



HAL
open science

Evaluation des qualités métrologiques de tests de performance physique pour caractériser le statut fonctionnel de l'épaule saine et blessée chez le sportif

Matthieu Degot

► **To cite this version:**

Matthieu Degot. Evaluation des qualités métrologiques de tests de performance physique pour caractériser le statut fonctionnel de l'épaule saine et blessée chez le sportif. Education. Université Claude Bernard - Lyon I, 2022. Français. NNT : 2022LYO10141 . tel-04323356

HAL Id: tel-04323356

<https://theses.hal.science/tel-04323356>

Submitted on 5 Dec 2023

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.



THESE de DOCTORAT DE L'UNIVERSITE CLAUDE BERNARD LYON 1

Ecole Doctorale N° 205
École doctorale interdisciplinaire Sciences-Santé - EDISS

Discipline : Sciences et Techniques des Activités Physiques et Sportives

Soutenue publiquement le 30/11/2022, par :
Matthieu Degot

Evaluation des qualités métrologiques de tests de performance physique pour caractériser le statut fonctionnel de l'épaule saine et blessée chez le sportif

Devant le jury composé de :

Rahmani Abdel (PU)	Université du Mans	Rapporteur
Simoneau Emilie (PU)	Université Polytechnique Hauts-de-France	Rapporteuse
Thoreux Patricia (PU-PH)	Université Paris Sorbonne	Examinatrice
Chèze Laurence (PU)	Université Claude Bernard Lyon 1	Présidente
Tubez François (MCU)	Haute Ecole Robert Schuman	Examineur
Rogowski Isabelle (MCU)	Université Claude Bernard Lyon 1	Directrice de thèse
Blache Yoann (MCU)	Université Claude Bernard Lyon 1	Co-directeur de thèse

Résumé

Les tests de performance physique connaissent une utilisation croissante pour l'évaluation des membres supérieurs et plus particulièrement de l'épaule du sportif. De part un développement récent, les connaissances disponibles concernant leur validité sont encore limitées et la caractérisation de leurs qualités métrologiques reste nécessaire pour définir leur cadre d'utilisation. Le premier objectif de cette thèse était d'évaluer la validité statistique et concourante des indicateurs de performance issus des tests USSPT, CKCUEST modifié et UQYBT. Le second objectif était de déterminer la capacité prédictive de ces tests de performance physique sur la survenue de blessures à l'épaule chez une population de joueurs de rugby de haut niveau. Le dernier objectif de cette thèse était d'évaluer l'influence d'une intervention chirurgicale selon la technique de Latarjet sur la biomécanique scapulaire. Pour les tests USSPT, CKCUEST modifié et UQYBT, nos travaux ont permis la sélection de procédures et d'indicateurs présentant des hauts niveaux de reproductibilité et de concordance. Nos résultats ont montré que, d'une part, l'USSPT permettait l'évaluation de la puissance maximale du membre supérieur et que, d'autre part, l'UQYBT mettait en jeu les qualités de stabilité et de mobilité du complexe de l'épaule. Notre étude prospective a mis en avant une faible capacité prédictive des indicateurs issus de ces tests face à la survenue de blessure traumatique chez une population de joueurs de rugby élite. Enfin, nos travaux ont montré qu'à trois mois post-opératoires, les modifications anatomiques induites par la technique chirurgicale de Latarjet n'entraînaient ni d'altération de la cinématique, ni des stratégies neuro-musculaires de stabilisation de la scapula. Les tests USSPT, CKCUEST modifié et l'UQYTB peuvent être considérés comme des outils fiables et valides permettant la caractérisation du statut fonctionnel de l'épaule de l'athlète sain. La mise en évidence de leur apport dans la prise en charge du sportif blessé nécessitera néanmoins de futures investigations.

Abstract

Physical performance tests are increasingly used for the assessment of athletes upper extremity and more particularly the shoulder region. Due to their recent development, the current knowledge concerning their validity is still limited and the characterization of their metrological qualities remains necessary to enable a wide use in a sports and clinical fields. The first aim of this thesis was to assess the statistical and concurrent validity of the outcomes measures drawn from USSPT, modified CKCUEST and UQYBT tests. The second aim was to determine the predictive ability of these physical performance tests on the occurrence of shoulder injuries in a population of high-level rugby players. The last aim of this thesis was to assess the influence of a glenohumeral surgical stabilization by Latarjet procedure on scapular biomechanics. For USSPT, modified CKCUEST and UQYBT tests, our work has defined a procedures and outcomes measures providing high reliability and agreement. Our studies also put forward that, on the one hand, USSPT allows the assessment of the maximal power of the upper limb and, on the other hand, UQYBT involves both stability and mobility qualities of the shoulder complex. Our prospective study has highlighted a weak predictive ability of the outcomes measures drawn from these tests with regard to the occurrence of traumatic injury in elite rugby players. Finally, our work has shown that at three months post-operatively, the anatomical modifications induced by the Latarjet procedure do not lead to any alteration of the kinematics, nor of the neuro-muscular strategies to stabilize the scapula. USSPT, modified CKCUEST and UQYTB tests can be considered as reliable and valid tools to characterize the shoulder functional status of the healthy athlete. However, future investigations will be necessary to demonstrate their contribution to the management of injured athletes.

Résumé

Conjointement à l'augmentation du niveau d'exigence dans le monde sportif, un nombre croissant d'outils de mesure sont développés et mis à la disposition des préparateurs physiques et cliniciens. Parmi eux, les tests de performance physique ciblant les membres supérieurs sont de plus en plus utilisés dans le cadre de la préparation physique ou au cours de l'évaluation de pré-saison des athlètes. Du fait de leur développement récent, les connaissances concernant leurs qualités respectives en tant qu'outils de mesure, i.e. qualités métrologiques, restaient limitées et leur cadre d'utilisation devait encore être défini. Bien que les fonctions du complexe de l'épaule censées être évaluées à travers ces tests aient été fréquemment décrites, la confirmation expérimentale de ces hypothèses restait nécessaire. Aussi, leur capacité d'identification des athlètes à risque de blessure à l'épaule restait méconnue, voire controversée. Au sein des blessures régulièrement recensées chez les sportifs de contact, l'instabilité gléno-humérale présente une forte sévérité de par les fréquentes récurrences et les temps d'arrêts qu'elle impose. Pour le jeune sportif, la prise en charge chirurgicale selon la technique de Latarjet constitue une intervention de référence. Cependant, certains auteurs ont émis l'hypothèse que les modifications anatomiques post-chirurgicales induites étaient une étiologie possible de trouble du positionnement ou du mouvement scapulaire, i.e. dyskinésie scapulaire. Le premier objectif de cette thèse était d'évaluer la validité statistique et la validité concourante des indicateurs de performance issus des tests USSPT, CKCUEST modifié et UQYBT. Le second objectif de ce travail était de déterminer le caractère prédictif des indicateurs de performance issus des tests USSPT, CKCUEST modifié, UQYBT et de force maximale isométrique sur la survenue de blessure à l'épaule chez une population de joueurs de rugby de haut niveau. L'objectif de notre dernière étude était d'évaluer l'influence d'une chirurgie gléno-humérale stabilisatrice selon la technique de Latarjet sur la biomécanique scapulaire lors des mouvements du bras chez des patients en comparaison de sportifs sains. Les résultats principaux de nos travaux sont que les meilleures valeurs de reproductibilité et de concordance des critères de jugement issus de l'USSPT sont obtenues en moyennant les distances de trois essais ; le score au CKCUEST modifié présente une bonne reproductibilité quand il est calculé à partir de la moyenne du nombre de touches pour les séries 2 et 3 ; les meilleures valeurs de reproductibilité et de concordance des indicateurs issus de l'UQYBT réalisé avec des consignes d'exécution spécifiques sont obtenues en utilisant les distances maximales issues de trois essais par membre. Nos travaux ont également montré que le déterminant majeur de la performance USSPT est la puissance maximale du membre supérieur, et en particulier la capacité de production de force à haute vitesse. Pour l'UQYBT, nos résultats ont souligné que la distance atteinte dans la direction supéro-latérale évalue principalement la fonction de stabilité de l'articulation huméro-thoracique. Pour la direction inféro-latérale, nos résultats ont confirmé le rôle déterminant de la mobilité scapulaire du membre mobile. Notre étude prospective a montré que les indicateurs de performances issus de l'USSPT et des forces maximales isométriques des rotateurs internes gléno-huméraux mesurés sur la période de pré-saison sont associés à la survenue de blessure de l'épaule au cours des saisons compétitives. A l'inverse, les indicateurs de performance issus de l'UQYBT et du CKCUEST modifié ne sont pas associés à la survenue de blessure. Enfin nos résultats ont montré que pour les patients opérés selon la technique de Latarjet, la cinématique scapulaire du côté opéré n'est pas modifiée à trois mois post-chirurgie et que les stratégies neuro-musculaire de stabilisation de la scapula sont faiblement modifiées entre les temps pré et post-opératoire. Les tests USSPT, CKCUEST modifié et UQYTB peuvent être considérés comme des outils fiables et valides permettant la caractérisation du statut fonctionnel de l'épaule de l'athlète sain. La mise en évidence de leur apport dans la prise en charge du sportif blessé nécessitera néanmoins de futures investigations.

Mots clés : reproductibilité, validité, stabilité, mobilité, puissance, Latarjet

Abstract

In parallel with the increase in the level of demand in the sports world, a growing number of measurement tools are being developed and made available to physical trainers and clinicians. Among them, upper extremity physical performance tests are increasingly used for strength and conditioning or pre-season screening tool. Due to their recent development, knowledge about their respective qualities as measurement tools, i.e., metrological qualities, remained limited and their scope of use had yet to be defined. Although shoulder functions that are supposed to be assessed through these tests have been frequently described, such hypotheses still needed to be experimentally confirmed. Also, their ability to identify athletes at risk of shoulder injury remained unknown and even controversial. Among injuries often described in contact athletes, gleno-humeral instability is known for high recurrences rates long period off the field. For young athletes, surgical management by the Latarjet technique is very common. However, some authors have hypothesized that the post-surgical anatomical changes were correlated with scapular positioning or movement disorders, i.e. scapular dyskinesia. The first aim of this thesis was to assess the statistical and concurrent validity of USSPT, modified CKCUEST and UQYBT tests outcome measures. The second aim of this work was to determine the predictive ability of USSPT, modified CKCUEST, UQYBT and maximum isometric strength tests outcomes measures on the occurrence of shoulder injury in high level rugby players. The aim of our last study was to assess the influence of gleno-humeral stabilization surgery according to the Latarjet procedure on scapular biomechanics during arm movements in patients compared to healthy athletes. The main results of our work are that best values of reliability and agreements fro USSPT outcome are obtained when averaging the distances of three trials; the modified CKCUEST score shows good reliability when averaging of the number of touches for series 2 and 3; the best values of reliability and agreement of the UQYBT outcome carried out with specific execution instructions are obtained by using the maximum distances from three trials per limb. Our work has also shown that the the major performance determinant of USSPT is the maximal upper-limb power, and especially force production capacity at high velocities. For the UQYBT, our results highlighted that the distance achieved in the supero-lateral direction assesses the stability of the humero-thoracic joint. For the infero-lateral direction, our results confirmed the determining role of scapular mobility of the mobile limb. Our prospective study showed that outcomes measures drawn from USSPT and the maximum isometric forces of the glenohumeral internal rotators measured during the pre-season are associated with the occurrence of shoulder injury during the competitive seasons. Conversely, the UQYBT and the modified CKCUEST outcomes measures were not associated with the occurrence of injury. Finally, our results showed that for patients operated on using the Latarjet technique, scapular kinematics on the operated side were not modified at three months post-surgery and that neuro-muscular strategies for stabilizing the scapula were only slightly modified between the pre- and post-operative times. USSPT, modified CKCUEST and UQYTB tests can be considered as reliable and valid tools to characterize the shoulder functional status of the healthy athlete. However, future investigations will be necessary to demonstrate their contribution to the management of injured athletes.

Key words : reliability, validity, stability, mobility, power, Latarjet

Laboratoire d'accueil

Unité de recherche : Laboratoire Interuniversitaire de Biologie de la Motricité UR 7424, Université Claude Bernard Lyon 1, 69 622 Villeurbanne, France

Directrice : Frédérique Hintzy

Responsable d'équipe SPIP : Pascal Edouard



Liens d'intérêt

Je déclare n'avoir aucun lien d'intérêt financier et non financier en rapport avec les travaux exposés dans cette thèse.

Remerciements

A mes rapporteurs,

Professeure Emilie Simoneau et Professeur Abdel Rahmani, je vous remercie chaleureusement d'avoir accepté d'investir de votre temps pour la relecture de ce travail.

Aux membres du jury,

Professeure Laurence Chèze, Professeure Patricia Thoreux et Docteur François Tubez, merci d'avoir accepté de participer à cette aventure qu'est la soutenance de thèse.

A mes directeurs,

Isabelle, Madame, pour votre accompagnement sur ces cinq années, un grand merci. Méthode, rigueur, exigence...mais aussi bonne humeur, jovialité, et soutien ont jalonné ces années. Peu reposantes certes... mais tellement enrichissantes. Pourtant néophyte en recherche il y a peu, vous m'avez donné ma chance et m'avez partagé votre expérience, en ça je vous suis extrêmement reconnaissant.

Yoann, un grand merci également pour m'avoir guidé dans les « méandres » de la biomécanique. Ta bienveillance a été source de confiance et le travail à tes côtés est toujours un plaisir. On se retrouve dans les rouges sous peu ... ;)

Aux membres du LOU rugby,

Merci pour le temps et les moyens que vous nous avez accordés. Cette immersion dans le monde du rugby professionnel a été riche d'enseignement pour notre équipe de recherche.

Au Docteur Lionel Neyton,

Merci pour cette collaboration et les temps d'échanges que nous avons partagé au cours de ces quatre dernières années.

Aux différents stagiaires,

Alexia, Inès, Chloé, Mathieu, Alexandre, Florian, Elise, Louisa... un grand merci. Sans vous, ces pages auraient eu plus de mal à s'écrire.

A ma famille,

Mamam, parce qu'en plus d'être la meilleure maman du monde tu es le roc qui jamais ne vacille. Tu m'as inculqué la détermination et grâce à toi aucune montagne ne me paraît infranchissable.

Papa, parce que ce que tu as su être un modèle en incarnant la rigueur et la justice, mais surtout en me parlant du beau et de l'absolu. Nos chemins nous réuniront prochainement dans une carrière, j'en suis sûr.

Olivia, parce qu'ensemble dans ce monde nous ne marcherons jamais seul. Je suis fier de toi petite sœur.

Mamie Annie, pour ton amour inconditionnel et les merveilleuses aventures de mon enfance,
Mamie Claudette, pour ton soutien sans faille et ta bienveillance ces dernières années,
Michel, parce que même sous l'orage « qu'est-ce qu'on est bien ! »
A mes grands-pères, que j'aurais souhaité mieux connaître.

A Sophie,

Car sans toi il n'y aurait pas tout ça. Malgré ces nuits blanches et ces journées noires nous avons su tenir bon, main dans la main. Peu importe les tempêtes, tu resteras toujours ma meilleure partenaire. Tu es une personne fantastique et pour tout ça je t'admire et je t'aime.

A mes amis de toujours,

Camille et Xavier, mes amis d'enfance, le chemin parcouru ensemble reste gravé dans le marbre,
Aurélien, parce que je remercie la vie de m'avoir donné un frère comme toi,
Jordan, Geoffroy, à nos souvenirs d'adolescents insoucians... (et quels souvenirs !),
Quentin et Dylan, parce que les 60 prochaines années ne sont pas prêtes à nous voir débarquer,
A tous mes autres amis auxquels je pense et que je ne peux pas citer ici, les instants de vie partagés ensemble sont des souvenirs impérissables.

A mes collègues et amis du LIBM,

Mathilde, Angèle, Tom, Benoit, Robin, Yann, Jérémie, Felix, Max, Xavier mais aussi Alex, Arnaud, Christophe, Philippe... Un laboratoire s'apparenterait-il à une grande famille ?

A l'équipe du Pôle Equilibre et Santé,

Merci pour votre soutien durant ces années et merci à Lucas pour la confiance accordée

A mes enseignants,

De l'ATSA, parce que votre rencontre a été déterminante dans mon parcours ; c'est aussi avec vous que cette histoire a commencé.

Jean Pierre, parce que vous m'avez fait découvrir un champ des possibles fantastique, veuillez recevoir toute ma gratitude cher ami.

Joël, Fabien, vos enseignements résonnent toujours en moi. Merci de m'avoir aidé à trouver ma voie.

«L'effort est pénible, mais il est aussi précieux, plus précieux encore que l'œuvre où il aboutit, parce que, grâce à lui, on a tiré de soi plus qu'il n'y avait, on s'est haussé au-dessus de soi-même.»

H. Bergson

Publications et communications

- **Articles issus du travail présenté dans ce manuscrit**

Degot, M., Blache, Y., Vigne, G., Franger, G., Neyton, L., & Rogowski, I. (2021). Intra-and intersession reliability and agreement of the Unilateral Seated Shot-Put Test outcome measures in healthy male athletes. *BMC Sports Science, Medicine and Rehabilitation*, 13(1), 1-7. <https://doi.org/10.1186/s13102-021-00301-4>.

Degot, M., Blache, Y., Vigne, G., Juré, D., Borel, F., Neyton, L., & Rogowski, I. (2019). Intrarater reliability and agreement of a modified closed kinetic chain upper extremity stability test. *Physical Therapy in Sport*, 38, 44-48. <https://doi.org/10.1016/j.ptsp.2019.04.017>.

Blache, Y., Rogowski, I., Degot, M., Trama, R., & Dumas, R. (2022). Uncertainty analysis and sensitivity of scapulothoracic joint angles to kinematic model parameters. *Medical & Biological Engineering & Computing*, 60, 2065–2075. <https://doi.org/10.1007/s11517-022-02593-1>.

Delorme, J., Blache, Y., Degot, M., Rogowski, I. (2022). Factors affecting the shoulder functional profile in elite judoka athletes. *European Journal of Sport Science*, 1-8. <https://doi.org/10.1080/17461391.2022.2069511>.

Rogowski, I., Degot, M., Hager, J. P., Del Moral, B., Cardot, N., Loursac, R., ... & Neyton, L. (2022). Normative values for internal and external glenohumeral rotation strength in rugby players: A systematic review with meta-analysis. *Shoulder & Elbow*, <https://doi.org/10.1177/17585732221098738>.

Blache, Y., Degot, M., Duprey, S., Begon, M., & Rogowski, I. (2021). Closed-loop multibody kinematic optimization coupled with double calibration improves scapular kinematic estimates in asymptomatic population. *Journal of Biomechanics*, 126, 110653. <https://doi.org/10.1016/j.jbiomech.2021.110653>.

Juré, D., Blache, Y., Degot, M., Vigne, G., Nové-Josserand, L., Godenèche, A., Rogowski, I & Neyton, L. (2021). The S-STARTS Test: Validation of a Composite Test for the Assessment of Readiness to Return to Sport After Shoulder Stabilization Surgery. *Sports Health*, 14(2), 254-261. <https://doi.org/10.1177/19417381211004107>.

Rogowski, I., Degot, M., Juré, D., Hager, J. P., Neyton, L., & Blache, Y. (2020). Shoulder functional status in rugby union players with and without history of shoulder problems. *Physical Therapy in Sport*, 45, 71-75. <https://doi.org/10.1016/j.ptsp.2020.06.014>.

- **Résumés publiés**

Degot, M., Rogowski, I., Renou, C., Neyton, L., Blache, Y. (2021). Static scapular positioning assessment: comparison between standard Burkhart procedure vs modified procedure. *Computer*

Methods in Biomechanics and Biomedical Engineering, 24(S1):33-34. [https://doi: 10.1080/10255842.2021.1978758](https://doi.org/10.1080/10255842.2021.1978758).

Degot, M., Rogowski, I., & Blache, Y. (2020). Ground reaction force during the Upper Quarter Y-Balance Test. *Computer Methods in Biomechanics and Biomedical Engineering*, 23(sup1), S69-S70. <https://doi.org/10.1080/10255842.2020.1812162>.

Degot, M., Blache, Y., Neyton, L., & Rogowski, I. (2019). Intersession reliability of the upper quarter Y balance test score. *Computer Methods in Biomechanics and Biomedical Engineering*, 22(sup1), S405-S407. <https://doi.org/10.1080/10255842.2020.1714961>.

Blache, Y., Degot, M., Rogowski, I. (2021). Does scapulothoracic contact point trajectory follow an ellipsoid surface? *Computer Methods in Biomechanics and Biomedical Engineering*, 24(S1):65-66. [https://doi: 10.1080/10255842.2021.1978758](https://doi.org/10.1080/10255842.2021.1978758).

Blache, Y., Degot, M., Begon, M., Duprey, S., Rogowski, I. (2020). Does double calibration coupled with a closed loop multibody kinematic optimization improve scapular kinematic estimates? *Computer Methods in Biomechanics and Biomedical Engineering*, 23:S35-37. <https://doi.org/10.1080/10255842.2020.1811505>.

- **Communications affichées**

Degot, M., Rogowski, I., Blache, Y. Ground reaction force during the Upper Quarter Y-Balance Test. *45^e Congrès de la Société de Biomécanique*. 26-28 octobre 2020, Metz, France.

Degot, M., Blache, Y., Neyton, L. & Rogowski, I. Intersession reliability of the Upper Quarter Y Balance Test score. *44^e Congrès de la Société de Biomécanique*. 28-30 octobre 2019, Poitiers, France.

- **Communications orales**

Degot, M., Rogowski, I., Renou, C., Neyton, L. & Blache, Y. Evaluation du positionnement scapulaire en phase statique : comparaison entre un système de référence externe et patient spécifique. *46^e Congrès de la Société de Biomécanique*. 25-27 octobre 2021, Saint-Etienne, France.

Degot, M., Rogowski I., Dingome A., Samozino P., Morel B., Blache Y. Relationship between Unilateral Seated Shot Put Test performance and maximal upper extremity power. *26^e Journée Scientifique de l'EDISS*, 18 novembre 2021, Lyon, France.

Sommaire

1	Introduction générale.....	22
2	Revue de littérature	24
2.1	Anatomie du complexe de l'épaule	24
2.1.1	Ostéologie.....	24
2.1.1.1	Clavicule.....	24
2.1.1.2	Scapula	24
2.1.1.3	Humérus	24
2.1.2	Arthrologie	25
2.1.2.1	Articulation sterno-costo-claviculaire	25
2.1.2.2	Articulation acromio-claviculaire.....	26
2.1.2.3	Articulation gléno-humérale.....	27
2.1.2.4	Plans de glissement scapulo-thoracique	29
2.1.2.5	« Articulation » huméro-thoracique	30
2.1.3	Myologie	31
2.1.3.1	Muscles gléno-huméraux.....	31
2.1.3.2	Muscles scapulo-thoraciques.....	32
2.1.3.3	Muscles thoraco-huméraux	34
2.1.4	Outils de mesure des positions et des mouvements du complexe de l'épaule.....	34
2.2	Les blessures traumatiques de l'épaule du sportif.....	37
2.2.1	Entorse et luxation sterno-costo-claviculaire	38
2.2.2	Entorse et luxation acromio-claviculaire.....	41
2.2.3	Subluxation et luxation gléno-humérale.....	44
2.2.4	Lésions fréquemment associées aux pathologies traumatiques.....	50
2.2.4.1	Tendinopathie et rupture post-traumatique de la coiffe des rotateurs	50
2.2.4.2	Dyskinésie scapulaire	52
2.2.5	Classification des disciplines sportives en fonction du risque de survenue d'épisodes d'instabilité gléno-humérale.....	56
2.2.5.1	Les sports à risque minime ou sports sans impact.....	58
2.2.5.2	Les sports avec contact sans armer, ou avec impact.....	58
2.2.5.3	Les sports avec armer sans contact, sans arrêt brusque	59
2.2.5.4	Les sports avec armer-contrer et contact	60
2.3	Evaluation de l'épaule du sportif.....	61
2.3.1	Qualité métrologique des outils d'évaluation.....	61
2.3.2	Evaluations subjectives	63
2.3.3	Evaluations objectives	66

2.3.3.1	Tests de force.....	67
2.3.3.2	Tests de puissance	70
2.3.3.3	Tests de performance physique	71
2.3.3.3.1	Unilateral Seated Shot put Test.....	75
2.3.3.3.2	CKCUEST.....	76
2.3.3.3.3	Upper Quarter Y- Balance Test.....	77
2.4	Objectif de la thèse	80
3	Validation statistique des indicateurs issus des tests de performance physique.....	83
3.1	Introduction	83
3.2	Matériels et méthodes.....	85
3.3	Résultats	87
3.4	Discussion	98
4	Validité concourante des tests de performance physique du membre supérieur	103
4.1	Relation entre la performance à l'USSPT et la puissance maximale des membres supérieurs. 103	
4.1.1	Introduction	103
4.1.2	Matériels et méthodes.....	104
4.1.3	Résultats	108
4.1.4	Discussion	109
4.2	Facteurs de performance du UQYBT : stabilité du membre d'appui <i>versus</i> mobilité du membre mobile.....	112
4.2.1	Introduction	112
4.2.2	Matériels et méthodes.....	113
4.2.3	Résultats	117
4.2.4	Discussion	125
5	Validité prédictive des tests fonctionnels du membre supérieur de la survenue de blessure à l'épaule chez le joueur de rugby de haut niveau	128
5.1	Introduction	128
5.2	Matériels et méthodes.....	129
5.3	Résultats	134
5.4	Discussion	138
6	Influence de la technique chirurgicale de Latarjet sur la biomécanique scapulaire : résultats préliminaires.....	143
6.1	Introduction	143
6.2	Matériels et méthodes.....	144
6.3	Résultats	148
6.4	Discussion	159
7	Discussion générale.....	163

8	Conclusion et perspectives	172
9	Bibliographie	174
10	Annexes	219

LISTE DES FIGURES

Figure 1. Ostéologie du complexe de l'épaule. A gauche humérus et scapula réunis avec clavicule incomplète, à droite clavicule droite, d'après Netter.	25
Figure 2. Mouvements de l'articulation sterno-costo-claviculaire d'après Wu et al. (2005), avec {Xc, Yc, Zc} constituant le repère orthonormé de la clavicule.	26
Figure 3. Mouvements de l'articulation acromio-claviculaire d'après Wu et al. (2005), avec {Xs, Ys, Zs} constituant le repère orthonormé de la scapula.	27
Figure 4. Représentation schématique du complexe tête humérale-bourrelet glénoïdien-glène scapulaire.....	27
Figure 5. Mouvements de l'articulation gléno-humérale d'après Wu et al. (2005), avec {Xh, Yh, Zh} le repère orthonormé de l'humérus.	28
Figure 6. Mouvements de l'articulation scapulo-thoracique d'après Wu et al. (2005), avec {Xs, Ys, Zs} constituant le repère orthonormé de la scapula.	29
Figure 7. Mouvements de rotations et de translations de l'articulation scapulo-thoracique d'après Seth et al. (2016).....	30
Figure 8. Coiffe des rotateurs de l'articulation gléno-humérale. Vue dorsale sur la gauche, vue frontale sur la droite.....	31
Figure 9. Plans de glissement scapulo-thoraciques. 1. Syssarcese serrato-scapulaire ; 2. Syssarcese serrato-thoracique.....	33
Figure 10. Evaluation statique du positionnement scapulaire selon la méthode de Burkhart, d'après Carbone et al. (2016). a : distance matérialisant la différence de hauteur des angles supéro-médiaux ; b : distance matérialisant la translation de l'angle scapulaire supéro-médial ; c : angle entre la verticale gravitaire et le bord médial de la scapula.	35
Figure 11. Coupe scannographique permettant l'étude du positionnement scapulaire selon Cerciello et al. (2015) ; avec les traits blancs fins matérialisant les tangentes aux surfaces scapulaires postérieure et le trait bleu épais matérialisant l'axe médian du corps. Leur réunion définit l'angle α	35
Figure 12. Equipement du sujet pour la mesure du positionnement et du mouvement scapulaire par l'intermédiaire de marqueurs cutanés (à gauche) et intra-osseux (à droite), avec des capteurs à six degrés de libertés (en haut) et des marqueurs rétro réfléchissants (en bas) ; d'après Blache et al. (2022) ; Seitz et al. (2012) ; Lawrence et al. (2014) ; Dal Maso et al. (2015).	36
Figure 13. Mécanismes lésionnels des luxations sterno-costo-claviculaire selon Groh et al. (2011) et Cerbasi et al (2017). I. Luxation antérieure ; II. Luxation postérieure, premier mécanisme ; III. Luxation postérieure, deuxième mécanisme.....	39
Figure 14. Greffe ligamentaire réalisée pour la stabilisation d'une entorse acromio-claviculaire de stade 4.....	44
Figure 15. Lésion du complexe bourrelet-capsulo-ligamentaire inférieur pouvant survenir au décours d'un épisode de luxation gléno-humérale.....	45
Figure 16. Lésion osseuse de la glène de l'humérus pouvant survenir au décours d'un épisode de luxation gléno-humérale.....	46
Figure 17. Lésion de Hill-Sachs pouvant survenir au décours d'un épisode de luxation gléno-humérale.	46
Figure 18. Configuration anatomique de l'articulation gléno-humérale post-procédure Latarjet, d'après le site du docteur Matthieu Meyer, après autorisation.....	49
Figure 19. Exemple d'intervention chirurgicale pour une rupture du muscle supra-épineux par voie arthroscopique. D'après le site du docteur Meyer, après autorisation.....	51
Figure 20. Décollements scapulaires au cours du mouvement classifiés selon les travaux de Kibler et al. (2013). A. Dyskinésie de type 1 ; B. dyskinésie de type 2 ; C. dyskinésie de type 3.....	52

Figure 21. Procédure d'enregistrement vidéo permettant l'évaluation visuelle du positionnement et du mouvement scapulaire selon McClure et al. (2009).....	56
Figure 22. Exemple d'évaluation des rotateurs gléno-huméraux via dynamométrie manuelle.....	68
Figure 23. Exemple d'évaluation des rotateurs gléno-huméraux via ergomètre isocinétique, selon Borms et al. (2016).....	69
Figure 24. Procédure de développé couché balistique et paramètres mesurés selon Rahmani et al. (2017). h = hauteur de décollement de la bar ; h_{po} = longueur des membres supérieurs.....	71
Figure 25. Positionnement initial pour la réalisation de l'USSPT.....	75
Figure 26. Déroulement du CKCUEST : position initiale (à gauche) puis déplacement alternatif des mains en maintenant la position de pompe.....	76
Figure 27. Réalisation du UQYBT avec déplacements successifs des curseurs dans les directions médiale (à gauche), inféro-latérale (au centre) et supéro-latérale (à droite), définies par rapport au bras d'appui.....	78
Figure 28. Procédure de réalisation du CKCUEST modifié. (R=période de récupération)	86
Figure 29. Graphique de Bland-Altman pour l'USSPT_LSI entre les première et deuxième sessions d'évaluation.	90
Figure 30. Graphique de Bland-Altman pour le score m-CKCUEST entre les sessions 1 et 2.....	92
Figure 31. Graphique de Bland-Altman pour l'indice d'endurance musculaire du m-CKCUEST entre les sessions 1 et 2.....	93
Figure 32. Graphique de Bland-Altman pour LSI_C entre les première et deuxième sessions d'évaluation.	98
Figure 33. Schématisation du dispositif expérimental pour la procédure USSPT standardisée. Les cercles matérialisent les articulations, la croix la tête du 3 ^e métacarpien et les points noirs les élastiques.	106
Figure 34. Positions-clés du développé-couché balistique unilatéral et distances utilisées pour l'analyse, avec h pour hauteur du déplacement vertical de la barre guidée durant la phase de vol et h_{p0} pour la longueur du membre supérieur. Sur la gauche, la position initiale, au milieu, la phase d'extension et à droite le moment où la barre atteint sa hauteur maximale.....	106
Figure 35. Relation force-vitesse type d'un participant, établie à partir de la tâche de développé-couché balistique unilatéral, pour les membres dominant (gris) et non dominant (noir).	108
Figure 36. Positions statiques pour la calibration du modèle cinématique.....	114
Figure 37. Instant final de poussée du curseur UQYBT pour la direction médiale. Les ronds bleus matérialisent l'origine de chaque segment ; la ligne en pointillés noirs représente le vecteur de performance ; les points blancs matérialisent la projection de l'origine de chaque segment sur le vecteur performance ; les flèches jaunes représentent les distances inter-projections.....	116
Figure 38. Angles huméro-thoraciques du membre d'appui (A), translations scapulo-thoraciques (B), angles scapulo-thoraciques (C), angles gléno-huméraux (D) pour chaque degré de liberté des différentes articulations, en fonction du temps normalisé pour la direction médiale. Le tracé du membre dominant est représenté rouge et celui du non-dominant en bleu.	119
Figure 39. Angles huméro-thoraciques du membre d'appui (A), translations scapulo-thoraciques (B), angles scapulo-thoraciques (C), angles gléno-huméraux (D) pour chaque degré de liberté des différentes articulations, en fonction du temps normalisé pour la direction inféro-latérale. Le tracé du membre dominant est représenté rouge et celui du non-dominant en bleu.	120
Figure 40. Angles huméro-thoraciques du membre d'appui (A), translations scapulo-thoraciques (B), angles scapulo-thoraciques (C), angles gléno-huméraux (D) pour chaque degré de liberté des différentes articulations, en fonction du temps normalisé pour la direction supéro-latérale. Le tracé du membre dominant est représenté rouge et celui du non-dominant en bleu.	121
Figure 41. Effet de la variation isolée d'une contribution articulaire sur la performance UQYBT normalisée par la longueur du membre supérieur (LL) dans la direction médiale, pour les membres dominant et non-dominant. La variation de contribution est représentée entre les valeurs minimale et	

maximale observées chez les participants, centrée à 0% sur la moyenne de l'échantillon. Avec HT pour l'articulation huméro-thoracique, GH pour l'articulation gléno-humérale, ST ^R pour la composante de rotation de l'articulation scapulo-thoracique.....	123
Figure 42. Effet de la variation isolée d'une contribution articulaire sur la performance UQYBT normalisée par la longueur du membre supérieur (LL) dans la direction inféro-latérale, pour les membres dominant et non-dominant. La variation de contribution est représentée entre les valeurs minimale et maximale observées chez les participants, centrée à 0% sur la moyenne de l'échantillon. Avec HT pour l'articulation huméro-thoracique, ST ^R pour la composante de rotation de l'articulation scapulo-thoracique, ST ^T pour la composante de translation de l'articulation scapulo-thoracique, CO pour l'articulation du coude et PO pour l'articulation du poignet.	124
Figure 43. Effet de la variation isolée d'une contribution articulaire sur la performance UQYBT normalisée par la longueur du membre supérieur (LL) dans la direction supéro-latérale, pour les membres dominant et non-dominant. La variation de contribution est représentée entre les valeurs minimale et maximale observées chez les participants, centrée à 0% sur la moyenne de l'échantillon. Avec HT pour l'articulation huméro-thoracique, GH pour l'articulation gléno-humérale, ST ^R pour la composante de rotation de l'articulation scapulo-thoracique, ST ^T pour la composante de translation de l'articulation scapulo-thoracique.	125
Figure 44. Positionnement pour l'évaluation des forces maximales isométriques des rotateurs gléno-huméraux sur le dispositif Forceframe.	131
Figure 45. Suivi longitudinal mis en place au sein du LOU Rugby sur les saisons compétitives 2020-2021 et 2021-2022.....	134
Figure 46. Diagramme de fiabilité.....	138
Figure 47. Courbe sensibilité spécificité du modèle prédictif après rééchantillonnage.	138
Figure 48. Positionnement des capteurs du système électromagnétique (capteurs blanc).	145
Figure 49. Illustrations des positions mises en place pour la réalisation des contractions sous-maximales isométriques, selon Dal Maso et al. (2016).....	146
Figure 50. Mouvements d'élévation/abaissement dans le plan frontal (gauche), scapulaire (centre) et sagittal (droite).	147
Figure 51. Moyennes (traits) et écart-types (zones colorées) des angles scapulo-thoraciques (en °) en rotation interne/externe au cours des mouvements d'élévation et d'abaissement huméro-thoracique dans le plan scapulaire pour les groupes contrôle (gauche) et Latarjet (droite) pour les membres dominant (en rouge) et non-dominant (en bleu) pour le groupe contrôle ; sain (en rouge) et opéré (en bleu) pour le groupe Latarjet, et pour les deux temps de mesure (pré en haut et post en bas).	150
Figure 52. Moyennes (traits) et écart-types (zones colorées) des angles scapulo-thoraciques (en °) de sonnette interne/externe au cours des mouvements d'élévation et d'abaissement huméro-thoracique dans le plan scapulaire pour les groupes contrôle (gauche) et Latarjet (droite) pour les membres dominant (en rouge) et non-dominant (en bleu) pour le groupe contrôle ; sain (en rouge) et opéré (en bleu) pour le groupe Latarjet, et pour les deux temps de mesure (pré en haut et post en bas).	151
Figure 53. Moyennes (traits) et écart-types (zones colorées) des angles scapulo-thoraciques (en °) de tilt antérieur/postérieur au cours des mouvements d'élévation et d'abaissement huméro-thoracique dans le plan scapulaire pour les groupes contrôle (gauche) et Latarjet (droite) pour les membres dominant (en rouge) et non-dominant (en bleu) pour le groupe contrôle ; sain (en rouge) et opéré (en bleu) pour le groupe Latarjet, et pour les deux temps de mesure (pré en haut et post en bas).	151
Figure 54. Moyennes (traits) et écarts-types (zones colorées) des différences bilatérales pour chaque degré de liberté scapulaire (rotation, sonnette et tilt) au cours des phases d'élévation et d'abaissement huméro-thoracique dans le plan frontal , pour les groupes contrôle (gauche) et Latarjet (droite) lors des deux temps de mesure (pré en rouge et post en bleu). * différence significative à p<0,05 entre les temps pré et post pour l'intervalle compris entre les lignes pointillées.	153
Figure 55. Moyennes (traits) et écart-types (zones colorées) des différences bilatérales pour chaque degré de liberté scapulaire (rotation, sonnette et tilt) au cours des phases d'élévation et d'abaissement	

huméro-thoracique dans le plan sagittal , pour groupes contrôle (gauche) et Latarjet (droite) lors des deux temps de mesure (pré en rouge et post en bleu).....	154
Figure 56. Moyennes (traits) et écart-types (zones colorées) des différences bilatérales pour chaque degré de liberté scapulaire (rotation, sonnette et tilt) au cours des phases d'élévation et d'abaissement huméro-thoracique dans le plan scapulaire , pour groupes contrôle (gauche) et Latarjet (droite) lors des deux temps de mesure (pré en rouge et post en bleu).....	155
Figure 57. Angles du coude (au-dessus) et angles du poignet (en dessous), pour les deux degrés de libertés, en fonction du temps normalisé pour la direction médiale. Avec tracé du membre dominant en rouge et non-dominant en bleu.....	219
Figure 58. Angles du coude (au-dessus) et angles du poignet (en dessous), pour les deux degrés de libertés, en fonction du temps normalisé pour la direction inféro-latérale. Avec tracé du membre dominant en rouge et non-dominant en bleu.....	220
Figure 59. Angles du coude (au-dessus), angles du poignet (en dessous), pour les deux degrés de libertés, en fonction du temps normalisé pour la direction supéro-latérale. Avec tracé du membre dominant en rouge et non-dominant en bleu.....	221
Figure 60. Moyennes (traits) et écart-types (zones colorées) des angles scapulo-thoraciques (en °) en rotation interne/externe au cours des mouvements d'élévation et d'abaissement huméro-thoracique dans le plan frontal pour les groupes contrôle (gauche) et Latarjet (droite) pour les membres dominant (en rouge) et non-dominant (en bleu) pour le groupe contrôle ; sain (en rouge) et opéré (en bleu) pour le groupe Latarjet, et pour les deux temps de mesure (pré en haut et post en bas).	222
Figure 61. Moyennes (traits) et écart-types (zones colorées) des angles scapulo-thoraciques (en °) de sonnette interne/externe au cours des mouvements d'élévation et d'abaissement huméro-thoracique dans le plan frontal pour les groupes contrôle (gauche) et Latarjet (droite) pour les membres dominant (en rouge) et non-dominant (en bleu) pour le groupe contrôle ; sain (en rouge) et opéré (en bleu) pour le groupe Latarjet, et pour les deux temps de mesure (pré en haut et post en bas).	222
Figure 62. Moyennes (traits) et écart-types (zones colorées) des angles scapulo-thoraciques (en °) de tilt antérieur/postérieur au cours des mouvements d'élévation et d'abaissement huméro-thoracique dans le plan frontal pour les groupes contrôle (gauche) et Latarjet (droite) pour les membres dominant (en rouge) et non-dominant (en bleu) pour le groupe contrôle ; sain (en rouge) et opéré (en bleu) pour le groupe Latarjet, et pour les deux temps de mesure (pré en haut et post en bas).	223
Figure 63. Moyennes (traits) et écart-types (zones colorées) des angles scapulo-thoraciques (en °) en rotation interne/externe au cours des mouvements d'élévation et d'abaissement huméro-thoracique dans le plan sagittal pour les groupes contrôle (gauche) et Latarjet (droite) pour les membres dominant (en rouge) et non-dominant (en bleu) pour le groupe contrôle ; sain (en rouge) et opéré (en bleu) pour le groupe Latarjet, et pour les deux temps de mesure (pré en haut et post en bas).	223
Figure 64. Moyennes (traits) et écart-types (zones colorées) des angles scapulo-thoraciques (en °) de sonnette interne/externe au cours des mouvements d'élévation et d'abaissement huméro-thoracique dans le plan sagittal pour les groupes contrôle (gauche) et Latarjet (droite) pour les membres dominant (en rouge) et non-dominant (en bleu) pour le groupe contrôle ; sain (en rouge) et opéré (en bleu) pour le groupe Latarjet, et pour les deux temps de mesure (pré en haut et post en bas).	224
Figure 65. Moyennes (traits) et écart-types (zones colorées) des angles scapulo-thoraciques (en °) de tilt antérieur/postérieur au cours des mouvements d'élévation et d'abaissement huméro-thoracique dans le plan sagittal pour les groupes contrôle (gauche) et Latarjet (droite) pour les membres dominant (en rouge) et non-dominant (en bleu) pour le groupe contrôle ; sain (en rouge) et opéré (en bleu) pour le groupe Latarjet, et pour les deux temps de mesure (pré en haut et post en bas).	224

LISTE DES TABLEAUX

Tableau 1. Insertions des muscles impliqués dans la mobilité et la stabilité de l'articulation gléno-humérale.	32
Tableau 2. Insertions des muscles impliqués dans la mobilité et la stabilité de la scapula.	33
Tableau 3. Muscles thoraco-huméraux	34
Tableau 4. Classification des entorses et luxations acromio-claviculaire selon Rockwood (1984).	41
Tableau 5. Facteurs pronostics du score ISIS selon Balg et Boileau (2007).	47
Tableau 6. Etiologies possibles de dyskinésie scapulaire	54
Tableau 7. Classifications des sports à risque de blessure à l'épaule.....	57
Tableau 8. Critères de jugements utilisés pour la caractérisation des qualités métrologiques des outils de mesure.....	63
Tableau 9. Qualités métrologiques des questionnaires évaluant le complexe de l'épaule et ses troubles. Inspiré de Fayad et al. (2009).....	64
Tableau 10. Qualités physiques censées être évaluées à travers les tests de performances physiques ciblant les membres supérieurs.....	72
Tableau 11. Qualités métrologiques des tests de performance physiques ciblant les membres supérieurs et le complexe de l'épaule.	73
Tableau 12. Moyennes \pm écarts types [minimum ; maximum] pour les distances de poussées brutes (en cm) et normalisées (en $\text{cm/kg}^{0,35}$), pour chaque essai et combinaisons d'essais.	88
Tableau 13. Reproductibilité et concordance intrasession pour les distances de poussée normalisées, avec un [niveau de confiance de 95%].	89
Tableau 14. Reproductibilité et concordance intersession pour les distances USSPT normalisées avec un [niveau de confiance de 95%].	89
Tableau 15. Moyenne (\pm écart types, [valeur minimale ; maximale]) du nombre de touches pour les trois premières séries et moyenne du nombre de touches pour les différentes combinaisons de ces trois séries, pour chaque session.....	91
Tableau 16. Reproductibilité et concordance intrasession pour le nombre de touches des trois premières séries.....	91
Tableau 17. Reproductibilité et concordance intersession pour le nombre de touches réalisées pour les séries de 1 à 3 ainsi que pour le nombre de touches moyen pour les différentes combinaisons.	92
Tableau 18. Reproductibilité et concordance intersession pour le nombre de touches réalisées pour les séries 4 à 7 ainsi que pour le nombre de touches moyen pour les différentes combinaisons.	93
Tableau 19. Moyennes (\pm écarts-types) des valeurs brutes (cm) et normalisées (%LL) du UQYBT avec M pour la direction médiale, IL pour la direction inféro-latérale et SL pour la direction supéro-latérale, pour les côtés dominant (D) et non dominant (ND), au cours des deux sessions.....	94
Tableau 20. Reproductibilité et concordance intrasession des distances normalisées atteintes dans les directions médiale (M), inféro-latérale (IL) et supéro-latérale (SL) pour les coté dominant (D) et non dominant (ND), au cours des deux sessions.....	95
Tableau 21. Reproductibilité et concordance intersession des distances normalisées atteintes dans les directions médiale (M), inféro-latérale (IL) et supéro-latérale (SL) pour les côtés dominant (D) et non dominant (ND)	96
Tableau 22. Reproductibilité et concordance intersession des indices de symétrie pour les différentes directions UQYBT.	98
Tableau 23. Moyennes \pm écarts-types [minimum; maximum] pour les distances USSPT, et valeurs de puissance maximale (Pmax), force maximale théorique (F0) et vitesse maximale théorique (V0) pour les membres dominant et non dominant.....	109

Tableau 24. Distances UQYBT normalisées par les longueurs du membre supérieur mobile (moyenne \pm écart-type), pour le membre dominant et non-dominant, pour les trois directions.	117
Tableau 25. Moyennes \pm écarts-types [minimum ; maximum] des contributions articulaires (en %) à la distance UQYBT atteinte, pour les membres dominant et non-dominant dans chaque direction.	122
Tableau 26. Grille de caractérisation des blessures à l'épaule, adaptée de Fuller et al. (2007)	132
Tableau 27. Caractéristiques anthropométriques et sportives des joueurs non-blessés et blessés.	135
Tableau 28. Caractéristiques de blessures à l'épaules recensées sur la population de joueurs de rugby de haut niveau au cours du suivi longitudinal.	136
Tableau 29. Scores (moyenne \pm écarts types) des questionnaires, des tests de force et de performance physique pour les épaules non-blessées et blessées.....	137
Tableau 30. Odds ratio et valeurs de p des variables explicatives retenues dans le modèle statistique final.....	137
Tableau 31. Caractéristiques démographiques de la population étudiée.....	149
Tableau 32. Scores des questionnaires WOSI et WORC pour chaque groupe, pour chaque membre, et pour chaque évaluation, en fonction du temps de mesure.....	149
Tableau 33. Moyennes \pm écart-types des ratios d'activation des muscles péri-scapulaires au cours des mouvements d'élévation et d'abaissement, pour les trois plans d'élévations, pour les tests (pré) et re-tests (post), pour le membre dominant et non-dominant pour le groupe contrôle et le membre opéré et non-opéré pour le groupe Latarjet.	156
Tableau 34. Différences bilatérales (en valeur absolue) des ratios d'activation des muscles péri-scapulaires, pour les trois plans d'élévation, pour les tests (pré) et re-tests (post), pour les groupes contrôle et Latarjet.....	157
Tableau 35. Apports (en gras) de ce travail de thèse relatifs aux qualités métrologiques des tests de performance physique ciblant les membres supérieurs.	170

LISTE DES ABREVIATIONS

ACWR = Acute Chronic Workload Ratio

AUC = Area Under Curve

CKCUEST = Closed Kinetic Chain Upper Extremity Stability Test

COSMIN = COnsensus-based Standards for the selection of health status Measurement Instruments

CV = Coefficient de Variation

D = Dominant

EVA = Echelle Visuelle Analogique

F0 = Force maximale théorique à vitesse nulle

ICC = Coefficient de Corrélation Intraclasse

IC = Intervalle de Confiance

IL = Direction inféro-latérale (UQYBT)

ISIS = Instability Severity Index Score

IRM = Imagerie par Résonance Magnétique

LSI = Indice de symétrie des membres

LVO = Leave-one-out

M = Direction médiale (UQYBT)

MB = Médecine-Ball

MDC = Changement Minimum Detectable

ND = Non-Dominant

OHT= One arm Hop Test

Pmax = Puissance maximale des membres supérieurs

1RM = test de répétition maximale

RPE = Rating of Perceived Exertion

SEM = Erreur standard de mesure

SIRSI = Shoulder Instability Return to Sport after Injury

SL = Direction supéro-latérale (UQYBT)

SMBT = Seated Medicine Ball Throw

SPM = Statistical Parametric Mapping

UQYBT = Upper Quarter Y-balance Test

USSPT = Unilateral Seated Shot Put Test

WORC = Western Ontario Rotator Cuff Index

WOSI = Western Ontario Shoulder Instability Index

V0 = Vitesse maximale théorique pour une résistance nulle

1 Introduction générale

Selon un rapport de l'Institut National de la Jeunesse et de l'Education Populaire, 66% de la population française de plus de quinze ans avait pratiqué au moins une activité sportive au cours de l'année 2020. Bien que les effets bénéfiques du sport aient été largement démontrés sur l'état de santé général et sur les différents systèmes de l'organisme (Blair & Morris, 2009; Larsen et al., 2015), sa pratique entraîne un risque de blessure accru. Les atteintes du système musculo-squelettique i.e. muscle, tendon, os, cartilage, ligament sont les plus fréquentes et constitueraient jusqu'à 80% de ces atteintes (Patel & Baker, 2006).

De par leur fréquente sollicitation dans les sports de contact, avec armer ou encore armer-contrer, les membres supérieurs sont des zones largement touchées par les atteintes du système musculo-squelettique chez les athlètes. Ainsi, sur la totalité des blessures recensées sur seize années pour une large population de sportifs compétiteurs, 18 à 21 % des blessures concernaient les membres supérieurs (Hootman et al., 2007). En fonction du contexte de survenue, ces blessures sont divisées en blessure traumatique et en blessure de surutilisation (Achenbach et al., 2020; Forthomme et al., 2018). Les blessures traumatiques sont des blessures contractées suite à un traumatisme physique aiguë tandis que les blessures de surutilisation sont causées par la répétition de mouvements contraignants pour les éléments anatomiques. Les disciplines les plus pourvoyeuses de blessures traumatiques du membre supérieur sont les disciplines de contact, caractérisées par la présence de chocs intenses comme lors des chutes au judo (Akoto et al., 2018; Pocecco et al., 2013) ou des placages au rugby (Usman et al., 2011). De par sa forte exposition aux chocs dans ces disciplines et de son anatomie devant assurer un compromis entre stabilité et mobilité, le complexe de l'épaule est très fréquemment atteint par ces blessures. Aussi, sur la totalité des blessures touchant les membres supérieurs chez les joueurs de rugby, 66% concernent directement cette région (Usman et al., 2013) et les atteintes traumatiques de ce complexe représentent entre 9 et 17% des blessures (Best et al., 2005; Brooks et al., 2005a; Schneiders et al., 2009). Bien que moins fréquentes que les entorses acromio-claviculaires, les luxations gléno-humérales, i.e. perte de contact entre la tête de l'humérus et la glène scapulaire, sont régulièrement rencontrées dans ces disciplines (Bohu et al., 2015). Les effets négatifs de ces blessures inclus, à court terme, des récurrences fréquentes (Dickens et al., 2014), une réduction significative du temps de jeu (Leahy et al., 2021) et à plus long terme une intervention chirurgicale de stabilisation de l'articulation gléno-humérale (Beranger et al., 2016) pouvant avoir un effet délétère sur la durée de carrière (Brophy et al., 2011).

Face à cette haute prévalence de blessure à l'épaule dans le monde sportif, l'évaluation des fonctions de l'épaule de l'athlète est fréquemment réalisée à travers des outils subjectifs tels que les questionnaires (Gerometta et al., 2017) ou objectifs tels que les tests de force (Sørensen et al., 2021). Au sein des outils

d'évaluation objectifs de l'épaule, les tests de performance physique ciblant les membres supérieurs sont de plus en plus mis en avant (Olds et al., 2019; Otley et al., 2022) de par leur large disponibilité, leur faible coût d'utilisation, ou encore une application aisée sur le terrain (Hegedus et al., 2015). Malgré un développement croissant (Borms et al., 2018; Fanning et al., 2021), les connaissances concernant les qualités intrinsèques de ces tests en tant qu'outils de mesure, i.e. caractéristiques métrologiques, restent hétérogènes et limitées. Avant qu'un outil d'évaluation puisse être utilisé en routine comme outil de caractérisation du statut fonctionnel de l'athlète sain, de dépistage pour la prévention des blessures ou comme outil d'évaluation de retour au sport après blessure, la validation des qualités métrologiques de ses indicateurs de performance reste toutefois un préalable indispensable.

Par conséquent, l'objectif de cette thèse est de contribuer à l'évaluation des qualités métrologiques des tests de performance physique pour caractériser le profil fonctionnel de l'épaule saine et blessée chez le sportif.

Pour répondre à cet objectif, une revue de littérature recensant les blessures ainsi que les outils subjectifs et objectifs d'évaluation de l'épaule du sportif sera présentée. Au sein de cette partie, une attention particulière sera portée sur les tests de performance physique ciblant l'épaule et leurs qualités métrologiques respectives. A travers trois chapitres expérimentaux, nos travaux portant sur les validités statistique, concourante et prédictive des tests des performance physique retenus seront présentés. Un dernier chapitre expérimental portant sur l'influence d'une stabilisation chirurgicale gléno-humérale selon la technique de Latarjet sur la biomécanique scapulaire sera également détaillé. Enfin, les différentes applications pratiques, limites et perspectives de nos travaux feront l'objet d'une discussion générale.

2 Revue de littérature

La première partie de cette revue de littérature est consacrée à la description de l'anatomie du complexe de l'épaule, à travers l'ostéologie, l'arthrologie et la myologie. La seconde partie propose une description des blessures traumatiques de l'épaule du sportif ainsi que les traitements pouvant être mis en œuvre dans un objectif de retour au sport. Une dernière partie détaille les outils d'évaluation subjective et objective disponibles pour la caractérisation des fonctions du membre supérieur, et en particulier du complexe de l'épaule des athlètes.

2.1 Anatomie du complexe de l'épaule

L'épaule est un complexe articulaire composé de trois os, trois articulations, deux espaces de glissement et dix-sept muscles (Drake et al., 2006; Dufour, 2005; Kamina, 2009; Kapandji, 2021). Lors de la réalisation des différents mouvements du bras par rapport au thorax, ces articulations et espaces de glissement sont impliqués de manière synchronisée dans des proportions variables. Ce complexe articulaire se caractérise par une très grande mobilité et une stabilité limitée, mais néanmoins primordiale pour maintenir l'intégrité des structures anatomiques.

2.1.1 Ostéologie

2.1.1.1 *Clavicule*

La clavicule est un os long constituant la partie antérieure du complexe de l'épaule (Figure 1). Elle comporte une partie centrale, le corps, et deux extrémités. Son corps présente deux faces et deux bords avec une forme de S. Son extrémité sternale présente une surface articulaire posée sur le sternum et le premier cartilage costal. Son extrémité acromiale présente une surface articulaire ovalaire reposant sur l'acromion.

2.1.1.2 *Scapula*

La scapula est un os plat constituant la partie postérieure du complexe de l'épaule (Figure 1). Elle comporte un corps triangulaire qui présente deux faces, trois bords et trois angles. Sa face costale constitue la fosse subscapulaire et sa face postérieure est divisée en deux fosses de part et d'autre de l'épine qui se termine latéralement par l'acromion. Son angle latéral comporte le processus coracoïde et la cavité glénoïde. Cette dernière présente une orientation en haut en avant et en dehors ; elle est ovalaire avec une concavité peu marquée.

2.1.1.3 *Humérus*

L'humérus est constitué d'une diaphyse et de deux épiphyses (Figure 1). En coupe transversale, son corps est triangulaire et présente trois faces et trois bords. Son épiphyse proximale comprend le col chirurgical, la tête humérale, le col anatomique, deux tubercules et le sillon intertuberculaire. La tête humérale forme un tiers de sphère de rayon d'environ 30 mm, orientée en haut, médialement et en

arrière. Son axe d'orientation forme avec l'axe de la diaphyse humérale un angle d'inclinaison de 135° et un angle de déclinaison de 30° en avant du plan frontal. Le col anatomique de l'humérus sépare la tête humérale du reste de l'épiphyse et forme un angle de 45° par rapport à l'horizontale.

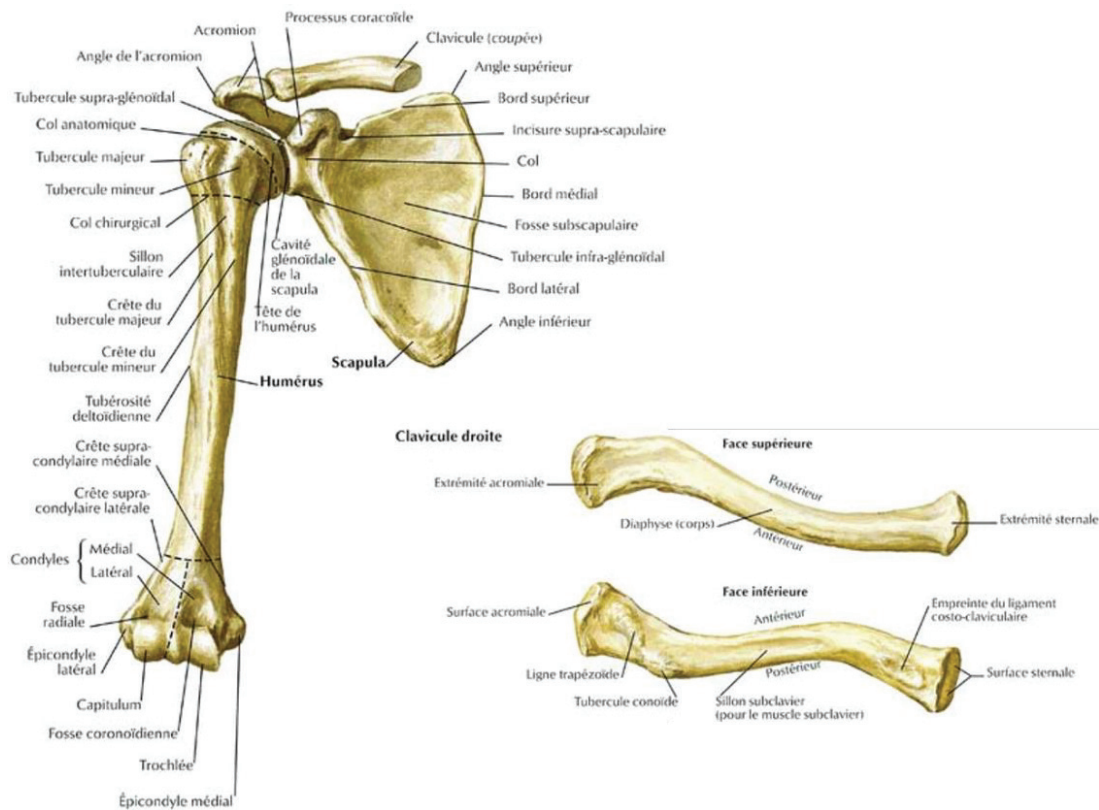


Figure 1. Ostéologie du complexe de l'épaule. A gauche humérus et scapula réunis avec clavicule incomplète, à droite clavicule droite, d'après Netter.

2.1.2 Arthrologie

2.1.2.1 Articulation sterno-costo-claviculaire

L'articulation sterno-costo-claviculaire est formée par la réunion de l'extrémité sternale de la clavicule, la surface articulaire sternale et le premier cartilage costal. Ces éléments osseux sont reliés par les ligaments sterno-claviculaire et interclaviculaire. C'est une articulation en selle dont la présence d'un disque articulaire confère trois degrés de liberté en rotation, avec des mouvements de translation, i.e. glissements parallèles aux surfaces articulaires, limités par la tension des ligaments. Les modèles biomécaniques ne prennent cependant pas en considération ces translations (Jackson et al., 2012; Seth et al., 2016) et cette articulation est modélisée par trois degrés de liberté en rotation à savoir des mouvements de protraction/rétraction, de dépression/élévation et enfin de rotation axiale (Figure 2). Selon la classification de la Société Internationale de Biomécanique (ISB) (Wu et al., 2005), les mouvements de protraction s'effectuent autour de l'axe Y_c coïncidant avec l'axe Y_t du repère thorax

(Figure 2). Les mouvements de dépression et d'élévation s'effectuent autour de l'axe X_c . Enfin, les mouvements de rotation axiale s'effectuent autour d'un axe Z_c .

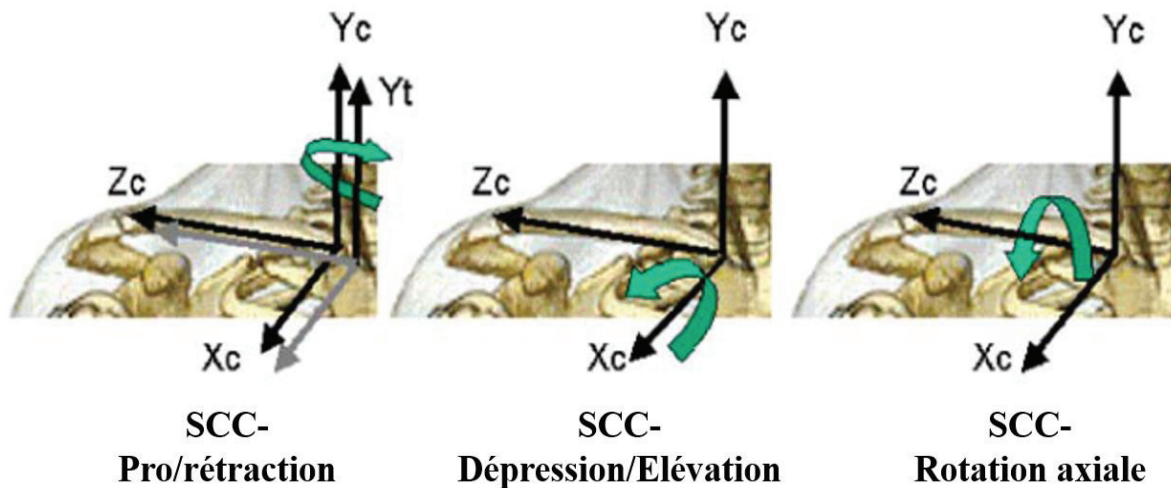


Figure 2. Mouvements de l'articulation sterno-costo-claviculaire d'après Wu et al. (2005), avec $\{X_c, Y_c, Z_c\}$ constituant le repère orthonormé de la clavicule.

2.1.2.2 Articulation acromio-claviculaire

L'articulation acromio-claviculaire est formée par la réunion de l'extrémité acromiale de la clavicule et de la surface articulaire de l'acromion qui sont deux surfaces planes. Cette configuration permet donc des mouvements de rotation. Cependant, les ligaments acromio-claviculaire et coraco-claviculaire limitent les mouvements de translation de l'acromion par rapport à l'extrémité latérale de la clavicule. Ainsi, pour des mouvements d'abduction du bras, Sahara et al. (2006) ont rapporté des translations de l'ordre de 2 mm dans les directions antérieure et postérieure et une translation supérieure de l'ordre de 1 mm. De par ces faibles amplitudes de mouvements, les translations sont rarement prises en compte dans les modélisations biomécaniques. Cette articulation est donc modélisée par trois degrés de liberté en rotation selon l'ISB (Wu et al., 2005), à savoir : les mouvements de rotation interne/externe s'effectuent autour de l'axe Y_s coïncidant avec l'axe Y_c du repère clavicule, de rotations latérale/médiale autour de l'axe X_s , et enfin de tilts antérieur/postérieur autour d'un axe Z_s (Figure 3).

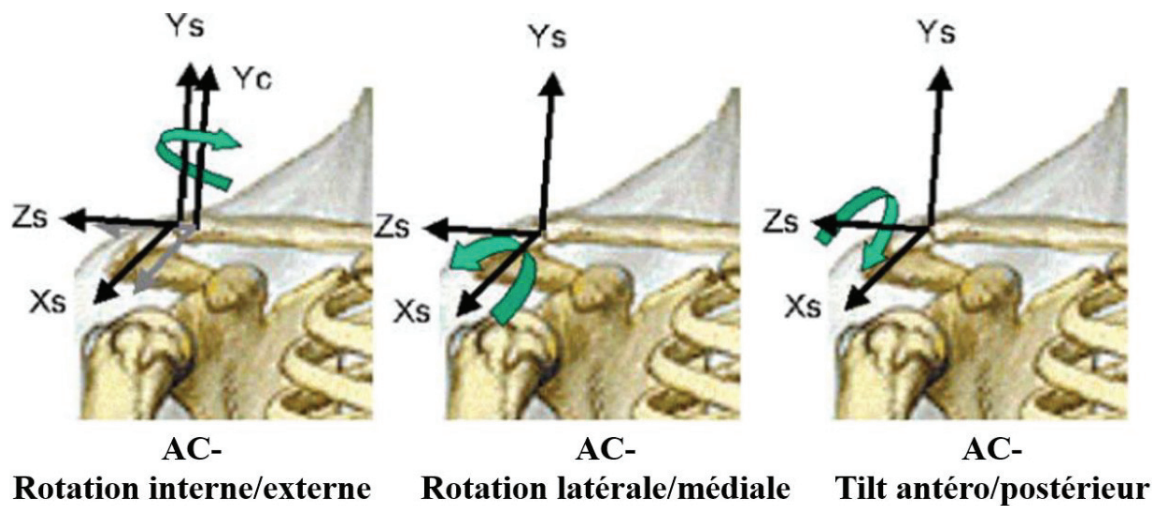


Figure 3. Mouvements de l'articulation acromio-claviculaire d'après Wu et al. (2005), avec $\{X_s, Y_s, Z_s\}$ constituant le repère orthonormé de la scapula.

2.1.2.3 Articulation gléno-humérale

L'articulation gléno-humérale associe la tête humérale avec la cavité glénoïde de la scapula par l'intermédiaire d'un fibro-cartilage appelé bourrelet glénoïdien. Il est inséré sur le rebord de la cavité glénoïde dont il augmente la surface d'environ 50% et la profondeur d'1 cm, permettant ainsi une meilleure congruence des surfaces articulaires (Figure 4). Malgré la présence de cet élément fibro-cartilagineux, l'articulation gléno-humérale reste une articulation peu emboîtée, favorisant ainsi la composante de mobilité au détriment de la stabilité.

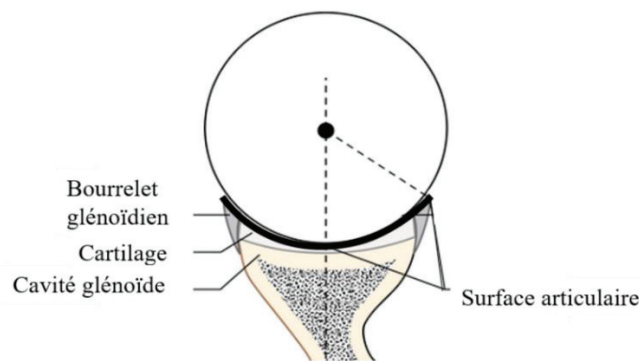


Figure 4. Représentation schématique du complexe tête humérale-bourrelet glénoïdien-glène scapulaire.

L'articulation gléno-humérale est une articulation synoviale sphéroïde, permettant six degrés de liberté au regard de sa faible congruence et de la laxité de son plan ligamentaire. Ce dernier est constitué des ligaments gléno-huméraux supérieur, moyen et inférieur. Les mouvements de rotation sont donc associés à des translations de la tête humérale sur la glène. L'ISB a ainsi défini des mouvements de

translations antérieure/postérieure, inférieure/supérieure ou encore des distractions de la tête humérale par rapport à la cavité glénoïde (Wu et al., 2005). Pour des sujets ne présentant pas de pathologie à l'épaule, ces translations peuvent être supérieures à 1 cm lors des mouvements d'élévation du bras dans le plan sagittal ou dans le plan frontal (Dal Maso et al., 2014; Dal Maso et al., 2015). La mesure de ces translations nécessite cependant l'utilisation d'outils ayant une précision que la plupart des outils non-invasifs, comme les systèmes optoélectroniques ou électromagnétiques ne permettent pas (Blache et al., 2017). La mesure objective des translations gléno-humérales nécessite donc la mise en place de protocoles expérimentaux invasifs reposant sur une mesure directe des déplacements osseux via des pins intra-corticaux (Dal Maso, Blache, et al., 2016) ou sur des techniques d'imagerie (Charbonnier et al., 2014). Cette complexité technique et logistique explique que la majorité des modèles cinématiques du complexe de l'épaule ne considèrent que les trois degrés de liberté en rotation pour l'articulation gléno-humérale, au détriment des translations (Duprey et al., 2017). Ainsi selon l'ISB (Wu et al., 2005), les rotations gléno-humérales peuvent se définir par le plan d'élévation, élévation/abaissement et rotation axiale (Figure 5). Selon cette classification, les mouvements de plan d'élévation s'effectuent autour de l'axe Yh coïncidant avec l'axe Ys de la scapula (Figure 5). Les mouvements d'élévation/abaissement s'effectuent autour de l'axe Xh. La rotation axiale se fait autour de Yh, et se traduit par des mouvements de rotation interne/externe de l'humérus sur son axe longitudinal. Une seconde terminologie basée sur les termes de flexion (autour de l'axe Zs), d'abduction (autour de l'axe Xh) et de rotation (autour de l'axe Yh) est également citée dans la littérature (Wu et al., 2005).

D'autres modélisations telles que la modélisation à 6 degrés de liberté (Charbonnier et al., 2014; Van Den Bogert et al., 2013), le mécanisme de sphère parallèle (El Habachi et al., 2015) ou encore le système « cam follower » (Willemot et al., 2015) ont été proposées pour prendre en considération ces paramètres de translation.

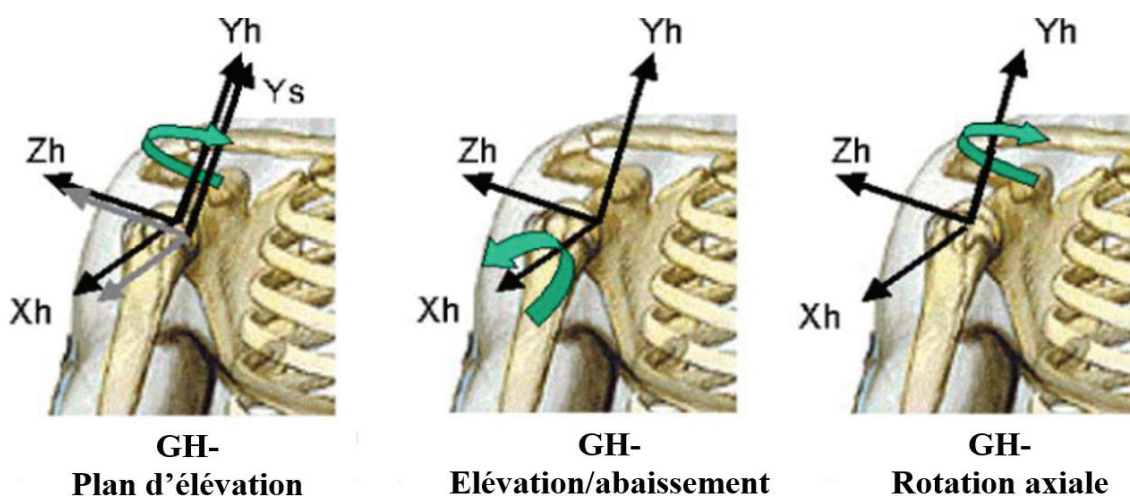


Figure 5. Mouvements de l'articulation gléno-humérale d'après Wu et al. (2005), avec {Xh, Yh, Zh} le repère orthonormé de l'humérus.

2.1.2.4 Plans de glissement scapulo-thoracique

Le premier plan de glissement scapulo-thoracique est formé par la paroi thoracique et le muscle dentelé antérieur s'attachant sur le bord médial de la scapula. Le second plan de glissement scapulo-thoracique est formé par le muscle dentelé antérieur et le muscle sous-scapulaire recouvrant la face antérieure de la scapula. La prise en compte de ces plans de glissement dans les modélisations biomécaniques se traduit par une description de l'orientation de la scapula vis-à-vis du thorax par trois rotations contraintes par une surface de glissement. Les trois rotations comprennent la rotation interne/externe autour de l'axe longitudinal du thorax (Y_t), la sonnette latérale/médiale autour de l'axe antéro-postérieur de la scapula (X_s), et le tilt antérieur/postérieur autour de l'axe médio-latéral de la scapula (Z_s) (Figure 6) (Wu et al., 2005).

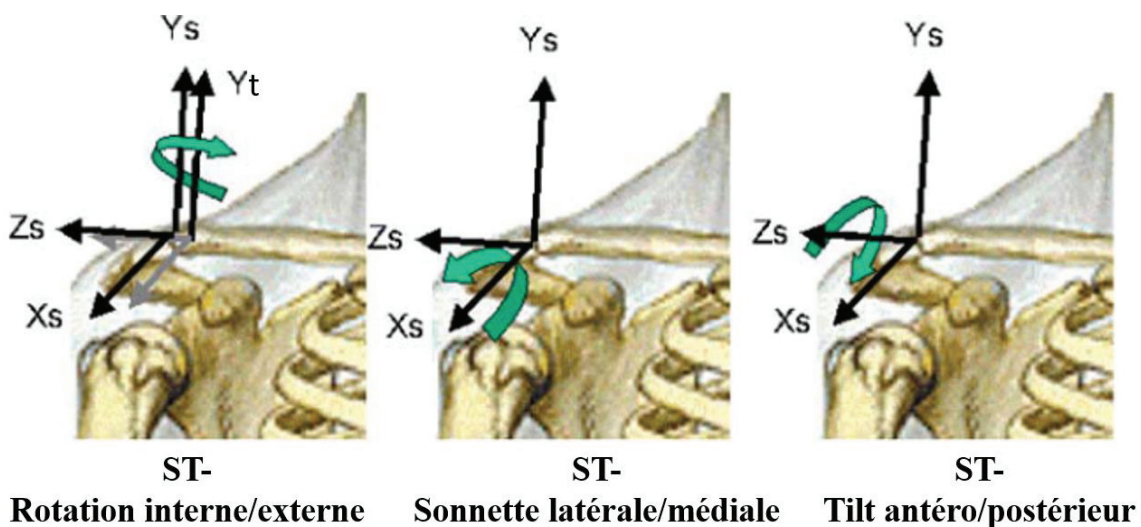


Figure 6. Mouvements de l'articulation scapulo-thoracique d'après Wu et al. (2005), avec $\{X_s, Y_s, Z_s\}$ constituant le repère orthonormé de la scapula.

Le plan de glissement peut être modélisé de plusieurs manières (Duprey et al., 2017). La plus courante consiste à forcer la scapula à rester en contact avec une ellipsoïde représentant la surface thoracique (approche géométrique) (Prinold & Bull, 2014) ou bien le plan de glissement scapulo-thoracique (approche fonctionnelle) (Michaud et al., 2017). Ce contact scapulo-thoracique peut alors être modélisé par un (Blache et al., 2022) ou plusieurs (Quental et al., 2015) points de contact et par des contraintes dures (Blache et al., 2021) ou souples (Michaud et al., 2017). Une autre nomenclature a également été proposée par Seth et al. (2016). Les mouvements scapulo-thoraciques sont contraints par un point de contact sur ellipsoïde et sont décrits, d'une part, par l'élévation/dépression et l'abduction/adduction correspondant, respectivement, au glissement de la scapula sur l'ellipsoïde, et d'autre part, par la sonnette interne/externe et la rotation interne/externe (Figure 7). Bien que ce modèle à quatre degrés de liberté permette de limiter la production de valeurs extrêmes pour les paramètres de tilt comparativement à un modèle à cinq degrés de liberté, les contraintes supplémentaires qu'il impose peuvent limiter sa

capacité à produire des valeurs s'éloignant des normes comme cela peut être retrouvé chez des populations pathologiques.

Enfin d'autres modèles ont été proposés tels que le modèle des mécanismes parallèles composé d'articulation universelle et prismatique (Ingram et al., 2016) et le modèle de plan de glissement pur (Blana et al., 2008).

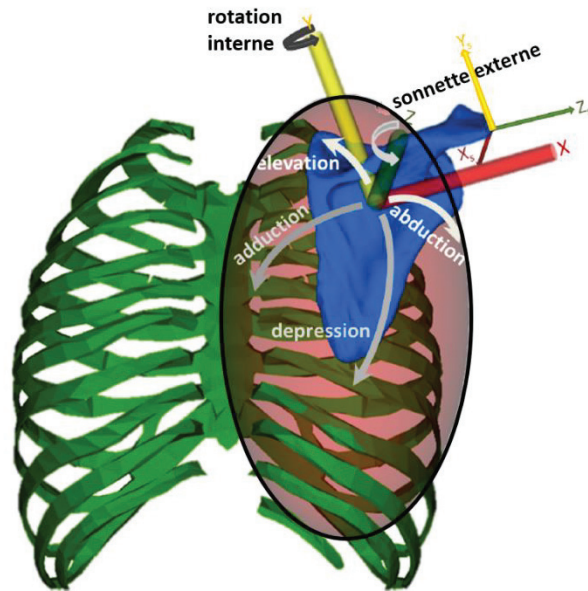


Figure 7. Mouvements de rotations et de translations de l'articulation scapulo-thoracique d'après Seth et al. (2016).

2.1.2.5 « Articulation » huméro-thoracique

Le complexe de l'épaule est parfois simplement modélisé comme la jonction du bras et du thorax à travers une articulation « non-anatomique », appelée articulation huméro-thoracique. Les mouvements de cette articulation sont alors présentés comme un résumé des mouvements ayant lieu dans l'ensemble des articulations et plans de glissement composant le complexe de l'épaule. Cette articulation est modélisée par trois degrés de liberté en rotation selon l'ISB (Wu et al., 2005) à savoir, des mouvements de plan d'élévation, élévation/abaissement et de rotation axiale. Selon cette classification, les mouvements de plan d'élévation s'effectuent autour de l'axe Yh coïncidant avec l'axe Yt du thorax. Les mouvements d'élévation/abaissement s'effectuent autour de l'axe Xh. La rotation axiale se fait autour de Yh, et se traduit par des mouvements de rotation interne/externe de l'humérus sur son axe longitudinal. En fonction du mouvement étudié, d'autres séquences de rotation peuvent être utilisées (Šenk & Chèze, 2006), comme par exemple : flexion (autour de l'axe Zs), abduction (autour de l'axe Xh) et rotation (autour de l'axe Yh).

2.1.3 Myologie

De par leur nombre élevé, les muscles constituent les principaux éléments de liaison entre les différentes pièces osseuses du complexe de l'épaule. En dehors des phases de contraction, ils jouent un rôle de stabilisateurs passifs, tout comme les capsules articulaires, les ligaments, et les fibro-cartilages. Durant leur contraction, les éléments musculaires assurent une stabilisation active des différentes articulations de l'épaule tout en permettant les mouvements du membre supérieur dans l'espace.

2.1.3.1 Muscles gléno-huméraux

L'articulation gléno-humérale étant une articulation peu congruente, sa stabilité est en grande partie assurée par les éléments musculaires qui permettent une meilleure coaptation des surfaces articulaires. En fonction de l'orientation majoritaire de leurs fibres en position anatomique de référence, les muscles gléno-huméraux sont divisés en coapteurs transversaux et en coapteurs longitudinaux. Au sein des muscles coapteurs transversaux, le muscle sous-scapulaire est localisé sur toute la partie antérieure de l'articulation alors que les muscles infra-épineux et petit rond sont situés sur la partie postérieure de l'articulation (Figure 8). La portion supérieure de l'articulation est recouverte par deux structures distinctes, le muscle supra-épineux et le tendon du long biceps. Cet ensemble musculo-tendineux profond forme la coiffe des rotateurs et assure un centrage permanent de la tête humérale au sein de la cavité glénoïde. Les muscles deltoïde, triceps brachial par sa longue portion et biceps brachial par l'intermédiaire de son chef court assurent quant à eux une action de coaptation longitudinale entre la tête humérale et la cavité glénoïde. Chacun de ces éléments musculaires est détaillé au sein du Tableau 1, construit à partir de l'ouvrage de Bonnel et Marc (2016).

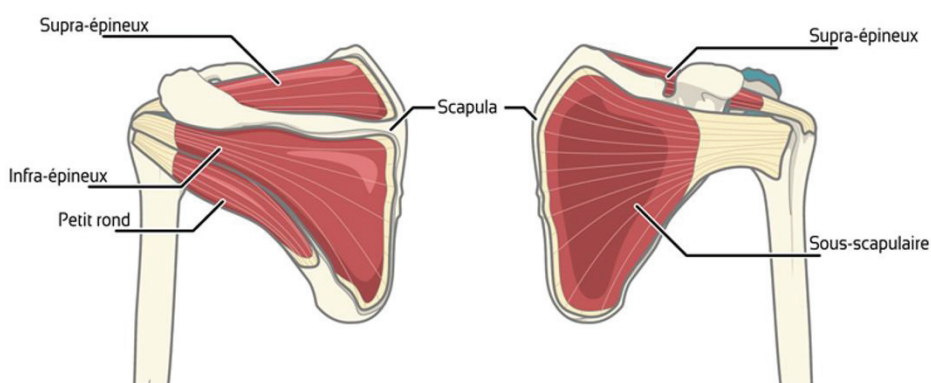


Figure 8. Coiffe des rotateurs de l'articulation gléno-humérale. Vue dorsale sur la gauche, vue frontale sur la droite.

Tableau 1. Insertions des muscles impliqués dans la mobilité et la stabilité de l'articulation gléno-humérale.

Muscle	Insertion proximale	Insertion distale
Sous-scapulaire	Face antérieure de la scapula	Tubercule mineur de l'humérus
Supraépineux	Fosse supra-épineuse de la scapula	Facette antérieure du tubercule majeur de l'humérus
Infraépineux	Fosse infra-épineuse	Facette moyenne du tubercule majeur
Petit rond	Fosse infra-épineuse, partie inféro-externe	Facette postérieure du tubercule mineur
Chef long du biceps	Tubercule supra-glénoïdien Pôle supérieur du bourrelet glénoïdien	Tubérosité du radius
Chef court du biceps	Processus coracoïde	Tubérosité du radius
Grand rond	Fosse infra-épineuse, partie inféro-externe	Lèvre médiale du sillon intertuberculaire de l'humérus
Deltoïde antérieur	Tiers externe bord antérieur de la clavicule	V deltoïdien de l'humérus
Deltoïde moyen	Bord externe de l'acromion	V deltoïdien de l'humérus
Deltoïde postérieur	Epine de la scapula	V deltoïdien de l'humérus

2.1.3.2 *Muscles scapulo-thoraciques*

Du fait d'une quasi-absence de contraintes osseuses, le positionnement, la mobilité et la stabilité de la scapula sont majoritairement assurés par les éléments musculaires la reliant au thorax. Ces éléments musculaires matérialisent deux plans de glissement disposés de part et d'autre du muscle dentelé antérieur, permettant les déplacements de la scapula sur la paroi thoracique. La syssarcome serrato-scapulaire est comprise entre le muscle dentelé antérieur et le muscle sous-scapulaire recouvrant la face antérieure de la scapula (Figure 9). La syssarcome serrato-thoracique est comprise entre le muscle dentelé antérieur et la paroi thoracique (Figure 9).

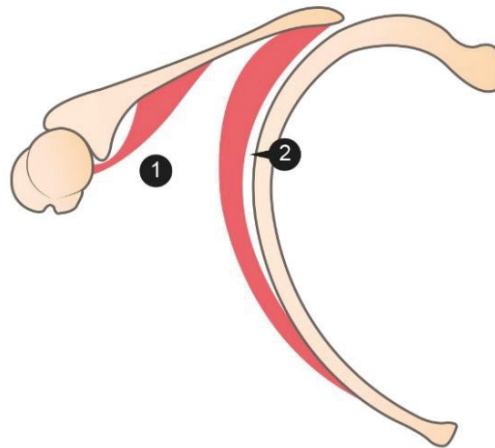


Figure 9. Plans de glissement scapulo-thoraciques. 1. Syssarcese serrato-scapulaire ; 2. Syssarcese serrato-thoracique.

Les autres éléments musculaires impliqués dans la mobilité scapulaire sont les différents chefs du muscle trapèze ainsi que les muscles petit pectoral et rhomboïdes. La contraction conjointe de ces différents muscles permet également la stabilisation de la scapula sur le thorax et le petit pectoral est joue un rôle moteur majeur dans les mouvements de tilt scapulaire (Figure 6). D'autres muscles tels que le coraco-brachial participent à la stabilité et la mobilité scapulaire de manière plus accessoire. L'ensemble de ces éléments musculaires est détaillé au sein du Tableau 2, construit à partir de l'ouvrage de Bonnel et Marc (2016).

Tableau 2. Insertions des muscles impliqués dans la mobilité et la stabilité de la scapula.

Muscle	Insertion proximale	Insertion distale
Trapèze supérieur	Protubérance occipitale externe Ligne nucale supérieure Ligament nuchal	Face supérieure du tiers latéral de la clavicule
Trapèze moyen	Processus épineux de C7 à T4	Bord médial de l'acromion
Trapèze inférieur	Processus épineux de T4 à T12	Bord postérieur de l'épine de la scapula
Petit pectoral	Processus coracoïde	3 ^e côte (K3) à K5
Coraco-brachial	Processus coracoïde	Face médiale de l'humérus
Dentelé antérieur	Angle supérieur, bord médial et angle inférieur de la scapula	De K1 à K10
Rhomboïdes	Processus épineux de C7 à T5	Bord médial de la scapula

2.1.3.3 *Muscles thoraco-huméraux*

Les muscles thoraco-huméraux forment des grandes nappes musculaires s'attachant largement sur le thorax et se finissant par des tendons attachés sur l'extrémité supérieure de l'humérus (Tableau 3). Ce sont des muscles superficiels à grand bras de levier qui permettent entre autres, une orientation du membre supérieur dans l'espace et assurent un rôle de « coiffe fonctionnelle » selon Bonnel (1992).

Tableau 3. Muscles thoraco-huméraux

Muscle	Insertion proximale	Insertion distale
Grand pectoral	Bord antérieur claviculaire Face antérieure du sternum Cartilages costaux de K1 à K6	Lèvre latérale du sillon intertuberculaire
Grand dorsal	Insertion inconstante sur la scapula Processus épineux T7 à T12 et de L1 à L5 Crête médiane du sacrum et bord postéro-supérieur de la crête iliaque	Sillon intertuberculaire huméral

2.1.4 Outils de mesure des positions et des mouvements du complexe de l'épaule

La caractérisation biomécanique des positions et des mouvements du complexe de l'épaule peut être réalisée à travers plusieurs méthodes se différenciant par leur caractère statique ou dynamique. Ces deux approches restent néanmoins complémentaires dans les informations qu'elles apportent aux chercheurs et aux cliniciens.

Procédures statiques

Une des approches proposées pour l'étude du positionnement de l'épaule est la procédure de Burkhart (2003). Cette dernière est utilisée pour objectiver les distances et l'orientation des scapulas par rapport à un système de référence externe, défini par une ligne verticale matérialisant la gravité. Trois paramètres par côté sont ainsi évalués (Figure 10) : la hauteur et la translation de l'angle supéro-médial comparativement à la ligne verticale passant par C7, et l'inclinaison du bord médial scapulaire par rapport à la ligne gravitaire (Burkhart et al., 2003). Plus récemment, les travaux de Degot et al. (2021) ont souligné que l'utilisation d'un système de référence patient-spécifique i.e., l'axe rachidien, pouvait constituer une approche alternative lors de l'utilisation de cette procédure.

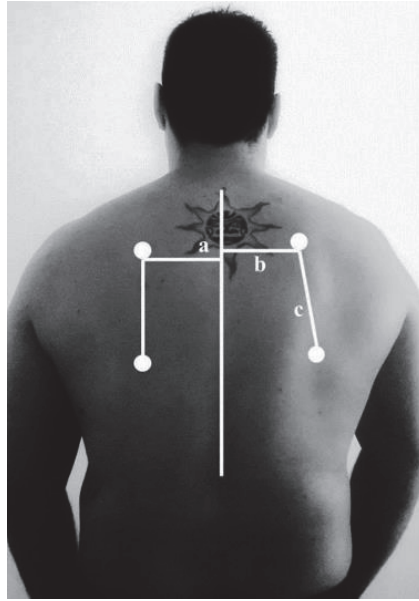


Figure 10. Evaluation statique du positionnement scapulaire selon la méthode de Burkhart, d'après Carbone et al. (2016). a : distance matérialisant la différence de hauteur des angles supéro-médiaux ; b : distance matérialisant la translation de l'angle scapulaire supéro-médial ; c : angle entre la verticale gravitaire et le bord médial de la scapula.

Reposant sur la tomodensitométrie, la procédure de Cerciello et al. (2015) est utilisée pour objectiver l'orientation des scapulas par rapport au thorax et à un système de référence interne i.e., l'axe médian antéro-postérieur. Pour cette évaluation, les participants sont positionnés en décubitus ventral. A partir d'une coupe scannographique réalisée au-dessus de l'épine scapulaire, l'orientation de chaque scapula dans le plan horizontal est définie par l'angle formé entre la tangente de la surface scapulaire postérieure et l'axe médian antéro-postérieur, nommé angle alpha (Figure 11).

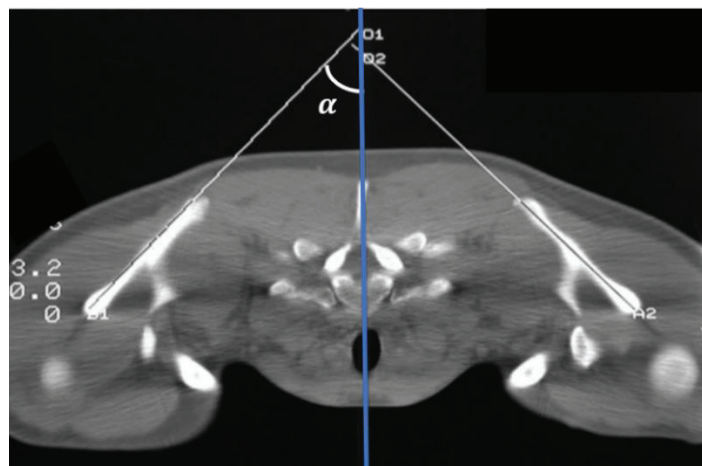


Figure 11. Coupe scannographique permettant l'étude du positionnement scapulaire selon Cerciello et al. (2015) ; avec les traits blancs fins matérialisant les tangentes aux surfaces scapulaires postérieure et le trait bleu épais matérialisant l'axe médian du corps. Leur réunion définit l'angle α .

Les nouvelles méthodes d'imagerie bi-planaire basses doses apparaissent également comme des outils prometteurs pour la caractérisation du positionnement scapulaire comparativement au thorax sur os sec (Lacroix & Billaud, 2021; Nicholson et al., 2017). L'intérêt majeur de cette technique est qu'elle permet la réalisation des mesures en charge, i.e. position anatomique de référence, à la différence des mesures scanographiques nécessitant une pose en procubitus susceptible d'être peu représentative des situations écologiques. Comparativement à une mesure radiographique de référence, les erreurs d'estimations de l'orientation scapulaire avec cette méthode sont inférieures à 4° en moyenne (Nicholson et al., 2017).

Procédures dynamiques

Les procédures dynamiques reposent sur la réalisation de mouvements du membre supérieur qui peuvent être des gestes sportifs i.e. tir de handball, des gestes de la vie quotidienne i.e. port de charge, ou encore des gestes analytiques de type élévations/abaissements dans un cadre clinique. L'analyse cinématique de ces mouvements repose essentiellement sur l'utilisation de deux types de technologie. Les systèmes électromagnétiques (Myers et al., 2005) donnent la position et l'orientation dans l'espace de capteurs placés sur les repères osseux d'intérêt (Figure 12). Les systèmes optoélectroniques (Blache et al., 2022) permettent l'enregistrement du positionnement des marqueurs (Figure 12). Pour une précision optimale des mesures, les marqueurs ou capteurs implantés directement au niveau osseux (Lawrence et al., 2014; Ludewig & Reynolds, 2009) restent une référence mais leur nature invasive rend leur utilisation difficile et limite les études sur de larges cohortes (Lawrence et al., 2018). Les marqueurs collés à même la peau selon des placements standardisés sont plus utilisés et la reproductibilité des mesures associées est bonne (Seitz et al., 2012).

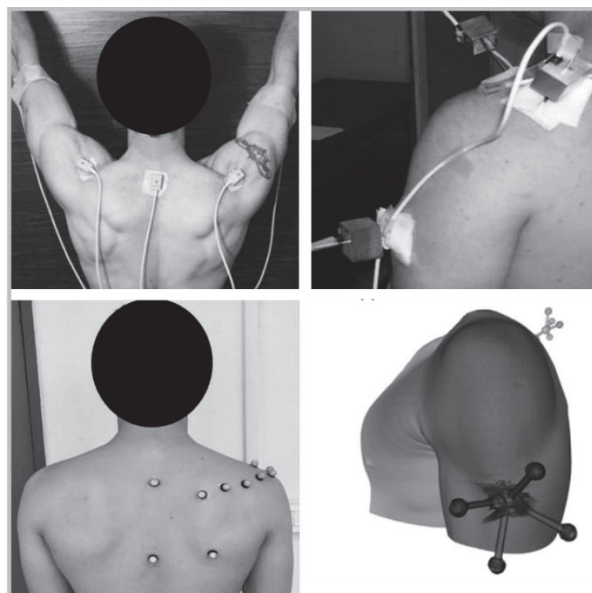


Figure 12. Equipement du sujet pour la mesure du positionnement et du mouvement scapulaire par l'intermédiaire de marqueurs cutanés (à gauche) et intra-osseux (à droite), avec des capteurs à six degrés de libertés (en haut) et des marqueurs rétro réfléchissants (en bas) ; d'après Blache et al. (2022) ; Seitz et al. (2012) ; Lawrence et al. (2014) ; Dal Maso et al. (2015).

Les mesures associées aux marqueurs de surface sont toutefois soumises aux artefacts de tissus mous et particulièrement dans la région de l'épaule. Ces artefacts sont liés aux déformations des tissus comme la peau, la graisse et le muscle par rapport à l'os, générant ainsi un déplacement différentiel entre le tissu cutané sur lequel repose le marqueur et l'os (Blache et al., 2017). Ainsi, des erreurs d'estimation de mouvement allant de 39 mm sur l'acromion à 87 mm au niveau du bord médial de la scapula (Matsui et al., 2006) et de 35° pour l'orientation de l'humérus (Cutti et al., 2005) ou de la scapula (Blache et al., 2021) ont été rapportées dans la littérature. Cela rend les mouvements scapulaires difficiles à mesurer avec précision, notamment lorsque les marqueurs cutanés sont positionnés sur l'angle acromial, la tubérosité spinale et l'angle inférieur de la scapula, comme recommandé par l'ISB (Naaïm et al., 2017; Wu et al., 2005). Pour limiter ces erreurs d'estimation, deux approches sont régulièrement décrites. Une première approche se base sur l'utilisation de marqueurs techniques placés sur l'acromion (Lempereur et al., 2014) et une seconde approche consiste à utiliser des méthodes de traitement numérique post-acquisition, telles que les techniques d'optimisation cinématique multi-segmentaire (Dumas et al., 2016).

Parmi les méthodes d'évaluation du mouvement scapulaire permettant de limiter les artefacts de tissus mous de l'épaule, les évaluations par imagerie dynamique sont des alternatives moins invasives que les pins intra-corticaux. Dans cette catégorie, les techniques de fluoroscopie bi-planaires (Giphart et al., 2013), de radiographie mono ou bi-planaires (Lawrence et al., 2014; Nicholson et al., 2017) se démarquent par leur précision de mesure ; cependant, leur caractère irradiant et coûteux reste un facteur limitant à une utilisation plus large en routine clinique.

En résumé, l'épaule est un complexe anatomique devant assurer un compromis entre deux fonctions mécaniquement opposées : la mobilité et la stabilité. Ce compromis est permis par l'association de nombreux éléments osseux, cartilagineux, capsulo-ligamentaires et musculaires. Les modèles biomécaniques actuels permettent de modéliser les différentes articulations du complexe de l'épaule. Cependant, pour des articulations sujettes aux artefacts de tissus mous, telles que les articulations gléno-humérale ou scapulo-thoracique, des simplifications sont réalisées en réduisant le nombre de degrés de liberté.

2.2 Les blessures traumatiques de l'épaule du sportif

L'épaule est une des régions du corps les plus fréquemment touchées par les pathologies lors de la pratique sportive de par la combinaison d'une anatomie peu congruente, de fortes sollicitations et d'une large exposition aux chocs. Cette partie détaillera les principales blessures traumatiques ainsi que les lésions associées. Parmi les blessures traumatiques, les lésions les plus fréquemment décrites sont les fractures osseuses, les entorses ligamentaires, les subluxations ou luxations articulaires, voire les

tendinopathies (Hudson, 2010). Une fracture est une lésion osseuse caractérisée par une rupture plus ou moins importante de la continuité de l'os et peut concerner tous les os du complexe de l'épaule (ce type de blessure ne sera pas détaillé au cours de cette partie). L'entorse est définie comme une lésion du plan ligamentaire d'une articulation, pouvant aller d'un simple étirement à une déchirure complète du ligament. La subluxation d'une articulation se traduit par une perte de contact momentanée des surfaces articulaires ne nécessitant pas la mise en place de manœuvre de réduction pour un retour à une configuration normale. La luxation se définit comme une perte de contact durable des surfaces articulaires nécessitant la mise en place d'une manœuvre de réduction. Enfin, les tendinopathies sont caractérisées par des lésions plus ou moins importantes des structures tendineuses.

La prise en charge de ces différentes blessures chez le sportif reste un défi car en plus de la guérison, le second objectif fréquemment mis en avant par l'athlète est le retour à la discipline initiale voire, le retour au niveau pré-blessure (Arderm et al., 2016; Warth et al., 2013). Ce retour à la pratique sportive est classiquement désigné sous le terme de retour au sport, bien que cette terminologie englobe plusieurs concepts. Il a été défini par Arderm et al. (2016) comme une étape à part entière faisant suite aux phases initiales de récupération et de rééducation, variant en fonction de la discipline et du niveau de pratique que l'athlète vise à retrouver. Le retour au sport est un continuum comprenant trois phases : le retour à la participation, le retour au sport et le retour à la performance. Durant la première phase, l'athlète est actif, mais n'est pas encore prêt physiquement et/ou psychologiquement pour la reprise de la discipline souhaitée. Durant la seconde phase, l'athlète reprend le sport mais n'atteint pas le niveau de performance souhaité. Enfin, pour les athlètes compétiteurs, le continuum se termine par une phase de retour à la performance. L'athlète a alors repris sa discipline et réalise des performances égales ou supérieures à celles mesurées avant la blessure.

Cette section détaillera les différentes blessures à l'épaule rencontrées chez les sportifs, les différents traitements existants pour permettre à l'athlète de guérir et de retourner à sa pratique sportive. Enfin, une section détaillera les classifications des disciplines sportives en fonction du risque de survenue d'épisodes d'instabilité gléno-humérale.

2.2.1 Entorse et luxation sterno-costo-claviculaire

Etiologie et épidémiologie

Environ 30% des atteintes de l'articulation sterno-costo-claviculaire sont liées à un évènement sportif traumatique (Dumontier, 2007). Les disciplines où les contacts physiques sont fréquents, notamment le rugby, sont les plus pourvoyeuses d'entorses et de luxations (Dumontier, 2007). Selon la classification d'Allman et al. (1967), les deux premiers stades de lésion se caractérisent par des entorses et des ruptures partielles du plan ligamentaire alors que le troisième stade est défini par une rupture totale du plan ligamentaire associé à une luxation de l'articulation. Ces dernières restent assez rares car elles ne

concernent que 3% des luxations touchant le complexe de l'épaule dans la population générale (Glass et al., 2011). Elles se caractérisent par la direction du déplacement qui peut être antérieure ou postérieure (Parier et al., 2008). Les luxations antérieures sont quatre à vingt fois plus fréquentes que les luxations postérieures (Rockwood, 1984) et surviennent lors d'un traumatisme amenant le moignon de l'épaule vers l'arrière (Figure 13). Ce choc entraîne alors une impotence fonctionnelle et une saillie antérieure de la clavicule. Les luxations sterno-costoclaviculaires postérieures se caractérisent par leur potentielle sévérité (Glass et al., 2011). L'extrémité médiale de la clavicule étant déplacée vers l'arrière, elle peut comprimer ou léser les structures anatomiques adjacentes telles que les voies aériennes, digestives, les gros vaisseaux ou les nerfs du membre supérieur (Groh et al., 2011; Parier et al., 2008). Deux mécanismes lésionnels ont été décrits pour ces luxations postérieures : un choc emmenant brutalement le moignon de l'épaule vers l'avant (Figure 13) ou un choc antéro-postérieur direct sur l'articulation sterno-costoclaviculaire (Figure 13) (Castellani et al., 2017).

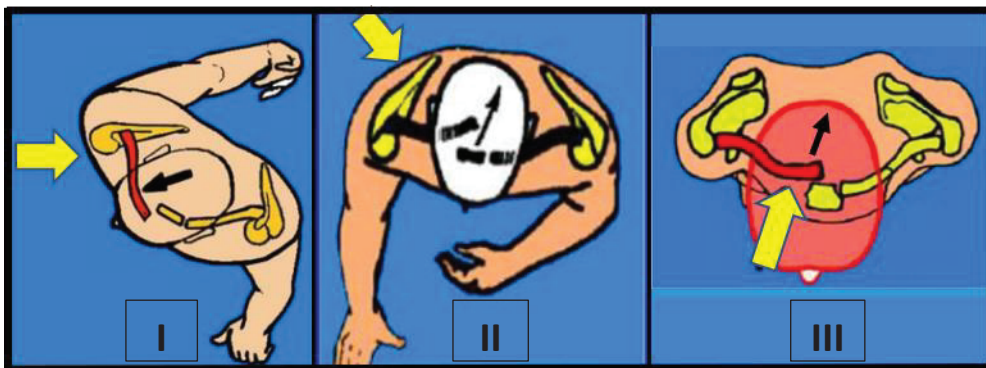


Figure 13. Mécanismes lésionnels des luxations sterno-costoclaviculaire selon Groh et al. (2011) et Cerbasi et al (2017). I. Luxation antérieure ; II. Luxation postérieure, premier mécanisme ; III. Luxation postérieure, deuxième mécanisme.

Traitement conservateur

Pour les stades d'étirement des structures ligamentaires, la mise au repos du bras pendant une à deux semaines, associée au glaçage est suffisant. Chez les sportifs compétiteurs, l'implémentation d'anti-inflammatoire peut être bénéfique (Garcia et al., 2020).

En cas de luxation antérieure, le premier temps comporte une réduction, i.e. une manœuvre permettant de réduire la déformation, réalisée par une traction sur le bras et un appui antéro-postérieur sur la clavicule. Une fois la réduction de la luxation effectuée, la mise en repos du membre à l'aide d'une écharpe coude au corps à visée antalgique est préconisée (Mansa, 2005). Bien que le taux de récurrence des épisodes d'instabilité puisse atteindre 50%, le niveau de gêne fonctionnelle est plutôt faible et la prise en charge conservatrice est jugée satisfaisante dans 70% des cas (Glass et al., 2011; Sewell et al., 2013). Ces chiffres doivent cependant être considérés avec prudence du fait des faibles effectifs recensés à travers les différentes études.

Pour les luxations postérieures, la manœuvre de réduction doit être réalisée le plus rapidement possible pour optimiser les chances de succès. Tepolt et al. (2014) rapportent que les réductions réalisées dans les 48 heures post-blessures présentent un taux de succès de 56% contre 31% si elles sont réalisées plus de 48 heures après. Cette manœuvre se fait sous anesthésie générale pour pouvoir parer à une éventuelle complication vasculaire, nommée alors manœuvre de réduction fermée (Groh et al., 2011). Cette dernière consiste à tracter sur le bras en légère abduction et rétropulsion et à tirer la clavicule vers l'avant. Une fois la réduction obtenue, le port d'un anneau claviculaire est recommandé pendant six semaines (Dumontier, 2007).

Traitement chirurgical

Dans la majorité des cas, le traitement chirurgical d'une luxation sterno-costo-claviculaire antérieure n'est pas indiqué car les risques de l'intervention sont généralement supérieurs à la gêne ressentie par le patient. Cette prise en charge est donc réservée aux patients pour qui le traitement conservateur n'a pas été satisfaisant (MacDonald & Lapointe, 2008). Certains auteurs ont également proposé de réaliser une stabilisation chirurgicale pour les athlètes évoluant dans des disciplines sollicitant fortement les membres supérieurs (Tytherleigh-Strong et al., 2018). La stabilisation chirurgicale de l'articulation peut se faire par une reconstruction du plan ligamentaire et capsulaire ou encore par pose d'ancres intra-osseuses reliées par des sutures (Tytherleigh-Strong et al., 2018).

Dans le cas des luxations sterno-costo-claviculaires postérieures, si la première manœuvre de réduction fermée n'a pas permis de réduire la luxation, une manœuvre ouverte est nécessaire. Cette dernière est alors accompagnée d'une chirurgie stabilisatrice de l'articulation (Groh et al., 2011). Plusieurs techniques de stabilisation chirurgicale sont actuellement utilisées notamment les techniques de réparation directe du plan ligamentaire, les techniques de reconstruction du plan ligamentaire avec greffe ou encore les techniques de résection de l'extrémité médiale de la clavicule (Kendal et al., 2018). Après réduction, la plupart des auteurs préconisent une immobilisation de l'épaule comprise entre quatre (Mirza et al., 2005) et six semaines (Groh et al., 2011; Marker, 1996).

Retour au sport

Dans le cas de la luxation sterno-costo-claviculaire antérieure, à notre connaissance, seule une étude (Tytherleigh-Strong et al., 2018) spécifie le retour au sport de patients opérés après un premier épisode de luxation. Les auteurs rapportent que sur les six sportifs opérés impliqués dans des disciplines de contact ou d'arts martiaux, tous ont pu reprendre leur activité initiale dans l'année suivant l'opération. Aucune information n'est cependant rapportée concernant le niveau de pratique initial et les délais respectifs des trois phases de retour au sport, telles que définies par Ardern et al. (2016) (Tytherleigh-Strong et al., 2018).

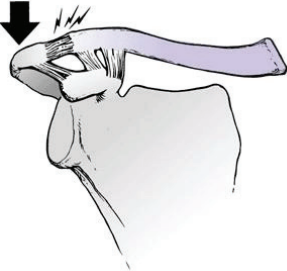
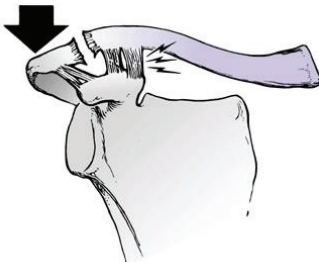
Pour un joueur de football américain professionnel pris en charge par réduction fermée d'une luxation postérieure, Yang et al. (2015) rapportent toutefois un retour à la participation à trois semaines, suivi d'un retour au sport à quatre semaines puis d'un retour à la performance à cinq semaines après la blessure. Pour des sportifs amateurs traités de manière conservatrice ou chirurgicale, Lafosse et al. (2010) ont rapporté que sur une série de 30 patients, 18 avaient retrouvé leur niveau de pratique antérieur. Cependant, les scores fonctionnels étaient supérieurs pour ceux ayant bénéficié d'une stabilisation chirurgicale.

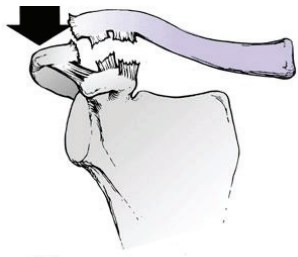

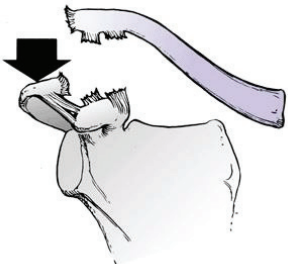
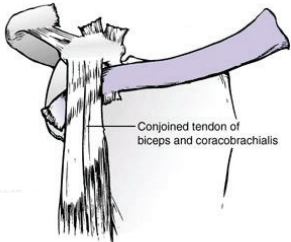
2.2.2 Entorse et luxation acromio-claviculaire

Etiologie et épidémiologie

Les entorses et luxations acromio-claviculaires sont les lésions du complexe de l'épaule les plus fréquemment rapportées chez les populations jeunes et sportives puisque qu'elles représenteraient jusqu'à 50% des blessures (Sirin et al., 2018). Elles surviennent habituellement lors d'un choc direct en compression sur le moignon de l'épaule. La classification de Rockwood (1984) permet de définir six stades de gravité croissante en fonction des niveaux d'atteinte des structures ligamentaires et musculaires (Gorbaty et al., 2017; Mazzocca et al., 2007) (Tableau 4).

Tableau 4. Classification des entorses et luxations acromio-claviculaire selon Rockwood (1984).

Stade	Illustration	Lésions anatomiques
I		Le ligament acromio-claviculaire supérieur est distendu sans rupture associée. L'articulation est douloureuse mais il n'y a pas de déformation visible ni d'anomalie radiologique.
II		Le ligament acromio-claviculaire supérieur est déchiré. Il existe une douleur de l'articulation sans autre signe clinique et radiologique.

Stade	Illustration	Lésions anatomiques
III		Il existe une rupture des ligaments acromio-claviculaire et coraco-claviculaire. On note une saillie caractéristique de l'extrémité de la clavicule appelée « touche de piano » qui peut être réduite manuellement.
IV		Les lésions sont identiques à celles du stade précédent mais l'extrémité de la clavicule est coincée dans le chef supérieur du trapèze rendant la luxation irréductible.
V		Les lésions ligamentaires sont identiques à celles du stade III mais les muscles deltoïde et trapèze sont partiellement désinsérés ce qui entraîne un déplacement majeur et une saillie sous-cutanée de la clavicule.
VI		Les lésions ligamentaires sont identiques à celles du stade III. L'extrémité latérale de la clavicule est coincée sous le processus coracoïde de la scapula et on parle de luxation inférieure de la clavicule.

Traitement conservateur

Les stades I et II d'entorse acromio-claviculaire selon la classification de Rockwood sont systématiquement dirigés vers un traitement conservateur. Le traitement classique pour les atteintes de stade I comprend un apport médicamenteux antalgique et une phase de glaçage tandis que pour celles de stade II, une immobilisation coude au corps d'une durée d'une à deux semaines est implémentée, suivie d'une rééducation. Cette dernière comporte un travail de récupération des amplitudes articulaires et de renforcement musculaire. Même si le traitement conservateur reste le traitement de référence des premiers stades lésionnels, certaines études rapportent des douleurs résiduelles post-blessures pour près

d'un patient sur deux (North, 2016). Concernant la prise en charge des entorses acromio-claviculaires de stade III, les résultats des traitements conservateurs restent assez controversés de par l'hétérogénéité des résultats obtenus. La tendance actuelle est au traitement initial non chirurgical, à moins que les patients présentent une douleur persistante ou une incapacité à reprendre le sport (Verstift et al., 2019).

Traitement chirurgical

En raison de l'instabilité de la clavicule qu'elles provoquent, les luxations acromio-claviculaires de stades IV, V et VI engendrent régulièrement des douleurs dans le muscle trapèze causées par des lésions du fascia delto-trapézoidal (Lambelet & Farron, 2013). Du fait de ces potentielles lésions et de la gêne fonctionnelle qu'elles engendrent pour le sportif, ces entorses graves sont traitées par une chirurgie de stabilisation. Concernant les lésions de stade III, la littérature ne permet pas de mettre en avant la supériorité systématique de la prise en charge chirurgicale comparativement à la prise en charge conservatrice (Smith et al., 2011). Bien qu'aucun consensus n'ait encore clairement émergé jusqu'à aujourd'hui, la stabilisation chirurgicale précoce est privilégiée pour les jeunes sportifs compétiteurs dans le but d'obtenir un recouvrement fonctionnel optimal pour la pratique (Korsten et al., 2014).

Plusieurs types d'intervention chirurgicale sont actuellement utilisés et un des paramètres justifiant l'emploi d'une méthode ou d'une autre est le délai entre la blessure et l'opération. Si le traumatisme date de moins de trois semaines (Borbas et al., 2019), la chirurgie est basée sur la stabilisation de l'articulation acromio-claviculaire sans ligamentoplastie associée. Au-delà de trois semaines, la stabilisation chirurgicale de l'articulation est couplée à une reconstruction ligamentaire. Bien que ce seuil soit habituellement défini autour de trois semaines post-blessures, il reste l'objet de controverses dans la littérature puisque certaines études le définissent à cinq voire six semaines (Barth et al., 2015). Parmi les techniques chirurgicales de stabilisation de l'articulation acromio-claviculaire, on retrouve les techniques par pose de plaques chirurgicales ou les techniques de boutons corticaux. Selon la méta-analyse de Pan et al. (2020), l'utilisation de boutons corticaux permettrait toutefois une moindre douleur dans les temps post-opératoires. Dans le cas d'une instabilité chronique, la stabilisation est couplée avec une reconstruction ligamentaire qui peut être réalisée avec un ligament artificiel, une allo-greffe ou une auto-greffe (Figure 14). Les techniques par auto-greffe sont largement répandues et donnent aujourd'hui les meilleurs résultats (Borbas et al., 2019).

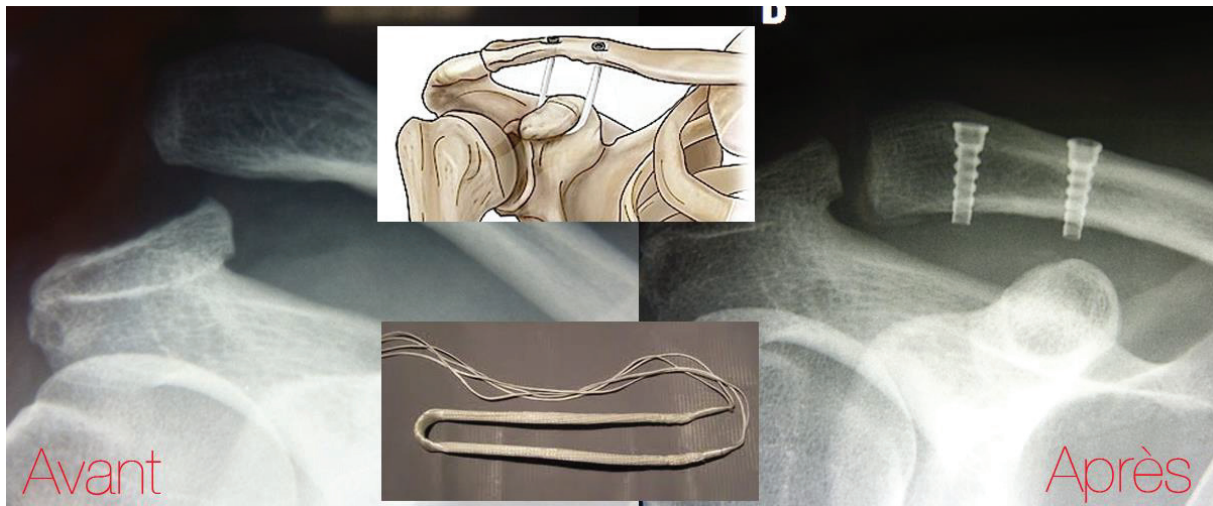


Figure 14. Greffe ligamentaire réalisée pour la stabilisation d'une entorse acromio-claviculaire de stade 4.

Retour au sport

Dans le cas d'une prise en charge par traitement conservateur, la reprise sportive s'effectue généralement entre deux et huit semaines après le traumatisme en fonction de la sévérité de la blessure (Dragoo et al., 2012). Une étude effectuée chez des joueurs de rugby français de haut niveau rapporte toutefois que parmi les joueurs ayant subi une entorse acromio-claviculaire de stade I, II ou III, 28% maintenaient leur pratique sportive. Pour ceux ayant arrêté leur pratique, le délai moyen de reprise était de 17 jours (Nové-Josserand et al., 2007).

Dans le cas d'une prise en charge par traitement chirurgical, le délai moyen de retour au sport varie de deux à six mois après l'opération et les taux de retour au niveau sportif antérieur à la blessure varient de 62 à 100% en fonction des études (Kay et al., 2018). Porschke et al. (2017) ont comparé les conditions du retour au sport après chirurgie pour des sportifs impliqués dans des disciplines avec des gestes d'armer par rapport à des athlètes ne réalisant pas ce type de geste. Ainsi, 54% des sportifs effectuant des gestes d'armer réduisent la fréquence et l'intensité de leurs activités sportives contre 12% chez les sportifs n'effectuant pas de geste d'armer avec un délai post chirurgical de reprise deux fois plus long pour le premier groupe.

2.2.3 Subluxation et luxation gléno-humérale

Etiologie et épidémiologie

L'articulation gléno-humérale est l'articulation du corps humain la plus sujette aux luxations traumatiques (Dodson & Cordasco, 2008). L'instabilité gléno-humérale peut être caractérisée par les cliniciens en fonction de quatre éléments que sont la Fréquence, l'Etiologie, la Direction et la Sévérité, i.e., système FEDS (Kuhn, Helmer, 2012). Au sein de ce système, la fréquence de survenue est classifiée

comme survenue unique, occasionnelle (entre deux et cinq fois par an) ou fréquente (supérieure à cinq fois par an). L'étiologie est définie comme traumatique ou atraumatique. La direction de la luxation est caractérisée par la direction du déplacement de la tête humérale par rapport à la cavité glénoïde qui peut être antérieure, postérieure ou inférieure. La luxation antérieure reste cependant la plus largement représentée puisqu'elle est rapportée dans 83 (Wagstrom et al., 2019) à 95 % des cas (Dodson & Cordasco, 2008). La nature momentanée, i.e., subluxation, ou permanente, i.e., luxation, de l'épisode d'instabilité gléno-humérale détermine sa sévérité. L'incidence de la luxation traumatique de l'articulation gléno-humérale est estimée entre 1 et 2,5% dans la population générale (Perrin et al., 2017) mais elle est deux fois plus élevée chez les sportifs (Wang & Arciero, 2008), et plus particulièrement dans les sports où les chocs sont fréquents (Owens et al., 2009). Après un premier épisode de luxation, la principale complication est le développement d'une instabilité articulaire chronique se traduisant par des récurrences fréquentes (Leroux et al., 2014). La fréquence des récurrences est liée à l'atteinte des structures stabilisatrices de l'articulation gléno-humérale, appelées aussi lésions de passage (Lerais, Krausé, Kastler, 2009). Parmi elles, on retrouve en premier lieu les lésions ligamentaires, capsulaires et labrales. L'atteinte du ligament gléno-huméral inférieur est très fréquente, le plus souvent à son insertion sur la portion antéro-inférieure du labrum, ainsi que l'avulsion du complexe bourrelet-capsulo-ligamentaire inférieur, nommée lésion de Bankart (Figure 15). Dans la lésion typique, l'avulsion de ce complexe est associée à une déchirure du périoste de la face antérieure du rebord glénoïdien scapulaire. Cette lésion est retrouvée dans 97% des cas dans les dix jours suivant une première luxation (Taylor & Arciero, 1997).

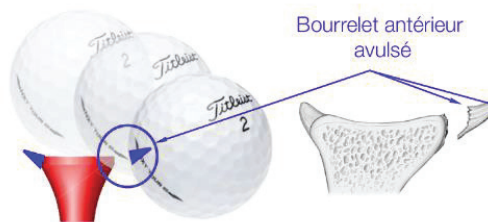


Figure 15. Lésion du complexe bourrelet-capsulo-ligamentaire inférieur pouvant survenir au décours d'un épisode de luxation gléno-humérale.

Les deuxièmes atteintes de passage les plus courantes sont les lésions osseuses de la glène. En plus de l'avulsion, une fracture du rebord glénoïdien inférieur peut ainsi être retrouvée, i.e. lésion de Bankart osseuse (Figure 16). A partir de la visualisation scannographique de cette lésion, Bigliani et al. (1998) ont proposé une classification avec en type 1, une fracture-avulsion ; en type 2, un déplacement médial avec pseudarthrose ; et en type 3, une perte osseuse de moins de 25% ou plus de 25%.



Figure 16. Lésion osseuse de la glène de l'humérus pouvant survenir au décours d'un épisode de luxation gléno-humérale.

Enfin, les lésions de la glène et du bourrelet sont parfois accompagnées de lésions osseuses de la tête humérale, nommées lésions de Hill-Sachs (Figure 17). Ce sont des encoches verticales sur la partie postérieure de la tête humérale. L'incidence de ce type de lésion augmente avec le nombre d'épisodes d'instabilités : 65 % pour une primo-luxation à 93 % pour des épisodes récurrents (Spatschil et al., 2006; Yiannakopoulos et al., 2007).

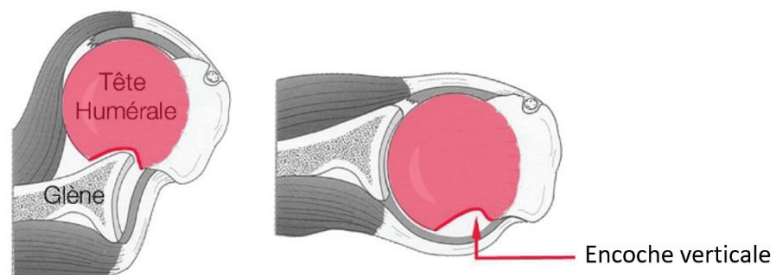


Figure 17. Lésion de Hill-Sachs pouvant survenir au décours d'un épisode de luxation gléno-humérale.

Traitement conservateur

Pour un premier épisode de luxation gléno-humérale, la prise en charge thérapeutique se décompose en deux étapes. La première consiste en une réduction de la luxation, suivie d'une phase d'immobilisation de l'épaule à l'aide d'une attelle plaçant le membre supérieur en position antalgique coude au corps pour permettre une cicatrisation des éléments capsulo-ligamentaires lésés. Initialement, cette durée d'immobilisation s'étalait de trois et six semaines. Les protocoles actuels favorisent toutefois des immobilisations plus courtes allant de deux à quatre semaines (Khiami et al., 2014). S'ensuit une rééducation spécifique avec un masseur-kinésithérapeute dans le but de limiter les récurrences. Cette rééducation comporte le plus souvent un travail des amplitudes articulaires puis un renforcement musculaire et un travail proprioceptif (Flurin et al., 2006). Dans le cas d'une instabilité gléno-humérale antérieure chronique, le traitement conservateur sera similaire à celui de la prise en charge d'une primo-luxation. Cependant, les durées d'immobilisation sont plus courtes car le niveau de douleur diminue

avec l'augmentation du nombre de récurrences. La rééducation est également axée sur un travail de renforcement musculaire et de proprioception (Bak et al., 2010). Au terme d'un suivi longitudinal d'une population de patients peu sportifs sur 25 ans, 57% des patients ayant reçu un traitement conservateur présentaient des récurrences de luxation (Hovelius et al., 2008). Pour d'autres séries, des taux de récurrence de 75% sont rapportés chez les adolescents (Deitch et al., 2003), ou de 64% au cours d'une saison chez les sportifs compétiteurs impliqués dans les sports de contact (Dickens et al., 2014).

Traitement chirurgical

Compte tenu d'un taux important de récurrence chez les jeunes sportifs compétiteurs, une procédure de stabilisation chirurgicale est régulièrement proposée dès le premier épisode de luxation gléno-humérale pour ces patients (Ialenti et al., 2017). Les techniques opératoires les plus couramment employées sont celles de réparation tissulaire dite de Bankart et de butée coracoïdienne dite de Latarjet (Hovelius et al., 2011; Imam et al., 2021). La technique de Bankart cible les tissus mous de l'articulation gléno-humérale et consiste en une réinsertion du bourrelet glénoïdien et du ligament gléno-huméral inférieur (Wolf et al., 1991). Elle est réalisée sous arthroscopie dans la majorité des cas. Balg et Boileau (2007) ont mis en avant certains facteurs de risque pouvant favoriser la survenue de récurrences post-Bankart tels que la présence de lésions osseuses, l'âge, l'hyperlaxité et la pratique de sport à risque. À partir de ces facteurs, le score ISIS (Instability Severity Index Score), i.e., un score pronostic d'échec du Bankart arthroscopique (Tableau 5), a été développé. Ainsi, pour les patients présentant un score ISIS inférieur ou égal à 3, les auteurs ont rapporté un risque de récurrence de 5% alors que pour un score supérieur à 6, le risque de récurrence est de 70% (Balg & Boileau, 2007).

Tableau 5. Facteurs pronostics du score ISIS selon Balg et Boileau (2007).

Facteurs pronostics pré-opératoires	Modalités	Points
Age au moment de la chirurgie	≤ 20 ans	2
	> 20 ans	0
Niveau sportif	Compétition	2
	Loisir ou aucun	0
Discipline pré-opératoire	Sport de contact ou armer-contrer	1
	Autre	0
Hyperlaxité de l'épaule	Oui	1
	Non	0
Lésions de Hill-Sachs (examen radiologique)	Visible en rotation latéral	2
	Invisible en rotation latéral	0
Perte de substance osseuse glénoïdienne (examen radiologique)	Oui	2
	Non	0
		Total /10

Dans le cas où le patient est un jeune sportif (autour de 20 ans), pratiquant un sport à risque (sport de contact/ d'armer-contrer) et présentant des lésions osseuses de la glène scapulaire, la technique chirurgicale de Latarjet est favorisée. Cette technique consiste à prélever un greffon osseux sur la pointe de l'apophyse coracoïde pour le réinsérer sur la partie lésée de la glène scapulaire (Figure 18). Lors du prélèvement de l'apophyse coracoïde, les tendons du muscle coraco-brachial et du chef court du biceps sont conservés tandis que le muscle petit pectoral est sectionné. Le greffon osseux est ensuite fixé sur le bord antéro-inférieur de la glène scapulaire au travers du muscle sous-scapulaire. Lors de l'exposition de la glène, le muscle sous-scapulaire est abordé soit par découpe transversale du corps musculaire soit par ténotomie en forme de L. Bien que la plupart des travaux soulignent une meilleure récupération fonctionnelle dans le temps post-opératoire suite à une découpe transversale (Davey et al., 2022; Ersen et al., 2017; Paladini et al., 2012), aucun consensus n'est encore clairement établi à notre connaissance (Sy et al., 2022). Le déplacement de ce greffon entraîne donc à la fois une modification des lignes d'action des muscles coraco-brachial et chef court du biceps qui sont translatés latéralement de quelques centimètres, une section totale du muscle petit pectoral et une découpe du muscle sous-scapulaire. Cette intervention est majoritairement réalisée à ciel ouvert, puisque les techniques arthroscopiques sont plus complexes à réaliser et qu'un taux supérieur de complications est rapporté (Boileau, 2017; Cunningham et al., 2016). Cette technique répond au principe du triple verrouillage développé par Patte et Walch (Patte et al., 1980; Walch et al., 1991). L'apport du greffon osseux coracoïdien permet de compenser la perte de substance osseuse de la cavité glénoïde et d'augmenter la surface de contact entre la tête humérale et la cavité glénoïde (Neyton et al., 2007). Le transfert simultané du muscle coraco-brachial et du chef court du biceps brachial attachés sur la pointe de la coracoïde assure un second verrouillage, cette fois-ci musculaire, en plaquant le tiers inférieur du sous-scapulaire lors des positions d'armer du bras. Enfin, un verrouillage capsulaire est effectué lorsque le chirurgien effectue la fixation de la capsule sur le reliquat du ligament acromio-coracoïdien resté attaché sur la coracoïde, remettant ainsi en tension les structures capsulo-ligamentaires antérieures (Mansa, 2005; Neyton et al., 2007) (Figure 18).

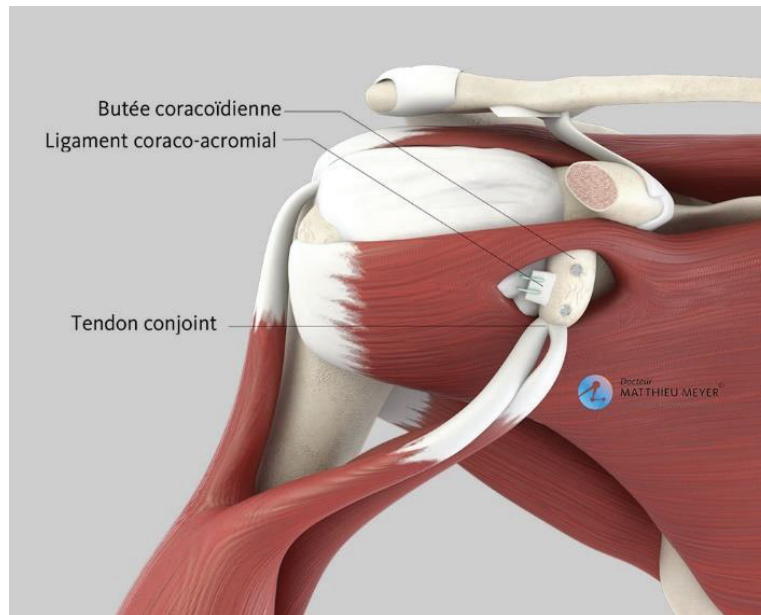


Figure 18. Configuration anatomique de l'articulation gléno-humérale post-procédure Latarjet, d'après le site du docteur Matthieu Meyer, après autorisation.

L'ensemble de ces modifications anatomiques des systèmes articulaire et musculaire gléno-huméraux a conduit certains auteurs à décrire cette reconstruction comme « non-anatomique » avec une possible incidence sur le positionnement et le mouvement scapulaire (Dolan et al., 2011; Freehill et al., 2013). Une des hypothèses proposées est que, de par son implication majeure dans les mouvements de tilt antérieur et de stabilisation de la scapula dans le plan antéro-postérieur, la section du muscle petit pectoral pourrait induire un excès de tilt postérieur et donc favoriser la survenue de dyskinésie de type 3 (Carbone et al., 2016) (Tableau 6). Cerciello et al. (2015) ont investigué la position de la scapula par rapport au thorax dans le temps pré-opératoire puis à 45 jours et à 6 mois post-opératoires. Une tendance à la protraction scapulaire a été observée à 45 jours alors qu'à 6 mois post-opératoires, aucune différence significative dans les positionnements scapulaires n'a été retrouvée. L'ensemble des mesures étaient cependant réalisées en procubitus, limitant ainsi les comparaisons avec les autres mesures de positionnement scapulaire réalisées debout (Degot et al., 2021; Gumina et al., 2009). Carbone et al. (2016) ont montré qu'une dyskinésie scapulaire était retrouvée chez 25% de leurs patients opérés avec la technique de Latarjet dans un délai post-opératoire de 20 mois tandis qu'aucune dyskinésie n'a été recensée par de Val Sella et al. (2022) dans un délai moyen de 3 ans post-opératoires. L'absence de mesure pré-opératoire limite cependant les conclusions de ces études et ne permet pas de déterminer si les perturbations observées étaient secondaires à l'intervention chirurgicale ou si elles étaient présentes en amont de la chirurgie.

Retour au sport

Bien que les taux de retour au sport après cette chirurgie stabilisatrice restent très élevés avec une moyenne autour de 90% (Hurley, Montgomery, et al., 2019; Lima et al., 2022; Rossi et al., 2020), une plus grande hétérogénéité existe dans les taux de retour à la performance. Aussi pour des athlètes issus de diverses disciplines (Hurley, Montgomery, et al., 2019) et pour des joueurs élités de football (Cerciello et al., 2012), des taux de retour à la performance d'environ 70% sont décrits. Des taux environ 15% plus faibles sont toutefois retrouvés dans certaines séries incluant des sportifs de niveau hétérogène évoluant dans des disciplines de contact (Neyton et al., 2007; Privitera et al., 2018), soulignant ainsi une plus grande difficulté de retour au niveau antérieur dans les disciplines caractérisées par de fortes contraintes sur le complexe de l'épaule. Par ailleurs, dans environ 70 % des cas, la décision du retour au sport est uniquement basée sur le délai post-chirurgical (Ciccotti et al., 2018; Hurley, Montgomery, et al., 2019). Ce dernier s'étale de 1,5 mois pour des pratiquants sollicitant peu leur épaule (Dumont et al., 2014) à 12 mois pour ceux pratiquant des sports à risque (Pötzl et al., 2003), avec une majorité de reprise autour des 5^e (Abdul-rassoul et al., 2018) ou 6^e mois post-opératoires (Ciccotti et al., 2018).

2.2.4 Lésions fréquemment associées aux pathologies traumatiques

2.2.4.1 Tendinopathie et rupture post-traumatique de la coiffe des rotateurs

Etiologie et épidémiologie

Le diagnostic de tendinopathie post-traumatique de la coiffe est évoqué dans le cas d'une épaule douloureuse trois mois après un traumatisme physique touchant cette région anatomique. Ce dernier peut être un effort de soulèvement, un choc direct sur l'épaule ou un choc indirect comme une chute sur la main (Conso, 2021). Cette blessure se caractérise par des lésions de bas grade d'un des tendons de la coiffe des rotateurs. Les stades plus avancés de lésions sont des ruptures post-traumatiques se caractérisant par une rupture d'un ou plusieurs tendons de la coiffe. Suivant le niveau d'atteinte, ces ruptures sont définies comme partielles ou complètes (Klouche et al., 2015). Au sein des ruptures partielles, la classification de Fukuda et al. (2000) distingue les ruptures interstitielles (dans le tendon), les ruptures profondes, et les ruptures superficielles. Dans la majorité des études, la structure la plus fréquemment lésée est le tendon du supraépineux (Flurin et al., 2007). Ces ruptures tendineuses, autrefois peu rapportées à part chez le sportif âgé, sont de plus en plus observées chez des populations plus jeunes, notamment dans les disciplines caractérisées par des traumatismes à haute vitesse telles que le ski (Kocher & Feagin, 1996) , par des chocs répétés tels que le rugby (Flurin et al., 2007) et le football américain (Kaplan et al., 2005), ou encore dans les disciplines où le geste d'armer est fréquent (Klouche et al., 2015). Les travaux de Yamamoto et al. (2010) ont rapporté une incidence de 5,1% pour une population âgée de 20 à 50 ans.

Traitement conservateur

Le traitement conservateur repose sur une période de repos suivie d'une rééducation des muscles de la coiffe associée à une ou plusieurs infiltrations. Chez des populations de joueurs de rugby de haut niveau, l'étude de Flurin et al. (2007) a cependant mis en avant que les patients traités exclusivement médicalement présentaient des douleurs résiduelles dans 88 % des cas contre 22 % des cas pour les joueurs ayant reçu un traitement chirurgical.

Traitement chirurgical

Le traitement chirurgical est souvent proposé lorsque le traitement conservateur devient insuffisant. Deux approches sont alors possibles, une conservatrice reposant sur l'acromioplastie et débridement tendineux ou une approche étiologique dite de réparation tendineuse (Nové-Josserand, 2013). Le débridement tendineux isolé est réservé aux lésions les moins sévères en particulier chez les sportifs d'armes. L'acromioplastie est associée à un débridement dans le cas de lésions limitées ou à une réparation tendineuse dans le cas de lésions plus avancées. La réparation tendineuse peut être effectuée selon deux principes, le premier dit trans-tendineux, i.e. conservation du tendon en l'état, ou le second visant à compléter la lésion jusqu'à ce qu'elle devienne transfixiante. L'indication de réparation est posée devant toute lésion tendineuse nette chez le sportif. Les techniques chirurgicales de la coiffe des rotateurs du jeune sportif comportent à la fois des techniques à ciel ouvert, mini invasive ou arthroscopique ; cependant les techniques arthroscopiques restent les plus fréquemment proposées (Figure 19) (Klouche et al., 2015).

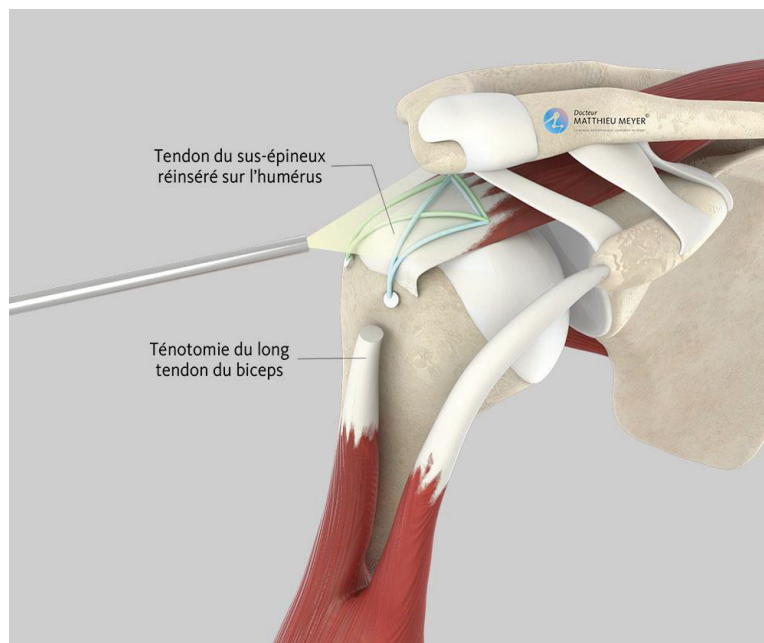


Figure 19. Exemple d'intervention chirurgicale pour une rupture du muscle supra-épineux par voie arthroscopique. D'après le site du docteur Meyer, après autorisation.

Retour au sport

Pour une population de joueurs de rugby élités pris en charge chirurgicalement après une rupture de coiffe, la reprise sportive intervient autour du 5^e mois suivant l'opération pour tous les joueurs, à un niveau similaire à l'avant blessure dans plus de 80 % des cas (Flurin et al., 2007; Funk et al., 2009). Chez des athlètes amateurs opérés avec une technique similaire (Davey et al., 2021), le taux de retour au sport est de 85 %, avec un délai moyen de 5,8 mois post-opératoires. Concernant les niveaux de reprise de la pratique sportive, 50 % d'entre eux sont retournés au même niveau ou à un niveau supérieur, 30 % ont repris à un niveau inférieur, 5 % ont changé de discipline et 15 % n'avaient pas repris au terme du suivi.

2.2.4.2 Dyskinésie scapulaire

Etiologie et épidémiologie

Le terme de dyskinésie fait référence à toute perturbation du positionnement ou du mouvement de la scapula (Kibler et al., 2013). En position statique, elle se traduit par une asymétrie positionnelle de ses différents repères osseux. Au cours du mouvement, elle se traduit par un décollement d'un bord de la scapula ou par une perturbation du rythme scapulo-huméral, défini comme la contribution coordonnée des articulations scapulo-thoracique et gléno-humérale au cours des mouvement d'élévation du bras (Bruttel et al., 2020). Les travaux de Kibler et al. (2013) ont décrit trois types de dyskinésies au cours du mouvement : a) dyskinésie de type 1 se caractérisant par une proéminence du bord inféro-médial de la scapula ; b) dyskinésie de type 2 se caractérisant par un décollement de la totalité du bord médial ; c) dyskinésie de type 3 se caractérisant par un décollement du bord supéro-médial (Figure 20).



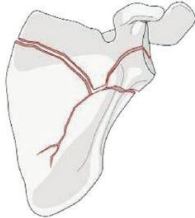
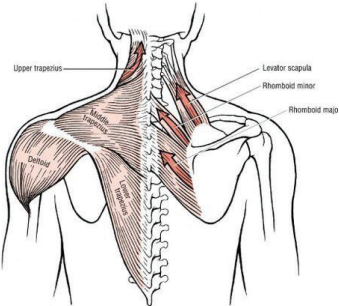
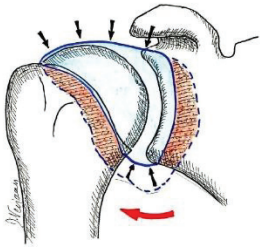
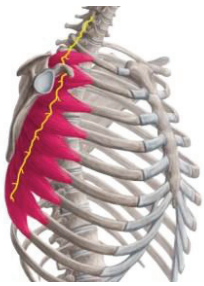
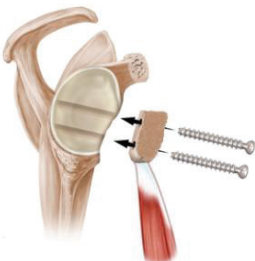
Figure 20. Décollements scapulaires au cours du mouvement classifiés selon les travaux de Kibler et al. (2013). A. Dyskinésie de type 1 ; B. dyskinésie de type 2 ; C. dyskinésie de type 3.

Ces perturbations du positionnement et du mouvement scapulaire peuvent à leur tour altérer la cinématique humérale, la physiologie des muscles du complexe de l'épaule, l'espace sous-acromial et le transfert de force du tronc au membre supérieur (Kibler et al., 2013). La dyskinésie scapulaire a été observée dans le cadre de nombreuses pathologies de l'épaule telles que l'entorse acromio-claviculaire

(Gumina et al., 2009), le conflit sous-acromial (Timmons et al., 2012), la lésion des muscles de la coiffe des rotateurs (Mell et al., 2002), ou encore l'instabilité gléno-humérale (Illyés & Kiss, 2006). Aussi, entre 68 et 100 % des individus souffrant d'une blessure à l'épaule diagnostiquée présenteraient une dyskinésie scapulaire (Jildeh et al., 2021). Hickey et al. (2018) décrivent toutefois que, parmi une large cohorte d'athlètes ayant une dyskinésie diagnostiquée, 65 % ne développent pas de douleur à l'épaule. En dehors du contexte de blessure, les dyskinésies scapulaires ont également été décrites chez des athlètes asymptomatiques, notamment pour des joueurs de rugby (Kawasaki et al., 2012), des sportifs multi activités (Tooth et al., 2020), des nageurs (Hibberd et al., 2012), et plus particulièrement chez des athlètes « overhead » (Downar & Sauers, 2005). Pour une cohorte de 206 joueurs de handball évoluant en compétition nationale, Clarsen et al. (2014) ont rapporté que 42% des joueurs présentaient une légère dyskinésie du membre dominant pendant les mouvements de flexion huméro-thoracique et que 7% présentaient une dyskinésie évidente dans les mêmes conditions. Par ailleurs, l'étude de Møller et al. (2017) a mis en évidence que les joueurs avec dyskinésie scapulaire présentaient un taux de blessure de l'épaule supérieur à un groupe contrôle consécutivement à une forte augmentation de la charge d'entraînement. La nature de la relation entre la dyskinésie et les pathologies de l'épaule reste donc mal comprise puisque les précédentes études n'ont pas pu déterminer si la dyskinésie était un facteur causal ou adaptatif des blessures du complexe de l'épaule.

Les causes de dyskinésie peuvent être multiples, avec des étiologies osseuses, musculaires, nerveuses, capsulo-ligamentaires (Forthomme et al., 2018), ou encore chirurgicales (Carbone et al., 2016) (Tableau 6). Une autre étiologie régulièrement mis en avant concerne les altérations des activations des muscles scapulo-thoraciques, et en particulier, entre les différents chefs du muscle trapèze et le dentelé antérieur (Huang et al., 2015; Tooth et al., 2020).

Tableau 6. Etiologies possibles de dyskinésie scapulaire

Etiologie	Illustration	Mécanismes favorisant le développement de dyskinésie
Osseuse et articulaire		<p>-Fractures scapulaires, claviculaires, costales ou humérales (Forthomme et al., 2018)</p> <p>-Instabilité ou arthrose acromio-claviculaire (Forthomme et al., 2018)</p> <p>-Cyphose thoracique</p>
Musculaire		<p>-Faiblesses ou anomalies d'activation des muscles trapèze inférieur, dentelé antérieur, trapèze supérieur, rhomboïdes (Kibler et al., 2012)</p> <p>-Contractures</p> <p>-Raideur des muscles petit pectoral et du chef court du biceps brachial (McClure et al., 2012)</p>
Capsulo-ligamentaire		<p>-Raideur de la partie postérieure de la capsule articulaire (Kibler et al., 2013)</p>
Nerveuse		<p>Lésions des nerfs spinaux ou longs thoraciques (Nguyen et al., 2016)</p>
Chirurgicale		<p>Technique chirurgicale selon la procédure de Latarjet (Carbone et al., 2016)</p>

Procédures d'évaluation de la dyskinésie scapulaire

La caractérisation de la dyskinésie scapulaire peut être réalisée en situation statique ou dynamique, de manière objective ou subjective.

Concernant les méthodes statiques, la procédure de Burkhart est utilisée pour comparer de manière bilatérale les distances et l'orientation des scapulas par rapport à un système de référence externe, défini par la verticale gravitaire (Burkhart et al., 2003; Carbone et al., 2016). Trois différences bilatérales sont ainsi évaluées (Figure 10) : les hauteurs des angles supéro-médiaux, les translations des angles supéro-médiaux comparativement à la ligne verticale gravitaire passant par C7, les inclinaisons entre les bords médiaux scapulaires et la ligne gravitaire (Burkhart et al., 2003) (Figure 10). La présence de dyskinésie est établie lorsque les différences bilatérales de hauteurs et de translations des angles supéro-médiaux sont supérieures à 1,5 cm et/ou lorsque les différences d'inclinaisons des bords scapulaires médiaux dépassent 5° (Gumina et al., 2009). Cerciello et al. (2015) ont utilisé des clichés scannographiques pour comparer de manière bilatérale l'orientation des scapulas par rapport au thorax (Figure 11). A notre connaissance, aucune valeur seuil n'a cependant été proposée par les auteurs et la validité de cette technique d'évaluation n'a pas été investiguée.

La majorité des procédures dynamiques utilisées pour le diagnostic de dyskinésie scapulaire comprend une série d'élévation-abaissement des bras dans différents plans de l'espace, avec (McClure et al., 2009) ou sans charge additionnelle (Kibler et al., 2012; Uhl et al., 2009). La méthode d'évaluation dynamique de Kibler (2002) repose sur l'observation des mouvements scapulaires au cours de trois élévations bilatérales des bras, dans les plans frontal et scapulaire, à une vitesse de 45°/s. Au terme de cette inspection visuelle, l'examineur classe les mouvements scapulaires en quatre catégories : type 1, type 2, type 3, comme détaillé dans la section 2.2.4.2, et un type 4, synonyme d'absence de dyskinésie. Cette méthode d'évaluation et de classification présente cependant une reproductibilité modérée et reste fortement influencée par l'expertise de l'examineur (Kibler et al., 2002). Uhl et al. (2009) ont comparé la méthode d'évaluation de Kibler à une méthode d'évaluation simplifiée dite « Yes/No » consistant à séparer en deux groupes les individus présentant une ou plusieurs perturbations des mouvements scapulaires (types 1, 2 et 3) de ceux ne présentant pas d'altération. Ces deux méthodes d'analyse visuelle et de classification des dyskinésies présentent une reproductibilité comparable ; cependant, en se référant à une analyse cinématique, la méthode « Yes/No » (Uhl et al., 2009) présente une validité supérieure à la méthode de Kibler.

McClure et al. (2009) ont proposé une évaluation et une classification clinique des dyskinésies reposant sur 3 catégories : absence de dyskinésie, anormalité des mouvements scapulaires peu marquée, anormalité évidente. Une première phase d'enregistrement vidéo des mouvements scapulaires était réalisée au cours de cinq répétitions bilatérales d'élévation du bras dans les plans frontal et sagittal, avec une charge additionnelle dépendante de la masse du participant (Figure 21). Les examinateurs

visionnaient ensuite les vidéos et classifiaient les mouvements scapulaires. Sa validité a été établie par l'intermédiaire de comparaison entre les observations visuelles réalisées par les examinateurs et les mesures de cinématique scapulaire (Tate et al., 2009). Les mesures cinématiques effectuées ont confirmé la présence des différences significatives entre les groupes contrôle et de sujets présentant une anomalie évidente. Les participants classés dans ce dernier groupe présentaient moins de sonnette latérale (Figure 6), moins d'élévation claviculaire et plus de protraction claviculaire que le groupe sain (Figure 2).

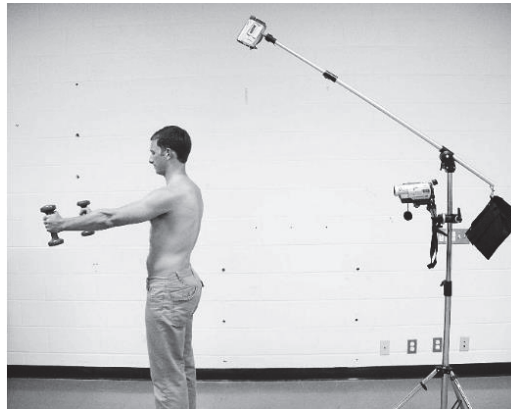


Figure 21. Procédure d'enregistrement vidéo permettant l'évaluation visuelle du positionnement et du mouvement scapulaire selon McClure et al. (2009)

2.2.5 Classification des disciplines sportives en fonction du risque de survenue d'épisodes d'instabilité gléno-humérale

Initialement proposées dans le cadre de la prise en charge des instabilités gléno-humérales, trois classifications sont fréquemment citées dans la littérature : i) la classification de Walch et al. (Sacco et al., 2014) ; ii) la classification d'Huguet et al. (1996) ; et iii) la classification d'Allain et al. (1998). Elles définissent différentes classes d'activités à partir des gestes techniques ou des contraintes s'exerçant sur le complexe de l'épaule au cours de la pratique. Pour chaque classe, plusieurs disciplines sont recensées, de manière plus ou moins exhaustive en fonction des auteurs (Tableau 7).

Tableau 7. Classifications des sports à risque de blessure à l'épaule

Auteurs	Classes d'activités	Disciplines concernées
Walch et al., 1987	Avec contact	Rugby, judo, arts martiaux, football
	Avec armer	Gymnastique, natation, musculation, baseball, cirque
	Avec armer et avec blocage	Handball, waterpolo
Huguet et al., 1996	Type 1, à risque minime	Cyclisme
	Type 2, avec contact sans armer	Rugby
	Type 3, avec armer sans contact	Tennis, javelot
	Type 4, avec contact et armer	Handball, basketball
Allain et al., 1998	Type 1, sans impact	Aviron, escrime, natation (brasse), plongée, course à pied, ski de fond, tir, voile
	Type 2, avec fort impact	Arts martiaux (à l'exception du judo et du karaté), rugby (à l'exception du talonneur), cyclisme, motocross, football (soccer), ski nautique, ski alpin, parachutisme, équitation
	Type 3, avec armer-lancer	Escalade, haltérophilie, lancer de poids, natation (crawl et papillon), saut à la perche, skate, canoë, baseball (pitcher), golf, hockey sur gazon, tennis
	Type 4, avec armer-lancer et/ou arrêt brusque	Basketball, handball, volleyball, kayak, football (gardien), water-polo, judo, rugby (talonneur), karaté, lutte, deltaplane, planche à voile, plongeon, hockey sur glace, danse acrobatique, gymnastique

Ces classifications soulignent trois types de mécanismes à risque pour le complexe de l'épaule, les mécanismes de contact ou d'impact, les mécanismes d'armer et enfin les mécanismes d'armer avec arrêt brusque. Parmi les différences notoires entre ces classifications, on retrouve l'absence d'une quatrième classe présentant les disciplines les moins à risque dans la classification de Walch et al. (Saccol et al., 2014) ou encore le nombre de disciplines sportives réparties dans chacune des classes, avec une liste plus exhaustive pour la classification d'Allain et al. (1998). L'utilisation de ces classifications pour l'étude des différentes blessures traumatiques de l'épaule lors de la pratique sportive peut cependant présenter certaines limites puisque ces classifications ont été initialement utilisées pour souligner des situations ou des gestes sportifs susceptibles d'entraîner des épisodes d'instabilités gléno-humérales. Bien que les différentes contraintes mises en avant à travers ces classifications puissent être pourvoyeuses de luxations ou subluxations gléno-humérales, leurs implications dans la survenue d'autres blessures traumatiques (section 2.2) doivent être nuancées. Pour les entorses acromio-claviculaires par exemple, des sports de contacts tels que le rugby et le judo pourront, comme pour

l'instabilité gléno-humérale, être considérés à haut risque ; cependant cette équivalence reste limitée pour des disciplines telles que le lancer de javelot décrit par Huguet et al. (1996) ou encore le canoë décrit par Allain et al. (1998). Par ailleurs, le positionnement des disciplines au sein de chaque catégorie sera discuté au sein de cette section.

2.2.5.1 Les sports à risque minime ou sports sans impact

Les disciplines sportives appartenant à cette classe sont caractérisées par un cadre de pratique où l'athlète n'évolue pas dans des conditions d'opposition physique directe avec ses adversaires et où les chocs touchant le complexe de l'épaule sont rares. Parmi les sports constituant ce groupe, la course à pied, le cyclisme et le ski de fond sont des exemples types (Tableau 7). Goldman et al. (2020) ont rapporté que pour une population de 1927 jeunes coureurs, moins de 7% des blessures concernaient les membres supérieurs et le thorax au cours d'une phase d'entraînement intensive de 28 semaines. Une partie de ces disciplines à risque minime sollicite préférentiellement les membres inférieurs mais ce n'est pas une condition obligatoire car la classification d'Allain et al. (1998) comprend l'aviron. Bien que ces disciplines soient nettement moins pourvoyeuses de blessures de surutilisation du complexe de l'épaule comparativement aux autres classes, la survenue de blessures traumatiques n'est pas impossible du fait des chutes pouvant survenir, notamment en cyclisme sur route. Comme l'on souligné Edler et al. (2021), l'épaule constitue le troisième site de blessure derrière le coude et le bras pour des cyclistes professionnels au cours d'une saison sportive. Dans cette étude, les chutes étaient impliquées dans 79% des traumatismes. Ce risque relativement élevé de blessure traumatique du complexe de l'épaule peut expliquer les divergences de classification entre Huguet et al. (1996) qui positionne le cyclisme comme une discipline à risque minime et Allain et al. (1998) qui le positionne dans les disciplines à fort impact.

2.2.5.2 Les sports avec contact sans armer, ou avec impact

Les disciplines appartenant à cette classe sont caractérisées par des chocs de haute intensité répétés, pouvant toucher les différentes régions du corps et notamment le complexe de l'épaule. Ces chocs sont liés à des oppositions physiques directes avec les adversaires ou à des chutes à vitesses élevées. Du fait de la violence des traumatismes qu'elles engendrent, ces disciplines sont fortement pourvoyeuses de blessures traumatiques du complexe de l'épaule. Parmi les exemples mis en avant dans les classifications d'Huguet et al. (1996), Walch et al. (Saccol et al., 2014) et Allain et al. (1998), on retrouve principalement le rugby, les arts martiaux et le motocross. Une des différences dans les classifications concerne le positionnement du judo et du karaté qui selon Allain et al. (1998) sont placés dans les disciplines d'armer-lancer avec arrêt brusque alors que dans la classification de Walch et al. (Saccol et al., 2014), ces derniers sont classés au sein des sports avec contact sans armer. Le positionnement au sein d'une même section du football et du rugby dans les classifications de Walch et al. (Saccol et al., 2014) et Allain et al. (1998) peut cependant être questionné en vue d'une part, du nombre et de l'intensité des contacts subis par match pour chaque joueur et d'autre part, des divergences d'incidences de

blessures traumatiques à l'épaule. Aussi comparativement à un joueur de football ; un joueur de rugby amateur a par exemple 1,5 fois plus de risque de se blesser à l'entraînement et 2,7 fois plus en match (Junge, Cheung, et al., 2004). Plus spécifiquement, l'épaule du joueur de rugby est particulièrement vulnérable puisque sur la totalité des blessures, 10% concernent ce complexe articulaire (Kawasaki et al., 2012) et sur la totalité des blessures touchant les membres supérieurs, 66% touchent directement cette région (Usman et al., 2013). Le placage est le mécanisme lésionnel majoritaire et chez les joueurs professionnels une fréquence de 166 placages par heure a été comptabilisée en match (Usman et al., 2011). L'étude spécifique de cette gestuelle a déterminé que des forces d'environ 2000N pouvaient être générées sur le complexe de l'épaule (Usman et al., 2011). A l'inverse, pour une population de footballeurs professionnels, les règles d'arbitrage limitent les contacts physiques de haute intensité et la totalité des blessures des membres supérieurs comptabilisées représentent environ 7 % des blessures recensées au cours d'un ensemble de compétitions internationales (Dvorak et al., 2007; Junge et al., 2004; Waldén et al., 2007). Au sein de cette discipline, les gardiens restent cependant une sous-population fréquemment atteinte par les blessures traumatiques de l'épaule du fait des chutes fréquentes lors des arrêts ainsi qu'une grande répétition du geste d'armer-lancer lors des relances de balle. Cette dernière particularité a d'ailleurs conduit Allain et al. (1998) à positionner ce poste dans la catégorie des sports avec armer-lancer et arrêt brusque. Pour pallier ces différents problématiques, la mise en place de subdivisions au sein des disciplines de contact pourrait être envisagée en fonction de la fréquence et de l'intensité des contacts.

2.2.5.3 *Les sports avec armer sans contact, sans arrêt brusque*

Les disciplines sportives avec armer sans contact et sans arrêt brusque sont caractérisées par la répétition de gestes où le bras est en abduction au-delà de 90° par rapport au thorax (désigné en anglais sous le terme de mouvement « overhead ») où l'athlète n'évolue pas dans des conditions d'opposition physique directe avec ses adversaires. La fin de la phase d'armer se caractérise par un contact anatomique entre le bord postérieur de la glène scapulaire et le tubercule majeur de l'humérus pouvant comprimer les tendons de la coiffe des rotateurs (Charbonnier et al., 2015; Walch et al., 1992). Aussi, cette position extrême répétée est une des causes principales de dégradation des tendons du supra et/ou de l'infra-épineux (Mihata et al., 2015). En plus de ces lésions tendineuses, la répétition de cette position de rotation externe extrême peut également être source de lésions des structures stabilisatrices de l'articulation (lésions capsulo-labiales et ligamentaires) (Mihata et al., 2004) (Figure 15) qui, à terme, favorisent la survenue d'épisodes d'instabilité gléno-humérale (Bixby & Ahmad, 2021). A la fois rapportée dans les classifications d'Huguet et al. (1996) et d'Allain et al. (1998), le tennis est un des sports d'armer sans contact les plus largement pratiqué. Du fait des amplitudes articulaires extrêmes qu'il nécessite, de sa très grande vitesse d'exécution et de son caractère « overhead », le service engendre plus particulièrement des contraintes mécaniques fortes sur les structures anatomiques de l'épaule. La classification d'Allain et al. (1998) inclut également la gestuelle de lancer, en tant que

facteur de risque de blessure traumatique au sein de cette classe. Cette phase est constituée d'un premier temps de préparation puis d'une d'accélération durant laquelle l'humérus passe d'une rotation externe maximale à une rotation interne sous l'action concentrique des muscles sous-scapulaire, grand dorsal et grand pectoral (Kibler et al., 2007) et d'un troisième temps de décélération sous l'action excentrique des muscles trapèze inférieur, deltoïde postérieur, petit rond et infra-épineux permettant de stabiliser la tête humérale (Kovacs & Ellenbecker, 2011). La présence de disciplines comme le skate et le canoë au sein de cette classe de sport avec armer-lancer peut cependant être interrogée. Bien que pour ces deux disciplines, plusieurs situations rencontrées tel qu'un virage en canoë ou qu'une phase de vol lors d'un saut en skate puissent présenter des similitudes avec une gestuelle d'armer, l'absence de rotations externes gléno-humérales maximales répétées dans ces disciplines limite toutefois les comparaisons. D'autre part, le parallèle avec une gestuelle de lancer reste limité de par l'absence de phase de décélération comme rencontré dans les sports avec projectiles.

2.2.5.4 Les sports avec armer-contrer et contact

Les disciplines sportives avec armer-contré et contact sont caractérisées par des gestes d'armer répétés pouvant être brusquement arrêtés notamment lors de contres effectués par un adversaire lors des phases d'armer ou d'accélération. Ces situations sont rencontrées en handball ou basketball, mais aussi dans des disciplines où d'importantes forces extérieures peuvent s'appliquer sur l'athlète comme en gymnastique lors des phases de suspensions aux barres asymétriques et anneaux. Aux lésions de surutilisation causées par les répétitions d'armer-lancer, s'ajoute le fait que ces arrêts brusques du bras se font lorsque l'épaule est positionnée en abduction/rotation externe maximale pouvant alors engendrer des lésions traumatiques des structures stabilisatrices de l'articulation gléno-humérale (Landreau & Zumstein, 2018; Neyton, 2014). Une discipline rapportée dans les classifications d'Huguet et al. (1996) et d'Allain et al. (1998) est le handball qui est une discipline combinant une grande fréquence de contacts entre les joueurs et de gestes d'armer-lancer (Clarsen et al., 2014). Dans cette discipline, 14 % des blessures concernent le complexe de l'épaule, en faisant le 4^e site de blessure le plus représenté (Edouard et al., 2013). L'incidence des luxations gléno-humérales traumatiques est toutefois beaucoup plus faible comparativement aux disciplines de contact pur telles que le rugby (Neyton, 2014). Dans la classification d'Allain et al. (1998), la position spécifique du poste de talonneur au sein de la catégorie d'armer-lancer avec d'arrêt brusque peut cependant être interrogée de par la faible incidence des blessures traumatiques de l'épaule survenant au cours des phases de distribution de balle comparativement aux phases de contact.

En résumé, le complexe de l'épaule est particulièrement exposé aux blessures traumatiques dans le milieu sportif. Les sports de contact comme le rugby font partie des disciplines les plus pourvoyeuses de blessures du fait des chocs intenses et répétés entre les pratiquants. Les atteintes les plus fréquentes sont les entorses acromio-claviculaires tandis que les luxations gléno-humérales représentent les blessures les plus sévères. Le choix entre un traitement conservateur et chirurgical est conditionné par plusieurs paramètres tels que le type de blessure et son stade, mais aussi par la discipline du sportif et son niveau de pratique. Dans le cas de l'instabilité gléno-humérale récidivante du jeune sportif, la chirurgie stabilisatrice selon la technique de Latarjet constitue une référence. Cependant, ses conséquences sur la biomécanique de l'épaule restent encore mal connues. Après une blessure traumatique, le retour au sport sans récurrence, et au meilleur niveau reste encore à ce jour un défi pour les sportifs comme pour les équipes médicale et sportive.

2.3 Evaluation de l'épaule du sportif

L'évaluation des fonctions de l'épaule du sportif sain ou blessé est habituellement réalisée de deux manières en fonction des outils d'évaluation employés. La première, subjective, repose sur l'utilisation de questionnaires auto-administrés par le sportif, i.e. que le sportif remplit lui-même, et la deuxième, objective, repose sur des mesures physiques comme par exemple les tests de force, de puissance ou les tests de performance physique, réalisés sous la supervision d'une personne extérieure. Cette section détaillera d'abord les paramètres permettant de juger de la qualité de ces différentes évaluations en tant qu'outils de mesure puis recensera les évaluations subjectives et objectives de l'épaule les plus utilisées dans la littérature.

2.3.1 Qualité métrologique des outils d'évaluation

Pour chaque test, l'évaluation de ses qualités intrinsèques en tant qu'outil de mesure, i.e. ses caractéristiques métrologiques, reste un préalable indispensable à son utilisation par les équipes sportives et médicales. Les caractéristiques de son/ses indicateurs de jugement peuvent être divisées en : i) validité statistique, ii) validité concourante, iii) sensibilité au changement, iv) validité prédictive, v) validité discriminante (Pichonnaz, 2021). Bien que plusieurs terminologies soient employées dans la littérature pour définir ces concepts, l'initiative CONsensus-based Standards for the selection of health Measurement Instruments (COSMIN) (Mokkink et al., 2010), reposant sur un consensus d'experts issus de diverses disciplines, constitue une référence sur laquelle nous nous appuyerons au cours de cette thèse.

Validité statistique

La validité statistique d'un critère de jugement fait référence à ses caractéristiques de reproductibilité et de concordance (Fayad et al., 2009; Kottner et al., 2011). La reproductibilité est définie comme la capacité du test à fournir une mesure stable dans le temps en l'absence de modifications de conditions de réalisation (Pichonnaz, 2021). La reproductibilité intra-session permet d'objectiver la reproductibilité des mesures réalisées au sein d'une session unique d'évaluation tandis que la reproductibilité inter-session, i.e. test-retest, concerne plusieurs sessions d'évaluation. Un indicateur est défini comme concordant lorsque qu'il présente des caractéristiques de justesse et de dispersion équivalentes dans deux conditions de mesure indépendantes (Freund, 2016).

Validité concourante

La validité d'un test fait référence à l'adéquation entre le concept, i.e. douleur, fonctionnalité, appréhension, force, stabilité, mobilité ... que le test est censé évaluer et ce qu'il évalue réellement chez le participant (Fayad et al., 2009; Hegedus et al., 2014; Mokkink et al., 2010). Plusieurs sous-catégories de validité peuvent être définies comme la validité de contenu, la validité de construit ou la validité de critère (Mokkink et al., 2010). Parmi elles, la validité concourante consiste à évaluer si les mesures obtenues à l'aide d'un nouveau test sont corrélées aux mesures d'un test considéré comme une référence pour l'évaluation du concept souhaité (Mokkink et al., 2010).

Sensibilité au changement

La sensibilité au changement d'un indicateur fait référence à la capacité de cet indicateur à détecter un changement ayant une signification clinique dans le construit mesuré (Mokkink et al., 2010).

Validité prédictive

La validité prédictive d'un test est déterminée par la capacité de l'indicateur à prédire la survenue de l'évènement étudié comme par exemple la survenue de blessure à l'épaule, le retour au sport ou encore une performance spécifique (El Sanharawi & Naudet, 2013).

Validité discriminante

Enfin, la validité discriminante d'un test fait référence à sa capacité à distinguer les individus présentant des différences établies, qu'il s'agisse de présence ou d'absence de pathologie, de sévérité de blessure (Pichonnaz, 2021), ou encore de statut d'entraînement (entraîné vs. sédentaire).

Le Tableau 8 propose une synthèse des critères de jugement les plus couramment utilisés pour la caractérisation des qualités métrologiques des différents outils de mesures employés dans les sciences du sport, la médecine ou encore la psychologie.

Tableau 8. Critères de jugements utilisés pour la caractérisation des qualités métrologiques des outils de mesure.

Qualités métrologiques		Outils de jugements	Valeurs seuils	Interprétation
Validité statistique	Reproductibilité	Coefficient de corrélation intra classe	ICC $\leq 0,40$	Reproductibilité faible ^a
			ICC $> 0,40$ et $< 0,70$	Reproductibilité acceptable
	Concordance	Erreur standard de mesure	ICC $\geq 0,70$	Bonne reproductibilité
			-	-
			-	-
			-	-
Cohérence interne	α de Cronbach	CV $< 12\%$	Variation acceptable ^b	
		CV $> 20\%$	Variation non acceptable	
Validité concourante	Corrélation	r de Pearson ou rho de Spearman	-	-
			$\alpha < 0,70$	Faible cohérence ^c
			$\alpha \geq 0,70$	Bonne cohérence
			$ r < 0,30$	Corrélation négligeable ^d
			$ r \geq 0,30$ et $< 0,50$	Corrélation faible
			$ r \geq 0,50$ et $< 0,70$	Corrélation moyenne
Sensibilité au changement	-	-	$ r \geq 0,70$ et $< 0,90$	Corrélation forte
			$ r \geq 0,90$	Corrélation très forte
			-	-
			-	-
			-	-
Validité prédictive	Aire sous la courbe ROC ^e	-	AUC $\approx 0,50$	Aucune capacité prédictive ^d
			AUC $\geq 0,60$ et $< 0,70$	Faible capacité prédictive
			AUC $\geq 0,70$ et $< 0,80$	Capacité prédictive acceptable
			AUC $\geq 0,80$ et $< 0,90$	Bonne capacité prédictive
			AUC $\geq 0,90$	Excellente capacité prédictive
Validité discriminante	-	-	-	-

^a (Kottner et al., 2011); ^b (Albertus-Kajee et al., 2010), ^c (Terwee et al., 2007), ^d (Pichonnaz, 2021), ^e pour Receiver operating characteristic (caractéristique de fonctionnement du récepteur).

2.3.2 Evaluations subjectives

Dans le cas de pathologies de l'épaule du sportif telles que l'instabilité gléno-humérale et les lésions de la coiffe des rotateurs, l'examen clinique reflète parfois partiellement la gêne fonctionnelle ressentie par le patient (Edouard et al., 2010) et les tests qui le compose présentent une reproductibilité limitée (Hegedus et al., 2012). Afin d'améliorer la prise en charge de ces blessures, différents questionnaires ont été développés pour mesurer les paramètres difficilement objectivables à travers l'évaluation physique, tel que l'impact fonctionnel des douleurs et des gênes ressenties par le patient lors de ses activités quotidiennes, professionnelles et sportives (Kirkley et al., 1998; Kirkley et al., 2003). Ces questionnaires sont également utilisés dans les phases de rééducation après un traitement conservateur ou chirurgical de l'épaule et donnent des informations complémentaires aux équipes médicales pour juger du niveau de recouvrement fonctionnel post-blessure (Gerometta et al., 2017). Dans le cadre de

la prise en charge du sportif blessé, ces outils sont de plus en plus utilisés comme aide décisionnelle par les équipes médicales pour juger de la capacité de l'athlète à retourner sur le terrain puis à la compétition (Gerometta et al., 2017). En fonction de ce qu'ils évaluent, ces questionnaires peuvent être divisés en différentes catégories (Fayad et al., 2009) : incapacité, qualité de vie, algofonctionnel, composite, retour au sport. Pour les questionnaires d'incapacité, tel que le Flexivel Scale of Shoulder Function (FLEX SF) (Cook et al., 2003), les différents items cherchent à évaluer la fonctionnalité de l'épaule blessée. Les questionnaires de qualité de vie, tel que le Western Ontario Rotator Cuff (WORC) (Kirkley et al., 2003) comprennent différents domaines dont : les symptômes et fonctions physiques mais aussi les répercussions sociales et psychologiques. Les questionnaires algofonctionnels, tel que l'American Shoulder and Elbow Surgeons Evaluation Form (ASES) (Richards et al., 1994) comportent des items évaluant à la fois la fonction et la douleur ressentie. Les questionnaires composites comprennent à la fois des items relatifs aux douleur ressenties, aux déficiences, à la fonctionnalité et des items remplis par le praticien après un examen clinique. Parmi ces questionnaires, le Rowe (Rowe, Patel, 1978) est régulièrement cité. Enfin, les questionnaires de retour au sport, tel que le Shoulder Instability Return to sport after injury (SIRSI) (Gerometta et al., 2017) permettent d'évaluer si le sportif est apte à reprendre son activité sportive suite à une blessure. Sur le modèle de Fayad et al. (2009) et Bonfanti et al. (2012), le Tableau 9 présente une synthèse des connaissances relatives aux qualités métrologiques des questionnaires évaluant le complexe de l'épaule et ses troubles.

Tableau 9. Qualités métrologiques des questionnaires évaluant le complexe de l'épaule et ses troubles. Inspiré de Fayad et al. (2009)

Catégories	Nom	Validité statistique	Validité concourante	Sensibilité au changement
Incapacité	FLEX SF (Cook et al., 2003)	Forte	Forte	Forte
	SST (Lippit, 1993)	Modérée	Modérée	Modérée
	Upenn (Cook et al., 2001)	-	-	-
Qualité de vie	WORC (Kirkley, et al., 2003)	Forte	Forte	Forte
	WOSI (Kirkley et al., 1998)	Forte	Forte	Forte
	RC-QOL (Hollinshead et al., 2000)	Forte	Forte	Forte
	DASH (Hudak et al., 1996)	Forte	Forte	Forte
	WOOS (Lo et al., 2001)	Modérée	Modérée	Modérée
Algofonctionnel	ASES (Richards et al., 1994)	Forte	Modérée	Modérée
	SPADI (Roach et al., 1991)	Modérée	Forte	Forte
	OSQ (Dawson et al., 1996)	Modérée	Modérée	Modérée

Catégories	Nom	Validité statistique	Validité concourante	Sensibilité au changement
Composites	Duplay (Walch, n.d.)	Limitée	Limitée	Limitée
	Constant (Constant, 1987)	Modérée	Modérée	Modérée
	Rowe (Rowe, Patel, 1978)	Modérée	Modérée	Modérée
Retour au sport	SIRSI (Gerometta et al., 2017)	Forte	Forte	Forte

Sélection des questionnaires retenus

Parmi les questionnaires détaillés dans le tableau 9, le FLEX SF, RCQOL, DASH, WORC, WOSI, et SIRSI possèdent des qualités métrologiques fortes pour les trois critères d'évaluation choisis. Ces questionnaires ont donc été présélectionnés au terme d'une première investigation. De par une utilisation prévue chez des populations de sportifs amateurs et professionnels, la présence d'items spécifiques à la pratique sportive constituait un deuxième critère de sélection et les questionnaires WORC, WOSI et SIRSI ont été retenus au terme d'une deuxième investigation. Aussi le WORC, le WOSI, et le SIRSI ont été retenus et utilisés de manière conjointe dans ce travail de thèse.

Le WORC, créé par Kirkley et al. (2003) est un questionnaire auto-administré de 21 items reposant sur des échelles visuelles analogiques (EVA) de 100 mm chacune. Il est largement utilisé pour évaluer les symptômes et les limitations fonctionnelles chez les adultes présentant une atteinte de la coiffe des rotateurs (MacDonald, 2012; Martins & Marziale, 2012; Sabo et al., 2021). Ces 21 items sont divisés en 5 sections : symptômes physiques (n=6), sports et loisir (n=4), travail (n=4), mode de vie (n=4) et émotions (n=3). Les réponses se font via une EVA comprise entre 0 mm (aucune gêne) et 100 mm (gêne extrême). Le score total est calculé en sommant les différents items, compris de 0 (meilleur score) à 2100 (fortes répercussions fonctionnelles en relation avec l'atteinte de la coiffe). La reproductibilité du questionnaire a été mesurée chez 50 patients à deux semaines d'intervalle (ICC=0,96). La validité concourante a été évaluée par l'étude des corrélations avec les questionnaires DASH (r=0,63), Constant (r=0,57) et ASES (r=0,68) (Kirkley et al., 2003). Sa sensibilité au changement est bonne (Bonfanti et al., 2012; St-pierre, 2015). Depuis sa publication, le WORC a été traduit et validé dans de nombreuses langues dont le français (St-Pierre et al., 2015). Une variation du score total supérieure à 245 points (12%) est considérée comme une variation faible tandis qu'une variation de 371 points (18%) est considérée comme une évolution modérée et une différence de 773 point (37%) est considérée comme un variation forte (Kirkley et al., 2003).

Le Western Ontario Shoulder Instability index (WOSI) est un questionnaire de qualité de vie utilisé chez les patients atteints d'instabilité gléno-humérale qui permet une évaluation de la gêne fonctionnelle ressentie lors des activités sportives et quotidiennes ainsi que les émotions ressenties (Kirkley et al.,

1998). C'est un questionnaire auto-administré de 21 questions divisé en 4 domaines : symptômes physiques/douleurs, sport/loisir/travail, mode de vie et émotions. Les réponses se font via une EVA comprise entre 0 mm (aucune gêne) et 100 mm (gêne extrême). Le score global est calculé en sommant les différents items, compris de 0 (meilleur score) à 2100 (moins bon score). La reproductibilité des scores obtenus est très bonne pour des intervalles de temps de deux semaines et trois mois (ICC=0,78-0,95). Ces scores sont positivement corrélés avec d'autres mesures ($r=0,76$ pour le DASH, $r=0,59$ pour le score de Constant) et la sensibilité au changement est bonne (Kirkley et al., 1998). Ce questionnaire a également été traduit et validé en français (Khiami et al., 2014; Perrin et al., 2017). Une variation du score total supérieure à 220 points (10,4 %), est considérée comme une variation faible, une variation de 469 (22,3 %) est considérée comme une évolution modérée et une différence de 527 (25 %) est considérée comme un variation forte (Kirkley et al., 2003).

Le Shoulder Instability-Return to Sport after Injury (SIRSI) est un questionnaire utilisé pour aider les équipes médicale et sportive à détecter les sportifs psychologiquement aptes à reprendre leur activité sportive après un épisode d'instabilité gléno-humérale, qu'ils aient été traités de manière conservatrice ou chirurgicale (Gerometta et al., 2017). Le questionnaire comprend 12 items évalués par une échelle de Likert de 0 à 10. Le score total est égal à la somme des valeurs des 12 réponses, établi sous forme de pourcentage. Plus les scores sont élevés plus le sportif est apte psychologiquement à reprendre son activité. Olds et al. (2021) ont récemment détaillé quatre construits évalués à travers le score du SIRSI : la confiance dans sa capacité à performer à nouveau, la peur de se reblesser, les émotions négatives, le rapport à la rééducation et à la chirurgie. Ses caractéristiques de reproductibilité (ICC=0,93), de validité ($r=0,70$ pour le Walch-Duplay, $r=-0,80$ pour le WOSI) et de sensibilité au changement sont bonnes pour la version française (Gerometta et al., 2017; Louati et al., 2022). A $18,5 \pm 5,2$ mois après stabilisation chirurgicale de l'articulation gléno-humérale, le score SIRSI moyen de joueurs ayant repris une pratique rugbystique était supérieur à celui de joueurs n'ayant pas repris ($60,9 \pm 26,6\%$ vs $38,1 \pm 25,6\%$) (Gerometta et al., 2017).

2.3.3 Evaluations objectives

Les évaluations du complexe de l'épaule via des tests de force et des tests de performance physique sont devenues des mesures de référence pour les équipes sportives et les cliniciens. Elles permettent d'objectiver aussi bien les qualités physiques de l'athlète (Cools et al., 2010), que l'effet d'une préparation physique spécifique ou la répercussion d'une blessure (Edouard et al., 2013). De même que pour les évaluations subjectives, l'évaluation des qualités métrologiques des mesures objectives de l'épaule reste un préalable indispensable à leur utilisation régulière.

2.3.3.1 Tests de force

La capacité de production de force chez le sportif peut être évaluée selon plusieurs méthodologies. Parmi elles, sont décrites l'évaluation manuelle (Kelly et al., 1996), l'évaluation avec dynamomètre manuel (Turner et al., 2009), l'évaluation avec ergomètre isocinétique (Edouard et al., 2009) et l'évaluation avec charge libre (Till et al., 2014). L'évaluation manuelle de la force musculaire est une pratique clinique courante. Elle permet d'évaluer rapidement la répercussion d'une blessure mais aussi l'effet de la rééducation et du traitement mis en œuvre, qu'il soit conservateur ou chirurgical. Les positions d'évaluation sont aujourd'hui bien standardisées et plusieurs échelles ont été développées pour la gradation de la force telles que l'échelle du Medical Research Council (MRC) (Garusi et al., 2016), ou l'échelle de Daniels et Worthingham (Klingels et al., 2010). Ces différentes échelles permettent de caractériser la production de force de la normalité vers la pathologie mais sont plutôt réservées à des populations atteintes de troubles sévères. Malgré quelques travaux concluant à une bonne reproductibilité des mesures obtenues via cette méthode, de nouvelles études restent nécessaires pour déterminer la fiabilité de l'évaluation manuelle en fonction des pathologies, des groupes musculaires et des procédures de test (Bohannon, 2018). Bien que ces évaluations manuelles présentent de nombreux avantages tels qu'un coût restreint et une facilité de mise en œuvre, elles reposent avant tout sur l'interprétation du clinicien et ne permettent qu'une appréciation générale de la capacité de production de force de l'individu.

Permettant une évaluation plus précise et plus objective des capacités de production de force maximale du sportif en isométrie, l'évaluation par dynamométrie manuelle est une des plus largement utilisées dans la littérature (Cools et al., 2010; Cools et al., 2016; Donatelli et al., 2000; Ogaki et al., 2015; Rogowski et al., 2020). Pour la réalisation d'un test isométrique, le participant exerce une force sur un dynamomètre fixé à un support (Decleve et al., 2020) et dans le cas où le dynamomètre est maintenu par un examinateur, ce dernier doit développer une force équivalente à la force produite par le participant de manière à empêcher tout déplacement. Pour l'évaluation de chaque muscle, une position de réalisation et un point d'application sont définis afin de standardiser les mesures et de garantir une bonne fiabilité de la mesure dans le temps (Schwartz et al., 2017). Dans le cadre de l'évaluation des forces maximales isométriques des rotateurs internes et externes gléno-huméraux (Figure 22), Cools et al. (2014) ont rapporté une excellente reproductibilité intra et inter-examineur, indépendamment de la position du patient, du bras, ou de l'équipement utilisé (ICC = 0,93-0,99). Concernant la validité de concourante des mesures de force via dynamomètre manuel, Roy et al. (2009) rapportent des corrélations fortes ($r > 0,80$) entre les mesures de force isométrique des muscles de l'épaule effectuées sur dynamomètre manuel et des contractions isométriques sur dynamomètre isocinétique. La mesure par dynamométrie manuelle est régulièrement rapportée pour l'évaluation maximale isométrique des muscles de l'épaule et permet la mise en évidence d'asymétries de force entre les membres dominant et non-dominant (McLaine et al., 2018) ou de déséquilibres entre groupes musculaires agonistes-

antagonistes tels que les rotateurs externes et internes gléno-huméraux (Ogaki et al., 2015). Ces déséquilibres de ratio de forces maximales isométriques ont notamment été identifiés comme des facteurs de risque de blessure chez des populations de joueurs de rugby évoluant à niveau universitaire (Ogaki et al., 2015). Les mesures fournies par cet outil restent cependant très sensibles à la position de test, à la stabilisation du patient, et à la force produite par l'examineur lorsqu'il y en a un. Bien que moins répandue, l'évaluation par dynamométrie manuelle a également été proposée pour l'évaluation des forces maximales excentriques. Pour ce faire, le participant exerce une force sur le dynamomètre tandis que l'examineur exerce une force supérieure pour passer d'une position A à une position B en un laps de temps défini préalablement (Johansson et al., 2015).



Figure 22. Exemple d'évaluation des rotateurs gléno-huméraux via dynamométrie manuelle.

L'évaluation des muscles de l'épaule avec ergomètre isocinétique permet l'investigation des capacités de production de forces concentriques et excentriques tout en contrôlant la vitesse d'exécution du mouvement (McDonough & Funk, 2014) (Figure 23). Il est également parfois utilisé pour l'évaluation des forces maximales isométriques. Son utilisation autorise donc l'exploration des contractions musculaires à haute comme à basse vitesse sur des mouvements analytiques en chaîne fermée. Dans leur revue systématique, Sørensen et al. (2021) ont mis en avant la reproductibilité des mesures de couple et de puissance des muscles de l'épaule obtenues via cet outil. Concernant l'évaluation des rotateurs gléno-huméraux, plusieurs questionnements subsistent cependant sur la position du corps (assis, couché, debout), l'élévation du bras (0, 30, 45, 60 ou 90°), ou le plan d'élévation (frontal, scapulaire) à adopter pour obtenir les mesures les plus reproductibles (Edouard et al., 2011). Bien que considéré comme le test de référence pour l'exploration des capacités de production de force du sportif, le test isocinétique présente un coût d'utilisation très élevé et nécessite une certaine expertise d'utilisation de l'examineur (Stark et al., 2011).

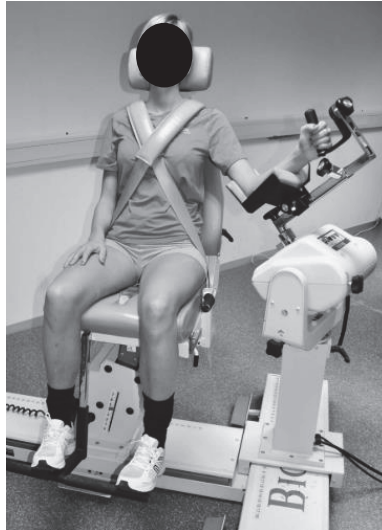


Figure 23. Exemple d'évaluation des rotateurs gléno-huméraux via ergomètre isocinétique, selon Borms et al. (2016).

Les mesures de la capacité de production de force peuvent également s'effectuer par l'intermédiaire de manipulation de charges libres. Parmi ces évaluations, le test de répétition maximale (1RM) est considéré comme une mesure de référence pour évaluer la capacité de production de force des individus dans le champ de la préparation physique (Macht et al., 2016). Il est défini par la masse maximale qu'un individu peut soulever au cours d'une seule répétition avec une technique correcte. Les tests de 1RM sont donc utilisés par les entraîneurs sportifs pour évaluer à la fois les qualités de force des athlètes mais aussi les déséquilibres de force entre groupes musculaires agonistes/antagonistes et l'efficacité des programmes d'entraînement. Bien que non exclusif à l'évaluation du complexe de l'épaule, les tests de développé couché, de développé militaire, ou encore de presse pectorale sont régulièrement proposés (Hackett et al., 2017; Ogaki et al., 2016) pour une évaluation des qualités de force maximale des muscles du complexe de l'épaule. Ces évaluations présentent une bonne reproductibilité intersession ($ICC > 0,90$) (Levinger et al., 2009; Seo et al., 2012). Cependant, elles sont généralement réservées aux sportifs habitués à produire des efforts à intensité maximale et à la gestuelle spécifique requise. Aussi, leur implémentation pour des populations débutantes peut être difficile de par la nécessité d'apprentissage de la technique d'exécution ou de l'appréhension à produire un effort maximal (Macht et al., 2016). Aussi, les tests de force à répétition multiple ont-ils été proposés comme alternative au test de force 1RM. Ils pourraient être plus facilement implémentés avec des sportifs ayant peu d'expérience, du fait des charges moins importantes à manipuler (Gail & Künzell, 2014). Un des tests proposés dans la littérature est le test de 5 répétitions (5RM), défini comme la masse maximale qu'un individu peut soulever au cours de 5 répétitions avec une technique correcte (Gail & Künzell, 2014). La vitesse de réalisation du mouvement reste cependant difficilement contrôlable pour les évaluations de type 1RM

et 5RM. Par ailleurs, ces tests apportent peu d'informations concernant les capacités de production de puissance ou encore de vitesse (Samozino et al., 2012).

2.3.3.2 Tests de puissance

La puissance musculaire maximale théorique dépend de la capacité de production de force à nulle (F0) et à haute vitesse (V0) et ces deux paramètres peuvent être déterminés à partir de la relation force-vitesse (Samozino et al., 2012). Pour les membres supérieurs, cette relation peut être déterminée par une procédure de développé-couché balistique (García-Ramos et al., 2018; Rahmani et al., 2017). Cette évaluation repose sur l'exécution de mouvements de développé-couché comprenant une phase d'éjection verticale de la barre permettant le calcul des paramètres de puissance, de vitesse et de force maximale par l'intermédiaire de plateformes de force (Young et al., 2015), d'encodeurs optiques (Rambaud et al., 2008) ou de transducteurs linéaires (Garnacho-Castaño et al., 2014). Plus récemment, Rahmani et al. (2017) ont développé une procédure d'évaluation et une méthode de calcul permettant de déterminer les paramètres du profil force-vitesse des membres supérieurs de l'athlète sans matériel additionnel au banc guidé. Cette évaluation est basée sur la réalisation d'une poussée balistique à deux mains avec cinq charges incrémentielles comprises entre 30 et 70 % de la masse corporelle du participant. Pour chaque essai, la force (Equation 1) et la vitesse verticale moyenne (Equation 2) développée par les membres supérieurs sont calculées par l'intermédiaire de quatre paramètres : la force de friction spécifique au banc guidé utilisé soit F_f , la longueur des membres supérieurs soit h_{po} , la hauteur de décollement de la barre pour chaque essai soit h , et la charge du système étudié (ensemble membres supérieurs et charge soulevée soit m_{ms+b}) (Figure 24). Ensuite, la relation force-vitesse est déterminée par régression linéaire et la droite force-vitesse est extrapolée pour obtenir la force maximale théorique F0 (à vitesse nulle) et la vitesse maximale théorique V0 (pour une force nulle) (Samozino et al., 2012). Finalement la puissance maximale des membres supérieurs (Pmax) est calculée à partir de l'Equation 3.

$$\bar{F} = m_{ms+b} \cdot \frac{g \cdot m_b + F_f}{m_b} \cdot \left(\frac{h}{h_{po}} + 1 \right), \quad (\text{Equation 1})$$

$$\bar{V} = \sqrt{\frac{g \cdot m_b + F_f}{m_b} \cdot \frac{h}{2}}, \quad (\text{Equation 2})$$

$$Pmax = \frac{F0 \cdot V0}{4}, \quad (\text{Equation 3})$$

avec m_b la masse de la charge à soulever et g la norme de l'accélération due à la gravité terrestre

Concernant les qualités métrologiques de cette procédure, la reproductibilité des mesures est bonne pour des charges similaires ($ICC > 0,80$) et la validité de la méthode de calcul a été montrée par les corrélations entre les valeurs de F0, V0 et Pmax extrapolées et celles déterminées par les mesures accélérométriques (pour F0, $r^2 = 0,93$; V0, $r^2 = 0,59$; et Pmax $r^2 = 0,87$) (Rahmani et al., 2017).

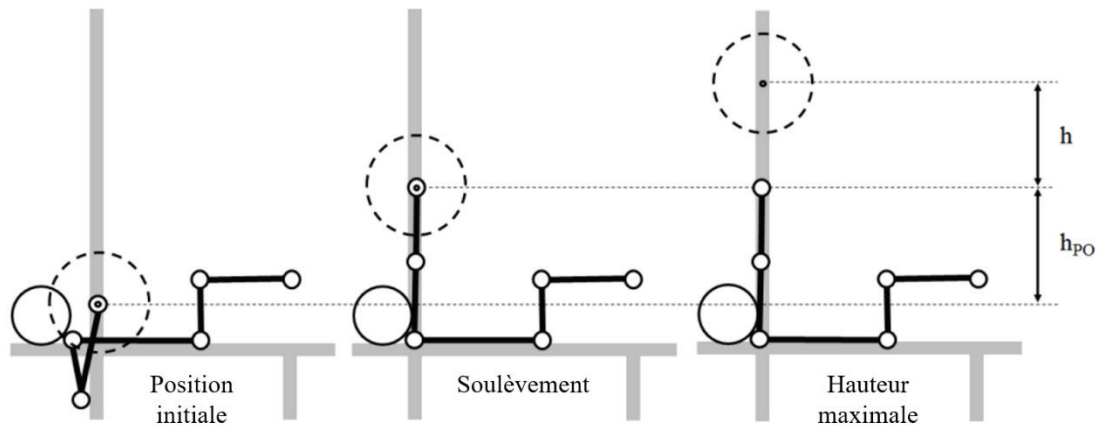


Figure 24. Procédure de développé couché balistique et paramètres mesurés selon Rahmani et al. (2017). h = hauteur de décollement de la bar ; h_{PO} = longueur des membres supérieurs.

Bien que cette évaluation et cette méthode de calcul permettent la détermination du profil force-vitesse des membres supérieurs de l'individu, i.e., capacité de contraction du système neuromusculaire en fonction de la vitesse de mouvement sur une gestuelle spécifique (Samozino et al., 2012), sa réalisation bilatérale ne permet pas de caractériser le profil force-vitesse de chaque membre supérieur.

2.3.3.3 Tests de performance physique

Mis en place dans l'idée de pallier l'écart entre les évaluations analytiques (forces musculaires et amplitudes articulaires) et les demandes complexes retrouvées dans la majeure partie des activités physiques et sportives, de nombreux tests de performance physique ont été développés ces dernières années (Hegedus et al., 2014; McCunn et al., 2016; Tarara et al., 2016). Ces tests sont définis comme un ensemble d'évaluations fonctionnelles utilisées par les cliniciens et les entraîneurs pour évaluer les différentes qualités physiques des athlètes telles que la puissance, la force, l'endurance ou la mobilité afin de prévenir le risque de blessure ou autoriser le retour au sport après blessure (Tarara et al., 2016). Malgré un développement croissant (Borms et al., 2016; Fanning et al., 2021; Westrick et al., 2012), l'utilisation des tests fonctionnels ciblant les membres supérieurs reste récente. Aussi, toutes leurs qualités métrologiques n'ont pas encore été évaluées et certaines procédures de réalisation varient d'une étude à l'autre (Tarara et al., 2016). Néanmoins, les avantages mis en avant pour leur application sont : leur faible coût d'utilisation, leur large disponibilité et leur facilité apparente de mise en œuvre et d'interprétation comparativement aux tests de laboratoire (Borms et al., 2018). Bien qu'une vingtaine de tests de performance physique ciblant les membres supérieurs et le complexe de l'épaule soit décrite dans la littérature, leur fréquence d'utilisation est assez hétérogène et semble largement influencée par leur date d'apparition. A partir de l'approche méthodologique COSMIN (Mokkink et al., 2010a;

Mokkink et al., 2010b), Tarara et al. (2016) ont pointé le faible niveau de connaissance concernant les qualités métrologiques de leurs indicateurs de performance respectifs. Sur la base des descriptions originales de ces test de performance physique, le Tableau 10 présente une synthèse des qualités physiques censées être évaluées à travers chacune de ces évaluations. Une synthèse des connaissances actuelles concernant les caractéristiques métrologiques respectives des différents tests fonctionnels décrits dans la littérature est proposée dans le Tableau 11.

Tableau 10. Qualités physiques censées être évaluées à travers les tests de performances physiques ciblant les membres supérieurs

Tests	Qualités physiques
One arm hop test (Falsone et al., 2013)	Force du membre supérieur
Seated medicine ball throw (Mayhew et al., 1992)	Puissance du haut du corps
Unilateral medicine ball throw (Chmielewski et al., 2014)	Puissance de membre supérieur Force du membre supérieur
Upper quarter Y balance test (Gorman et al., 2012)	Stabilité et mobilité scapulaire Stabilité du tronc Equilibre Proprioception Force Amplitude articulaire
Closed kinetic upper extremity stability test (Goldbeck & Davies, 2000)	Stabilité articulaire Proprioception
Side holds rotation (Olds et al., 2019)	Force Puissance Contrôle neuro-musculaire
Line hops (Olds et al., 2019)	Force Puissance Contrôle neuro-musculaire
Backward overhead medicine ball throw (Stockbrugger et al., 2001)	Puissance du haut du corps, du tronc et des membres inférieurs
Posterior shoulder endurance test (Moore et al., 2013)	Endurance des muscles postérieurs de l'épaule
Drop box land (Fanning et al., 2021)	Capacités neuro-musculaires
Countermovement push up (Fanning et al., 2021)	Capacités neuro-musculaires

Tests	Qualités physiques
Press Jump (Fanning et al., 2021)	Capacités neuro-musculaires
Modified pull up (Negrete et al., 2010)	Force des membres supérieurs
Shoulder endurance test (Declève et al., 2021)	Capacité d'endurance des muscles de l'épaule
Upper Limb Rotation test (Decleve et al., 2020)	Stabilité et contrôle moteur de l'épaule

Tableau 11. Qualités métrologiques des tests de performance physiques ciblant les membres supérieurs et le complexe de l'épaule.

Tests	Validité statistique	Validité concourante	Sensibilité au changement	Validité prédictive	Validité discriminante
One arm hop test (Falsone et al., 2013)	Modérée	-	-	-	-
Seated medicine ball throw (Mayhew et al., 1992)	Forte	Forte	-	-	-
Unilateral medicine ball throw (Chmielewski et al., 2014)	Modérée	Limitée	-	-	Conflictuelle
Upper quarter Y balance test (Gorman et al., 2012)	Modérée	Limitée	-	Limitée	Modérée
Closed kinetic upper extremity stability test (Goldbeck & Davies, 2000)	Modérée	Limitée	-	Conflictuelle	Limitée
Side holds rotation (Olds et al., 2019)	Limitée	Limitée	-	-	-
Line hops (Olds et al., 2019)	Limitée	Limitée	-	-	-
Backward overhead medicine ball throw (Stockbrugger et al., 2001)	Modérée	Modérée	-	-	-
Posterior shoulder endurance test (Moore et al., 2013)	Modérée	Modérée	-	-	Modérée
Drop box land (Fanning et al., 2021)	Limitée	Limitée	-	-	-
Countermovement push up (Fanning et al., 2021)	Forte	Forte	-	-	-
Press Jump (Fanning et al., 2021)	Limitée	Limitée	-	-	-
Modified pull up (Negrete et al., 2010)	Limitée	-	-	-	-
Shoulder endurance test (Declève et al., 2021)	Modérée	-	-	-	-

Tests	Validité statistique	Validité concourante	Sensibilité au changement	Validité prédictive	Validité discriminante
Upper Limb Rotation test (Declève et al., 2020)	Modérée	Limitée	-	-	-

Dans la plupart des cas, ces tests sont détaillés à travers des travaux décrivant un test et ses qualités métrologiques de manière isolée (Chmielewski et al., 2014; Falsone et al., 2013; Goldbeck & Davies, 2000; Gorman et al., 2012; Mayhew et al., 1992). L'évaluation de l'ensemble des qualités physiques propres à une région anatomique est cependant difficilement réalisable à travers un seul test et certains auteurs ont proposé une combinaison de ces différents tests de performance physique pour évaluer les fonctions de l'épaule de manière plus exhaustive (Negrete et al., 2010; Olds et al., 2019). Pour répondre à cet objectif, d'autres travaux ont également proposé des associations entre test de performance et test de force (Borms et al., 2016; Fanning et al., 2021; Mussigmann et al., 2020; Popchak et al., 2021) ; ou encore des associations entre test de performance, test de force et évaluation subjective (Juré et al., 2022; Otley et al., 2022).

Sélection des tests de performance retenus

A partir des tests de performance physique ciblant les membres supérieurs décrits dans la littérature (Tableau 11), une première phase de criblage a été appliquée sur la base d'un critère d'applicabilité pour des populations d'athlètes blessés, au plus tôt proche de la blessure jusqu'au retour à la compétition (Arden et al., 2016). Aussi les tests dont l'application pourrait être contre-indiquée au cours d'une évaluation de retour au sport dans le temps de rééducation d'une chirurgie de l'épaule ont été écartés. Au terme de cette première phase, le One arm hop test, Drop box land, Contermouvement push up, Press jump ont été écartés sur la base des fortes contraintes que leur réalisation entraîne sur le complexe de l'épaule, notamment durant les phases de réception. Le Backward overhead medicine ball throw a également été écarté de par la grande amplitude de flexion huméro-thoracique bilatérale nécessaire à sa réalisation. Une deuxième étape de sélection a été réalisée de manière à ne conserver que les tests fonctionnels présentant des qualités métrologiques prometteuses pour au moins trois des cinq critères de jugement détaillés dans le Tableau 11. Au terme de cette étape, les USSPT, UQYBT, CKCUEST, et le PSET ont été conservés. Dans les disciplines sportives sollicitant l'épaule telles que les sports de contact, avec armer ou encore avec armer-contrer, les qualités de force, de puissance, de mobilité, de stabilité ou d'endurance sont indispensables en tant que facteurs de performance (Haines, 2018; Kostrzewa et al., 2020; Wagner et al., 2014). Dans une optique d'utilisation auprès de sportifs engagés dans ces disciplines à risque, une troisième phase de sélection basée sur la complémentarité des fonctions de l'épaule évaluées à travers ces tests a été réalisée à partir du Tableau 10 et ces quatre tests ont été conservés. Enfin, dans un souci d'applicabilité de la batterie de tests pour les professionnels de terrain

soumis à des contraintes temporelles fortes, un critère de rapidité d'exécution a été pris en considération. L'évaluation de la qualité d'endurance à travers un test unilatéral tel que le PSET étant chronophage, le développement d'un nouveau test d'endurance semblait pertinent. Au terme de ce processus de sélection, l'Unilateral Seated Shot Put Test (USSPT), l'Upper Quarter Y Balance Test (UQYBT) et le Closed Kinetic Upper Extremity Stability Test (CKCUEST) ont été retenus et étudiés pour ce travail de thèse.

2.3.3.3.1 Unilateral Seated Shot put Test

Le lancer de MB unilatéral est utilisé pour évaluer chaque membre supérieur indépendamment et permet de produire un indice de symétrie (limb symmetry index) (Chmielewski et al., 2014). A partir d'une position assise, le participant tient un MB de 3 kg à hauteur d'épaule (Figure 25) et a pour consigne de pousser le MB le plus loin possible devant lui. La distance entre le support dorsal et le point de contact du MB au sol est mesurée pour chaque membre. Ces distances atteintes peuvent être ensuite normalisées allométriquement pour permettre les comparaisons inter-individuelles (Chmielewski et al., 2014). Bien que plusieurs recherches aient été menées sur ce test, on retrouve une grande hétérogénéité dans les positionnements initiaux des participants et dans les consignes d'exécution, rendant difficile les comparaisons des distances atteintes entre les différentes études. En effet, dans la procédure décrite par Negrete et al. (2010), les participants sont assis sur une chaise, tandis que pour Chmielewski et al. (2014) et Riemann et al. (2018), les participants sont assis sur le sol. Une autre différence concerne le tronc qui est stabilisé soit en utilisant une sangle autour du buste (Negrete et al., 2010), soit avec un support pour la moitié (Chmielewski et al., 2014) ou la totalité du dos (Pinheiro et al., 2020). Certains de ces positionnements semblent cependant présenter des désavantages : augmenter artificiellement la distance de vol du MB par l'augmentation de la hauteur initiale ou la possible limitation de la mobilité scapulaire et humérale causée par un appui dorsal complet.



Figure 25. Positionnement initial pour la réalisation de l'USSPT

Concernant la validité statistique des indicateurs de performance issus de ce test, la reproductibilité intersession est bonne ; cependant, les connaissances actuelles restent limitées en fonction du nombre d'essais puisque seule la reproductibilité de la distance moyenne de trois essais par côté a été évaluée (Chmielewski et al., 2014; Negrete et al., 2010; Pinheiro et al., 2020; Popchak et al., 2021). Pour un positionnement initial du participant à même le sol, Popchak et al. (2021) ont rapporté une SEM de 28,37 cm et un $MDC_{95\%}$ de 78,64 cm. Concernant la validité concurrente de ces indicateurs, bien que ce test ait été initialement décrit pour évaluer la puissance des membres supérieurs, la relation entre la distance atteinte et la puissance maximale des membres supérieurs reste à ce jour inconnue. Des précédentes études ont toutefois montré que des augmentations de la distance étaient fortement corrélées à l'augmentation du couple de flexion huméro-thoracique et d'extension du coude évalué par ergomètre isocinétique à 60 et 180°/s (Riemann & Davies, 2020). A notre connaissance, aucune étude n'a été menée concernant la sensibilité au changement ou encore la validité prédictive de la survenue de blessure de l'indicateur de performance de l'USSPT. Enfin, concernant la validité discriminante, Chmielewski et al. (2014) ont rapporté des différences significatives dans les distances mesurées pour les hommes en comparaison des femmes. L'indice de symétrie calculé au sein de leur cohorte était plus élevé pour les hommes (108,7%) que pour les femmes (104,4%) (Chmielewski et al., 2014).

2.3.3.3.2 CKCUEST

Pour évaluer la fréquence gestuelle et la stabilité dynamique des membres supérieurs en chaîne fermée (Tableau 10), le Closed Kinetic Chain Upper Extremity Stability Test (CKCUEST) a été proposé par Goldbeck et Davies et al. (2000). Le participant débute en position de pompe, pieds écartés à largeur d'épaules. L'écartement des mains est matérialisé par deux bandes adhésives au sol où les majeurs de chaque main sont positionnés. Au signal de l'examineur, la main mobile va toucher le sol à l'extérieur de la main fixe, puis la main fixe devient la main mobile. Le participant a pour consigne d'effectuer le plus grand nombre de touches au cours de 3 essais de 15 s, chacun entrecoupés de 45 s de récupération (Figure 26).



Figure 26. Déroulement du CKCUEST : position initiale (à gauche) puis déplacement alternatif des mains en maintenant la position de pompe.

Initialement, Goldbeck et Davies (2000) ont proposé une procédure pour laquelle les participants adoptaient systématiquement une position de pompe avec les mains écartées de 91,4 cm (36 inches). Bien que cette position standardisée permette un gain de temps dans la mise en place du sujet, la pertinence d'une unique condition de réalisation pour des participants présentant des différences anthropométriques peut cependant être remise en cause (Tucci et al., 2017). Du fait que l'écartement des mains affecte l'activation des muscles de l'épaule (Cogley et al., 2005) et le positionnement scapulaire (Tucci et al., 2017), il est probable que les fonctions de l'épaule mises en jeu au cours du CKCUEST soient individu-dépendantes dans le cas d'un écartement de main non spécifique à l'individu. Ainsi, plusieurs auteurs ont adapté la position du corps avec les genoux au sol (de Oliveira et al., 2017; Tucci et al., 2014) ou un écartement des mains à largeur d'épaules (Hegedus et al., 2014). La normalisation de l'écartement des mains par une mesure anthropométrique permettrait néanmoins d'homogénéiser la réalisation de ce test pour tout type de participant. La validité statistique des indicateurs de performances issus de ce test doit cependant être à nouveau déterminée si une modification des conditions de réalisation du test est mise en place. Popchak et al. (2021) ont décrit une SEM de 2,3 touches et un $MDC_{95\%}$ de 6,4 touches. Concernant la validité concurrente du test original, des corrélations fortes ($r=0,87-0,94$; Lee & Kim, 2015) et modérée ($r=0,55-0,59$; Popchak et al., 2021), ont été retrouvées entre le nombre de touches réalisées et les valeurs pics de couple des muscles rotateurs gléno-huméraux à 60 et 180°/s. A notre connaissance, aucune étude évaluant la sensibilité au changement du CKCUEST n'a été menée (Nazari et al., 2020). Seules deux études ont été menées pour évaluer la capacité prédictive du nombre de touches réalisées au cours du CKCUEST sur la survenue de blessure du complexe de l'épaule au cours d'une saison sportive (Mussigmann et al., 2020; Pontillo et al., 2014). Pontillo et al. (2014) ont identifié qu'une valeur seuil de 21 touches permettait de distinguer les joueurs de football américain les plus à risque de subir une blessure à l'épaule au cours d'une saison sportive universitaire. A l'inverse, Mussigmann et al. (2020) n'ont pas mis en avant d'association significative entre le nombre de touches mesurées lors de la réalisation du CKCUEST en début de saison et la survenue de blessure à l'épaule durant une saison sportive chez des handballeurs de haut niveau. Enfin, concernant la validité discriminante des indicateurs du CKCUEST, Delorme et al. (2022) ont mis en avant que les participants présentant des antécédents de blessures à l'épaule du côté non dominant réalisaient moins de touches comparativement à des sujets sans antécédent, en considérant à la fois le nombre de touches brut (29,4 vs. 33,1 touches) et le nombre de touches normalisé i.e. score de puissance (85,3 vs 101,1). Pour des sujets sains et pour un écartement de main initial de 91,4 cm, Borms et al. (2018) ont rapporté que les hommes réalisaient plus de touches que les femmes (27 contre 21) et que les athlètes appartenant à la catégorie d'âge 18–25 ans étaient plus performants que ceux entre 34–50 ans.

2.3.3.3 Upper Quarter Y- Balance Test

Conçu dans l'idée d'évaluer la stabilité de l'épaule et du tronc tout en sollicitant de grandes amplitudes de mouvement, le UQYBT a été proposé par Gorman et al. (2012). A partir d'une position de pompe

unilatérale, le participant a pour consigne de déplacer des curseurs disposés sur des rails le plus loin possible successivement en directions médiale, inféro-latérale et supéro-latérale, tout en conservant son équilibre (Figure 27).



Figure 27. Réalisation du UQYBT avec déplacements successifs des curseurs dans les directions médiale (à gauche), inféro-latérale (au centre) et supéro-latérale (à droite), définies par rapport au bras d'appui.

Dans ces conditions d'exécution, l'UQYBT fournit une distance par direction et par membre permettant de calculer un score composite (moyennant les distances des trois directions). Ces distances atteintes sont ensuite divisées par la longueur du membre mobile pour permettre les comparaisons inter-individuelles (Gorman et al., 2012). La division des distances atteintes d'un côté par celles atteintes du côté opposé permet le calcul d'un score de symétrie, noté UQYBT_LSI, qui est régulièrement utilisé pour quantifier la différence bilatérale entre le membre dominant et le membre non-dominant (Salo & Chaconas, 2017; Westrick et al., 2012) ou encore entre le membre sain et le membre blessé (Hazar et al., 2014). Ces distances présentent de bonnes reproductibilités intersessions pour chacune des directions testées (Gorman et al., 2012; Westrick et al., 2012). Pour le score composite, Borms et al. (2016) ont décrit une SEM de 1,8 et 1,4 cm pour les membres dominant et non-dominant respectivement, ainsi qu'un MDC_{95%} de 4,9 et 3,9 cm. La reproductibilité intersession de l'index de symétrie des membres issu du UQYBT fait cependant encore défaut et son évaluation semble nécessaire avant une utilisation plus large en préparation physique ou en routine clinique. Concernant la validité concourante de ce test, une grande hétérogénéité dans la description des régions anatomiques et des qualités physiques censées être évaluées à travers l'UQYBT émerge de la littérature. Trois régions anatomiques sont fréquemment citées, l'« upper quarter » qu'on peut traduire par le quart supérieur, associant l'hémi-thorax et le membre supérieur (Borms et al., 2016; Westrick et al., 2012) ; le membre supérieur (Hegedus et al., 2015) et enfin l'épaule (Contemori et al., 2019; Mussigmann et al., 2020). Le UQYBT est pensé comme évaluant d'une part, la fonction de mobilité de l'épaule et du membre supérieur mobile ; et d'autre part la fonction de stabilité de l'épaule et du membre d'appui (Gorman et al., 2012; Mussigmann et al., 2020). D'autres auteurs ont souligné la composante de force du membre d'appui (Guirelli et al., 2021; Westrick et al., 2012). Les études corrélationnelles entre les mesures d'amplitudes articulaires du complexe de l'épaule et le score composite du UQYBT rapportent des résultats contradictoires puisque Westrick et

al. (2012) ne rapportent aucune corrélation tandis que Tabasi et al. (2018) rapportent une corrélation modérée ($r = 0,71$) entre le score composite et l'amplitude articulaire de flexion huméro-thoracique sans préciser le membre évalué. Concernant le lien entre la stabilité du membre d'appui et la performance, la capacité de l'athlète à maintenir une proportion élevée de sa masse corporelle sur son membre d'appui tout en produisant une force inféro-médiale a été suggérée comme un facteur important pour atteindre des distances maximales (Degot et al., 2020). Concernant la validité discriminante de ce test, les athlètes présentant une atteinte du système de stabilisation gléno-huméral réalisent des performances inférieures à un groupe contrôle pour les directions supérieures et inférieures lorsque le membre d'appui est le membre blessé (Contemori et al., 2017; Rogowski et al., 2020). Cependant, aucune étude n'a rapporté d'analyse corrélationnelle entre une tâche de stabilité de référence et les distances UQYBT. A notre connaissance, aucune étude portant sur la sensibilité au changement de ce test n'a été menée. Une seule étude a été menée pour évaluer la capacité prédictive des distances atteintes dans les différentes directions au cours de l'UQYBT sur la survenue de blessure du complexe de l'épaule. Les auteurs n'ont néanmoins pas retrouvé d'association significative entre les distance mesurées et la survenue de blessure au cours d'une saison sportive chez des joueurs de handball (Mussigmann et al., 2020). Concernant la capacité discriminante de ce test, les travaux ont mis en avant que les athlètes souffrant de conflit sous acromiaux ou d'antécédents chirurgicaux atteignaient des distances significativement inférieures dans les directions médiale (Hazar et al., 2014) et inféro-latérale (Delorme et al., 2022; Hazar et al., 2014; Rogowski et al., 2020) comparativement à des athlètes sains.

En résumé, l'association de mesures subjectives et objectives semble nécessaire pour une évaluation exhaustive des fonctions de l'épaule du sportif sain ou blessé. L'investigation des qualités métrologiques de ces différents outils de mesures reste cependant un préalable indispensable avant leur implémentation au sein d'un protocole d'évaluation. Les questionnaires WORC, WOSI, SIRSI constituent des outils ayant montré leur fiabilité et leur validité pour l'évaluation subjective des fonctions de l'épaule chez les sportifs. Malgré une certaine hétérogénéité dans les procédures d'exécution et dans les calculs de leurs indicateurs de performance respectifs, l'USSPT, le CKCUEST et l'UQYBT sont des outils prometteurs pour l'évaluation objective de fonctions de l'épaule. L'apport de connaissances additionnelles sur la validité statistique, la validité concurrente et la validité discriminante des indicateurs de performances de l'USSPT, du CKCUEST et de l'UQYBT reste toutefois nécessaire avant une utilisation au sein d'une batterie de tests permettant la caractérisation du profil fonctionnel de l'épaule de l'athlète sain ou blessé.

2.4 Objectif de la thèse

L'épaule forme un complexe anatomique devant assurer un compromis entre mobilité et stabilité. Dans différentes pratiques sportives, elle est fortement sollicitée et les atteintes traumatiques sont fréquentes. Dans un objectif d'améliorer les processus de retour au sport et/ou de retour à la performance des athlètes, une série d'évaluations subjectives et objectives utilisables par les équipes médicales et sportives a été proposée dans la littérature. Parmi elles, les tests de performance ciblant les membres supérieurs connaissent une utilisation croissante. Cependant, les connaissances relatives aux qualités métrologiques de ces tests sont incomplètes. Par ailleurs, dans le cadre de la prise en charge de l'athlète souffrant d'instabilité gléno-humérale antérieure, l'influence de l'intervention chirurgicale de Latarjet sur le développement de dyskinésie scapulaire dans le temps post-opératoire est encore interrogée.

L'objectif de cette thèse est de contribuer à l'évaluation des qualités métrologiques des tests de performance physique pour caractériser le profil fonctionnel de l'épaule saine et blessée chez le sportif. Cet objectif sera décliné en quatre sous-objectifs.

Parmi les différents tests fonctionnels rapportés dans la littérature, les tests USSPT, CKCUEST et UQYBT se distinguent par leur applicabilité sur des populations de sportifs sains et blessés et leur complémentarité dans les fonctions de l'épaule censées être évaluées. Leur procédure d'exécution et le calcul de leurs indicateurs de performance restent toutefois à être optimisés pour une utilisation en routine dans une batterie de tests ; tout comme les qualités physiques qu'ils sont censés évalués demandent à être confirmées expérimentalement. **Le premier sous-objectif de ce travail de thèse sera d'étudier la validité statistique des indicateurs de performance issus de l'USSPT, d'une procédure modifiée du CKCUEST et de l'UQYBT et fera l'objet du chapitre 3. Le deuxième sous-objectif sera d'étudier la validité concourante des indicateurs de performances issus de l'USSPT et les facteurs de performances du UQYBT et fera l'objet chapitre 4.**

Pour les disciplines où les atteintes traumatiques de l'épaule sont fréquentes, l'examen de dépistage de pré-participation au sport pour identifier les joueurs à risque de blessure est largement mis en avant dans la littérature. Parmi les outils d'évaluation disponibles, les tests de force et les tests de performance physique des membres supérieurs sont fréquemment évoqués. Toutefois, les connaissances concernant la capacité prédictive de survenue ou de récurrence de blessure à l'épaule des indicateurs de performances des tests fonctionnels restent limitées ou contradictoires. La détermination de la capacité prédictive des tests USSPT, CKCUEST modifié et UQYBT serait donc une information de dépistage cruciale pour les équipes médicale et sportive. **Le troisième sous-objectif de ce travail de thèse sera d'étudier la capacité prédictive des forces maximales isométriques des rotateurs gléno-huméraux et des scores de performances issus de l'USSPT, du CKCUEST modifié et de l'UQYBT sur la survenue de blessures à l'épaule chez une population de joueurs de rugby de haut niveau et fera l'objet du chapitre 5.**

Dans le cas d'instabilité gléno-humérale récidivante, la stabilisation chirurgicale selon la technique de Latarjet est largement répandue pour la prise en charge des athlètes évoluant dans des sports de contact ou d'armes-contré. Les modifications anatomiques induites par cette technique telles que la section du petit pectoral et le déplacement du coraco-brachial et du chef court du biceps ont néanmoins été associées à la survenue de dyskinésie scapulaire dans le temps post-opératoire. A ce jour, les protocoles expérimentaux et les résultats de ces études n'ont toutefois pas permis de déterminer de lien de causalité entre l'intervention chirurgicale et les perturbations du positionnement ou de mouvement scapulaire. **Le dernier sous-objectif de ce travail sera de déterminer l'influence d'une intervention chirurgicale selon la technique de Latarjet sur la biomécanique scapulaire lors de mouvements d'élévation et d'abaissement du bras chez des patients sportifs et fera l'objet du chapitre 6.**

3 Validation statistique des indicateurs issus des tests de performance physique

3.1 Introduction

L'utilisation de batterie de tests de performance physique pour évaluer les fonctions du complexe de l'épaule de manière la plus exhaustive possible avant ou après la blessure connaît un intérêt croissant en tant qu'aide décisionnelle pour les équipes médicales et sportives (Juré et al., 2022; Otley et al., 2022; Tarara et al., 2016). Parmi les tests disponibles, trois tests fonctionnels sont décrits pour évaluer différentes qualités de l'épaule, l'USSPT (Chmielewski et al., 2014), le CKCUEST (Goldbeck & Davies, 2000) et l'UQYBT (Gorman et al., 2012). Une utilisation plus large de ces trois tests fonctionnels dans une batterie de tests nécessite au préalable, d'une part, la sélection d'une procédure de réalisation présentant un bon compromis entre temps investi et précision de mesure, et, d'autre part, la sélection d'indicateurs de performance reproductibles et concordants.

Concernant l'USSPT, la position détaillée par Chmielewski et al. (2014) i.e. assis au sol, moitié du dos stabilisée, genoux fléchis à angle droit, semble présenter le meilleur compromis entre le temps d'installation du participant et la fiabilité des mesures (voir section 2.3.3.3.1). Dans ces conditions d'exécution, l'USSPT fournit une distance par membre, qui est indépendante de la masse du sujet lorsqu'elle est normalisée allométriquement (Chmielewski et al., 2014). Cette distance est reproductible chez des athlètes sains (Popchak et al., 2021) et symptomatiques (Pinheiro et al., 2020) lorsque les distances de trois essais sont moyennés (Chmielewski et al., 2014; Popchak et al., 2021; Terzis et al., 2003). Dans un objectif d'implémentation de l'USSPT au sein d'une batterie de tests, la réduction du nombre d'essais pourrait permettre un gain de temps pour les praticiens. La reproductibilité de l'indicateur de performance reste cependant à déterminer pour un nombre d'essais plus limité. Par ailleurs, la différence bilatérale des distances de poussée est habituellement quantifiée à travers l'indice de symétrie, noté LSI (Chmielewski et al., 2014; Riemann et al., 2018). Cependant, la reproductibilité et la concordance de cet indicateur n'ont jamais été évaluées. Un tel indice peut être largement influencé par les différences de patrons de poussée, en particulier au moment du lâcher du MB puisque des différences d'angle d'éjection d'environ 8° ont été observées entre les deux membres (Riemann et al., 2018). Ainsi, l'apport d'une consigne additionnelle, i.e. effectuer la poussée dans une direction horizontale, pourrait aider à limiter la variabilité d'exécution et ainsi stabiliser le LSI issus de l'USSPT. Concernant le CKCUEST, plusieurs variations dans l'écartement des mains ou la position corporelle ont été décrites (voir section 2.3.3.3.2). Aussi, l'individualisation de l'écartement des mains basée sur une mesure anthropométrique pourrait être une alternative prometteuse pour améliorer la standardisation de cette procédure. Une autre variation au sein des études concerne le nombre total de séries, impactant ainsi le calcul de l'indicateur de performance. Dans la majorité des études, l'indicateur est basé sur trois séries maximales (Borms et al., 2018; Lee & Kim, 2015; Tucci et al., 2014) alors que dans d'autres

études, cet indicateur est basé sur une (Hegedus et al., 2014; Taylor et al., 2016), ou deux séries (Pontillo et al., 2014). La reproductibilité de l'indicateur de performance calculé à partir de nombres de séries différents reste donc à être évaluée, et particulièrement lorsque l'écartement des mains est standardisé en fonction des dimensions anthropométriques des participants. Plusieurs auteurs ont également avancé que le CKCUEST pouvait être utilisé pour évaluer la capacité d'endurance des muscles des membres supérieurs (Pontillo et al., 2014). Le temps de récupération initiale de 45s a cependant été mis en place pour limiter le développement d'une fatigue pendant la réalisation (Goldbeck & Davies, 2000). L'évaluation de la capacité d'endurance peut être réalisée à travers des tâches de fatigue consistant à réaliser un nombre défini de séries et d'exprimer les performances issues des dernières séries relativement à la performance des premières séries (Pincivero et al., 1997). Ainsi, dans sa forme actuelle, le CKCUEST pourrait ne pas refléter la capacité d'endurance musculaire. Aussi, la réalisation de séries additionnelles tout en réduisant la récupération pourrait être une façon de produire un indice d'endurance musculaire. Dans une idée de constitution d'une batterie de tests de performance physique permettant d'évaluer les fonctions de l'épaule de manière exhaustive, le développement d'un indicateur d'endurance supplémentaire à moindre coût temporel semble pertinent.

Concernant l'UQYBT, l'absence d'instructions claires concernant le positionnement de l'articulation du coude du membre d'appui et du pelvis lors de la réalisation du test ont été pointées comme source de variabilité dans les distances atteintes, entre les études (Mussigmann et al., 2020) ou entre deux temps de mesures (Degot et al., 2018). Des consignes additionnelles limitant les mouvements de flexion du coude et de translation du pelvis pourraient ainsi constituer une standardisation facilement applicable de la procédure d'exécution initialement décrite. L'évaluation des paramètres de reproductibilité et de concordance des indicateurs de performance issus de cette procédure adaptée du UQYBT reste néanmoins nécessaire avant toute recommandation de mise en place de ces modifications. Par ailleurs, bien que les indicateurs de performance couramment utilisés, i.e. distances maximales par direction et score composite, aient été validés chez différentes populations de sportifs (Borms et al., 2016; Gorman et al., 2012; Westrick et al., 2012), la reproductibilité des indicateurs de symétrie, notés LSI, reste à ce jour peu détaillée dans la littérature. Dans un objectif d'implémentation de l'UQYBT au sein d'une batterie de tests permettant de comparer une épaule dominante vs. non-dominante ou blessée vs. saine, une évaluation de la reproductibilité et de la concordance des indicateurs de symétrie semble pertinente.

L'objectif principal de cette étude était d'évaluer la validité statistique (i.e. reproductibilité et concordance) des indicateurs de performance issus de i) l'USSPT, basé sur un, deux ou trois essais par côté lorsque la poussée était réalisée en direction horizontale ii) d'une procédure modifiée du CKCUEST comprenant un écartement des mains normalisé par une dimension corporelle et une série supplémentaire, et iii) l'UQYBT lorsque le coude du membre d'appui était maintenu en extension avec un pelvis « fixe ». Notre hypothèse était que les indicateurs de performances issus des trois tests de performance physique remplissaient les critères de validité statistique.

3.2 Matériels et méthodes

Procédure expérimentale

Une procédure de type test-retest a été appliquée, avec deux sessions d'évaluation réalisées à une semaine d'intervalle. Toutes les mesures ont été réalisées par un examinateur familiarisé avec les procédures. La deuxième session a été effectuée dans les mêmes conditions que la première session, c'est-à-dire au même moment de la journée et avec des instructions identiques.

Participants

Cette étude a été approuvée par un comité éthique (#2018-A03013-52) et les participants ont signé un consentement. Les critères d'inclusion étaient d'être âgé de 18 à 35 ans, pratiquer une activité physique régulière et ne pas avoir de douleur ou de blessure à l'épaule au moment des mesures. Les critères d'exclusion étaient d'avoir été blessé au cours des 6 mois précédant l'étude ou d'avoir été opéré des membres supérieurs.

Protocole expérimental

Pour chaque participant, la distance entre la 7^e vertèbre cervicale et l'extrémité distale du majeur lors de l'abduction du membre supérieur à 90° a été mesurée bilatéralement à l'aide d'un mètre-ruban. Chaque participant a ensuite réalisé un échauffement standardisé composé d'exercices avec un MB de 2 kg (Degot et al., 2019) : 10 flexions/extensions du coude suivies de 10 flexions/extensions du bras, 10 poussées-tirages avec buste incliné, 10 passages autour de la taille avec 5 passages à droite puis 5 à gauche, 10 passages autour de la tête avec 5 passages à droite puis 5 à gauche. Cinq pompes à prise large contre un mur étaient ensuite effectuées suivies de 5 pompes à prise serrée. La dernière partie de l'échauffement comprenait 15 s de gainage latéral droit en prenant appui sur la main, 30 s de gainage de face sur les coudes, puis 15 s de gainage latéral côté gauche. Chaque participant a ensuite effectué les trois tests fonctionnels décrits ci-dessous après avoir visionné une vidéo de démonstration commentée à haute voix par l'examineur.

Pour l'USSPT, le participant était assis, genoux fléchis à 90° et pieds à plat sur le sol. La moitié du dos reposait en appui contre un support vertical, laissant libre la scapula du côté évalué, et la main homolatérale était placée sur la ceinture abdominale. Le participant avait pour consigne de placer à hauteur d'épaule le MB de 3kg en le tenant à une main, puis, sans contre-mouvement, de le pousser le plus loin possible horizontalement devant lui. Pour chaque membre, deux lancers de familiarisation, le premier sous-maximal et le second maximal, étaient d'abord réalisés. Ils étaient suivis de trois lancers maximaux espacés de 30 s de récupération pour chaque côté. Le MB était recouvert de magnésie pour identifier son impact sur le sol. Les tirs en cloche, les contre-mouvements ou la perte de contact du dos avec le support vertical invalidaient l'essai. Pour chaque essai, la distance entre le mur et la marque au sol était mesurée en cm (Clemons, Campbell, 2010). Après avoir déduit la distance C7-majeur du côté

correspondant, les distances étaient normalisées allométriquement, soit distance/masse corporelle exposant 0,35 (Chmielewski et al., 2014). Les moyennes des distances normalisées du côté dominant ont été divisées par celles du côté non-dominant pour constituer un indice de symétrie, noté USSPT_LSI. Pour le CKCUEST, le participant débutait en position de pompe, pieds écartés à largeur d'épaules. L'écartement des mains était défini par la demi-envergure du sujet (moyenne des distances C7-majeur) et matérialisé par deux bandes adhésives au sol sur lesquelles le majeur de chaque main était positionné. Au signal de l'examineur, la main mobile devait toucher le sol à l'extérieur de la main fixe et puis, la main fixe devenait la main mobile. Le participant avait pour consigne de réaliser le plus de touches possibles sous les encouragements vocaux de l'examineur, et seules les touches exécutées correctement étaient comptabilisées. Après une série de familiarisation, chaque participant a réalisé trois séries maximales (séries 1 à 3), entrecoupées de 45 s de récupération. Un bloc de quatre séries sans récupération pour un total d'une minute était réalisé après 15s de récupération faisant suite à la 3^{ème} série. Au cours de ce dernier bloc de quatre séries, l'examineur comptait le nombre de touches réalisées toutes les 15 s (séries 4 à 7) (Figure 28). Un ratio entre la moyenne du nombre de touches réalisées au cours des dernières séries et la moyenne du nombre de touches comptabilisées sur les premières séries a été calculé pour définir un indice d'endurance musculaire.



Figure 28. Procédure de réalisation du CKCUEST modifié. (R=période de récupération)

Pour l'UQYBT, chaque participant réalisait la procédure décrite par Gorman et al. (2012) en utilisant le kit YBT (Move2Perform, Evansville, IN, USA). La main d'appui était positionnée sur le kit de manière à ce que le pouce soit parallèle à la ligne rouge prévue à cet effet. A partir d'une position de pompe unilatérale, le participant avait pour consigne de déplacer des curseurs disposés sur des rails le plus loin possible successivement en directions médiale, inféro-latérale et supéro-latérale tout en conservant son équilibre. Chaque essai était délimité entre le début du déplacement du premier curseur et le retour à la position initiale après le déplacement des trois curseurs. Durant l'exécution de chaque essai, le coude du membre d'appui devait rester en extension complète et seuls les mouvements de rotation du pelvis étaient autorisés. A l'inverse, la flexion de coude du membre d'appui était interdite tout comme les mouvements de translation verticale ou latérale du pelvis. Après un essai de familiarisation, trois essais étaient réalisés par membre, entrecoupés de 30 s de récupération. Pour chaque direction (M, IL, SL), les distances atteintes étaient normalisées par la longueur C7-majeur du membre mobile, exprimées en pourcentage de longueur du membre supérieur mobile (%LL). Les distances normalisées atteintes dans chacune des directions ont ensuite été moyennées pour calculer une distance composite pour chacun des

côtés. Quatre indices de symétrie ont ensuite été calculés en divisant les distances du côté dominant par celles du membre non-dominant : un indice de symétrie pour chacune des directions noté LSI_M, LSI_IL, LSI_SL et un indice de symétrie pour la distance composite noté LSI_C.

Analyses statistiques

Pour chacun des tests présentés précédemment la démarche de sélection des indicateurs de performance s'est déroulée en trois étapes. Dans un premier temps, la reproductibilité intra-session des valeurs brutes et normalisées a été évaluée pour retenir les valeurs les plus stables. Dans un deuxième temps, la reproductibilité intersession des maxima et moyennes des valeurs normalisées précédemment retenues a été évaluée pour conserver les plus stables pour la suite de l'analyse. Dans la troisième et dernière étape, les paramètres retenus en étape 2 ont été utilisés pour calculer les critères de jugement issus des tests réalisés, dont la reproductibilité intersession a été évaluée. La reproductibilité intra et intersession des distances (USSPT et UQYBT), du nombre de touches, de l'indice d'endurance musculaire (CKCUEST) et des indices de symétrie (LSI) ont été évaluées à partir des recommandations GRAAS (Kottner et al., 2011). Ainsi, le coefficient de corrélation intraclass (3, k) ($ICC_{(3,k)}$) avec un niveau de confiance de 95% a été utilisé pour évaluer les reproductibilités intra et intersession. Des valeurs d'ICC supérieures ou égales à 0,70 indiquaient une bonne reproductibilité, des valeurs comprises entre 0,41 et 0,69, une reproductibilité acceptable, et des valeurs inférieures ou égales à 0,40, une reproductibilité faible. La mesure de concordance était basée sur l'erreur standard de mesure (SEM) avec un intervalle de confiance (IC) de 95% et sur le changement minimum détectable avec un intervalle de confiance de 95% ($MDC_{95\%}$). Pour l'USSPT, le CKCUEST modifié et l'UQYBT, la mesure de la concordance était complétée par le coefficient de variation. La variabilité de la mesure était considérée comme acceptable pour des valeurs de CV inférieures à 12% et non acceptable au-dessus de 20% (Albertus-Kajee et al., 2010). Pour l'USSPT, les graphiques de Bland-Altman ont également été implémentés pour évaluer la concordance de l'indice de symétrie défini entre la première et la deuxième session. Pour le CKCUEST, les graphiques de Bland-Altman ont été utilisés pour évaluer d'une part, la concordance du nombre de touches réalisées entre la première et la deuxième session et d'autre part, la concordance de l'indice d'endurance musculaire défini lors de la première et de la deuxième session. Pour le UQYBT, les graphiques de Bland-Altman ont été implémentés pour évaluer la concordance de l'indice de symétrie défini entre la première et la deuxième session.

3.3 Résultats

Participants

Un premier groupe comprenant 22 droitiers et 5 gauchers (âge: $22,5 \pm 3,2$ ans; taille: $1,77 \pm 0,07$ m; masse: $79,9 \pm 9,1$ kg; expérience sportive: $9,4 \pm 5,4$ ans; pratique sportive hebdomadaire: $8,6 \pm 5,8$ h) pratiquant différentes disciplines telles que le rugby (n = 11), judo (n = 5), football (n = 3), musculation

(n = 2), basketball (n = 2), escalade (n = 1), volleyball (n = 1), yoga (n = 1) et course à pied (n = 1) a réalisé successivement l'USSPT et le CKCUEST.

Un second, comprenant 10 droitiers (âge: $25,8 \pm 4,4$ ans; taille: $1,76 \pm 0,08$ m; masse: $75,2 \pm 4,9$ kg ; expérience sportive: $10,2 \pm 4,3$ ans; pratique sportive hebdomadaire: $4,4 \pm 3,3$ h) pratiquant différentes disciplines telles que le basketball (n = 2), musculation (n = 2), judo (n=2), football (n = 1), crossfit (n = 1), tennis de table (n = 1), volley (n = 1), a réalisé le UQYBT.

USSPT

Les distances brutes et normalisées pour chaque essai, pour le meilleur essai et les moyennes des essais 1 et 2, pour les essais 2 et 3, et des trois essais pour le membre dominant et le membre non-dominant sont présentées dans le Tableau 12.

Tableau 12. Moyennes \pm écarts types [minimum ; maximum] pour les distances de poussées brutes (en cm) et normalisées (en $\text{cm}/\text{kg}^{0,35}$), pour chaque essai et combinaisons d'essais.

Dominance	Essais	Session 1		Session 2	
		Brutes	Normalisées	Brutes	Normalisées
Dominant	1	341 ± 63 [239 ; 494]	74 ± 13 [53 ; 101]	339 ± 61 [229 ; 478]	73 ± 12 [51 ; 97]
	2	346 ± 68 [226 ; 495]	75 ± 13 [50 ; 105]	348 ± 69 [232 ; 556]	75 ± 14 [51 ; 113]
	3	348 ± 75 [232 ; 577]	75 ± 15 [51 ; 117]	346 ± 66 [236 ; 566]	75 ± 14 [52 ; 115]
	Meilleur	365 ± 73 [239 ; 577]	79 ± 15 [53 ; 117]	358 ± 69 [236 ; 566]	77 ± 14 [52 ; 115]
	Moyenne (1,2) ^a	343 ± 64 [232 ; 494]	74 ± 13 [51 ; 101]	344 ± 63 [230 ; 516]	74 ± 13 [51 ; 105]
	Moyenne (2,3) ^b	347 ± 69 [229 ; 536]	75 ± 14 [51 ; 109]	347 ± 67 [234 ; 561]	75 ± 14 [52 ; 114]
	Moyenne (1,2,3) ^c	345 ± 66 [232 ; 522]	75 ± 13 [51 ; 106]	344 ± 64 [232 ; 533]	74 ± 13 [51 ; 108]
Non-dominant	1	309 ± 64 [212 ; 466]	67 ± 13 [46 ; 95]	319 ± 57 [189 ; 416]	69 ± 12 [41 ; 87]
	2	322 ± 61 [189 ; 446]	70 ± 13 [41 ; 91]	321 ± 59 [194 ; 437]	69 ± 13 [42 ; 94]
	3	327 ± 73 [189 ; 463]	71 ± 15 [41 ; 94]	319 ± 63 [224 ; 456]	69 ± 13 [49 ; 93]
	Meilleur	343 ± 65 [223 ; 466]	74 ± 13 [49 ; 95]	337 ± 59 [224 ; 456]	73 ± 12 [49 ; 94]
	Moyenne (1,2) ^a	315 ± 60 [206 ; 446]	68 ± 12 [45 ; 91]	320 ± 56 [192 ; 422]	69 ± 12 [42 ; 86]
	Moyenne (2, 3) ^b	324 ± 65 [189 ; 454]	70 ± 13 [41 ; 92]	320 ± 58 [209 ; 441]	69 ± 12 [46 ; 90]
	Moyenne (1,2,3) ^c	319 ± 63 [200 ; 446]	69 ± 13 [44 ; 91]	320 ± 57 [202 ; 433]	69 ± 12 [44 ; 88]

^a pour la moyenne entre les premier et deuxième essais; ^b pour la moyenne entre les deuxième et troisième essais;

^c pour la moyenne entre les premier, deuxième et troisième essais

La reproductibilité et la concordance intrasession des valeurs normalisées étaient bonnes entre les premier et deuxième essais, les deuxième et troisième essais et les trois essais pour chaque session pour les membres dominant et non-dominant (Tableau 13).

Tableau 13. Reproductibilité et concordance intrasession pour les distances de poussée normalisées, avec un [niveau de confiance de 95%].

	Essai	ICC ^d	SEM (cm/kg ^{0,35}) ^e	MDC _{95%} (cm/kg ^{0,35}) ^f	CV (%) ^g	
Session 1	Dominant	1,2 ^a	0,93 [0,84 ; 0,97]	3 [2 ; 5]	10	7,56
		2,3 ^b	0,86 [0,68 ; 0,94]	5 [4 ; 8]	15	9,21
		1,2,3 ^c	0,90 [0,78 ; 0,96]	4 [3 ; 6]	13	8,39
	Non-dominant	1,2 ^a	0,86 [0,68 ; 0,94]	4 [3 ; 7]	14	10,09
		2,3 ^b	0,92 [0,81 ; 0,96]	4 [3 ; 6]	11	8,57
		1,2,3 ^c	0,90 [0,78 ; 0,96]	4 [3 ; 6]	12	9,33
Session 2	Dominant	1,2 ^a	0,89 [0,73 ; 0,95]	4 [3 ; 6]	13	6,56
		2,3 ^b	0,98 [0,95 ; 0,99]	2 [1 ; 3]	6	6,34
		1,2,3 ^c	0,94 [0,85 ; 0,98]	3 [2 ; 5]	10	6,45
	Non-dominant	1,2 ^a	0,81 [0,57 ; 0,91]	5 [4 ; 8]	15	8,70
		2,3 ^b	0,74 [0,43 ; 0,88]	6 [4 ; 9]	18	11,0
		1,2,3 ^c	0,78 [0,55 ; 0,91]	6 [4 ; 8]	17	9,87

^a entre les premier et le deuxième essais; ^b entre les deuxième et troisième essais; ^c entre les premier, deuxième et troisième essais; ^d pour le coefficient de corrélation intraclasse; ^e pour l'erreur standard de mesure; ^f pour le changement minimal détectable à un niveau de confiance de 95%; ^g pour le coefficient de variation

La reproductibilité et la concordance intersession des valeurs normalisées étaient bonnes pour le premier, le second essai, le troisième et le meilleur essai pour les membres dominant et non-dominant. En considérant les deux côtés, la plus haute reproductibilité et les plus faibles valeurs de concordance ont néanmoins été trouvées pour la moyenne des trois essais (Moyenne (1,2,3) dans le Tableau 14).

Tableau 14. Reproductibilité et concordance intersession pour les distances USSPT normalisées avec un [niveau de confiance de 95%].

		ICC ^d	SEM (cm/kg ^{0,35}) ^e	MDC _{95%} (cm/kg ^{0,35}) ^f	CV (%) ^g
Dominant	1	0,85 [0,66; 0,93]	5 [3; 7]	13	8,63
	2	0,80 [0,55; 0,90]	6 [4; 9]	17	10,0
	3	0,94 [0,85; 0,97]	3 [2; 5]	10	7,62
	Meilleur	0,95 [0,89; 0,98]	3 [2; 5]	9	7,59
	Moyenne (1,2) ^a	0,88 [0,71; 0,94]	4 [3; 7]	13	7,30
	Moyenne (2,3) ^b	0,91 [0,78; 0,96]	4 [3; 6]	12	6,98
	Moyenne (1,2,3)^c	0,92 [0,81; 0,96]	3 [2; 5]	10	6,23
Non-dominant	1	0,79 [0,52; 0,90]	5 [4; 8]	16	11,5
	2	0,86 [0,67; 0,93]	4 [3; 7]	13	8,81
	3	0,83 [0,60; 0,92]	5 [4; 8]	16	10,9
	Meilleur	0,90 [0,78; 0,95]	4 [3; 6]	11	8,33

	ICC ^d	SEM (cm/kg ^{0,35}) ^e	MDC _{95%} (cm/kg ^{0,35}) ^f	CV (%) ^g
Moyenne (1,2) ^a	0,90 [0,76; 0,95]	3 [2; 5]	10	7,26
Moyenne (2,3) ^b	0,90 [0,77; 0,95]	4 [3; 6]	11	7,10
Moyenne (1,2,3)^c	0,93 [0,82; 0,97]	3 [2; 5]	9	6,06

^a pour la moyenne entre les premier et deuxième essais; ^b pour la moyenne entre les deuxième et troisième essais; ^c pour la moyenne entre les premier, deuxième et troisième essais; ^d pour le coefficient de corrélation intraclass; ^e pour l'erreur standard de mesure; ^f pour le changement minimal détectable à un niveau de confiance de 95%; ^g pour le coefficient de variation

La moyenne des trois distances normalisées a donc été utilisée pour calculer l'USSPT_LSI en divisant la valeur obtenue pour le membre dominant par celle du coté non-dominant. L'USSPT_LSI moyen était de $1,09 \pm 0,10$ pour la première session et $1,08 \pm 0,10$ pour la seconde. La reproductibilité et la concordance intersession du USSPT_LSI étaient bonnes (ICC = 0,82 [IC_{95%} : 0,59 ; 0,91] ; SEM = 0,045 [IC_{95%} : 0,03 ; 0,06] ; MDC_{95%} = 0,124; CV = 5,02%). Le graphique de Bland-Altman illustre ce résultat avec 26 sur 27 individus (96,2%) compris dans les limites de concordance [-0,11 ; 0,12] (Figure 29). Le biais était de 0,005, révélant un score légèrement supérieur pour la première session que pour la deuxième.

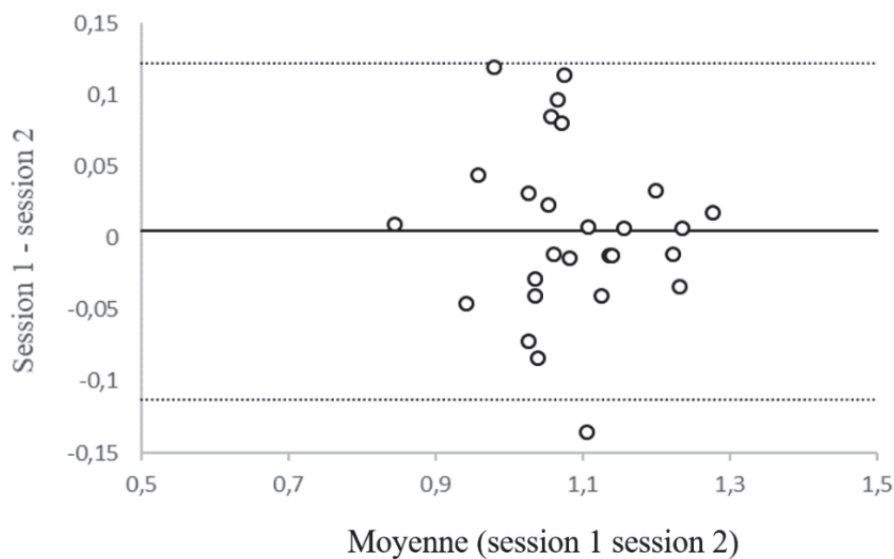


Figure 29. Graphique de Bland-Altman pour l'USSPT_LSI entre les première et deuxième sessions d'évaluation.

Le nombre de touches pour chaque série et les nombres moyens de touches entre les séries 1 et 2, séries 2 et 3, et entre les trois séries sont présentés dans le Tableau 15.

Tableau 15. Moyenne (\pm écart types, [valeur minimale ; maximale]) du nombre de touches pour les trois premières séries et moyenne du nombre de touches pour les différentes combinaisons de ces trois séries, pour chaque session.

Série	Session 1	Session 2
1	21,2 \pm 2,3 [16 ; 25]	22,9 \pm 2,2 [19 ; 27]
2	22,6 \pm 2,3 [18 ; 27]	23,4 \pm 2,1 [19 ; 28]
3	22,9 \pm 2,3 [18 ; 26]	23,7 \pm 2,5 [20 ; 30]
Moyenne (1,2) ^a	21,8 \pm 2,2 [18 ; 26]	23,1 \pm 2,0 [19,5 ; 27]
Moyenne (2,3) ^b	22,7 \pm 2,2 [18 ; 26,5]	23,5 \pm 2,2 [19,5 ; 28,5]
Moyenne (1,2,3) ^c	22,2 \pm 2,2 [18 ; 26]	23,3 \pm 2,2 [19,7 ; 27,7]

^a pour la moyenne entre les première et deuxième séries; ^b pour la moyenne entre les deuxième et troisième séries; ^c pour la moyenne entre les première, deuxième et troisième séries

La reproductibilité intrasession était bonne entre les 1^{ère} et 2^e séries entre les 2^e et 3^e séries et entre les 3 premières séries et la variabilité entre les séries restait acceptable. Le meilleur compromis entre les paramètres de reproductibilité et de concordance a été trouvé pour la moyenne du nombre de touches entre les 2^e et 3^e séries (i.e. ligne (2,3) en gras dans le Tableau 16).

Tableau 16. Reproductibilité et concordance intrasession pour le nombre de touches des trois premières séries.

	Série	ICC ^d	SEM (touches) ^e	MDC95% (touches) ^f	CV (%) ^g
Session 1	1,2 ^a	0,86 [0,72 ; 0,93]	0,88 [0,70 ; 1,21]	2,44	5,43
	2,3^b	0,95 [0,89 ; 0,98]	0,55 [0,43 ; 0,75]	1,52	3,33
	1,2,3 ^c	0,90 [0,82 ; 0,95]	0,74 [0,61 ; 0,95]	2,04	4,38
Session 2	1,2 ^a	0,84 [0,67 ; 0,92]	0,89 [0,70 ; 1,21]	2,45	5,11
	2,3^b	0,92 [0,83 ; 0,96]	0,67 [0,53 ; 0,92]	1,87	3,31
	1,2,3 ^c	0,88 [0,79 ; 0,94]	0,79 [0,65 ; 1,01]	2,18	4,21

^a entre les première et deuxième séries; ^b entre les deuxième et troisième séries; ^c entre les première, deuxième et troisième séries; ^d pour le coefficient de corrélation intraclasse; ^e pour l'erreur standard de mesure; ^f pour le changement minimal détectable à un niveau de confiance de 95%; ^g pour le coefficient de variation

La reproductibilité intersession était modérée pour la première série, bonne pour les deuxième et troisième séries ; de même que pour les moyennes entre les différentes séries. La variabilité intersession

était acceptable pour toutes les séries et pour toutes les combinaisons. La plus haute valeur d'ICC ainsi que les plus basses valeurs de SEM, MDC_{95%} et de CV ont été trouvées pour le nombre moyen de touches entre les 2^e et 3^e séries ; cet indicateur a donc été gardé pour les analyses suivantes en tant que score m-CKCUEST (Tableau 17, en gras).

Tableau 17. Reproductibilité et concordance intersession pour le nombre de touches réalisées pour les séries de 1 à 3 ainsi que pour le nombre de touches moyen pour les différentes combinaisons.

Série	ICC ^d	SEM (touches) ^e	MDC _{95%} (touches) ^f	CV (%) ^g
1	0,68 [0,41; 0,84]	1,29 [1,01; 1,76]	3,57	7,70
2	0,89 [0,76; 0,95]	0,78 [0,61; 1,05]	2,13	4,62
3	0,87 [0,74; 0,94]	0,88 [0,70; 1,21]	2,45	4,83
Moyenne (1,2) ^a	0,83 [0,67; 0,92]	0,90 [0,70; 1,23]	2,48	5,46
Moyenne (2,3)^b	0,92 [0,82; 0,96]	0,68 [0,53; 0,93]	1,87	4,07
Moyenne (1,2,3) ^c	0,89 [0,77; 0,95]	0,74 [0,59; 1,02]	2,06	4,44

^a pour la moyenne entre les première et deuxième séries; ^b pour la moyenne entre les deuxième et troisième séries; ^c pour la moyenne entre les première, deuxième et troisième séries ; ^d pour le coefficient de corrélation intraclasse; ^e pour l'erreur standard de mesure; ^f pour le changement minimal détectable à un niveau de confiance de 95%; ^g pour le coefficient de variation

Le biais était de -0,77 touches, indiquant une performance légèrement supérieure lors de la seconde session. Le graphique de Bland-Altman indique que 26 individus (96,3%) sont compris dans les limites de concordance [-2,65 ; 1,09] (Figure 30).

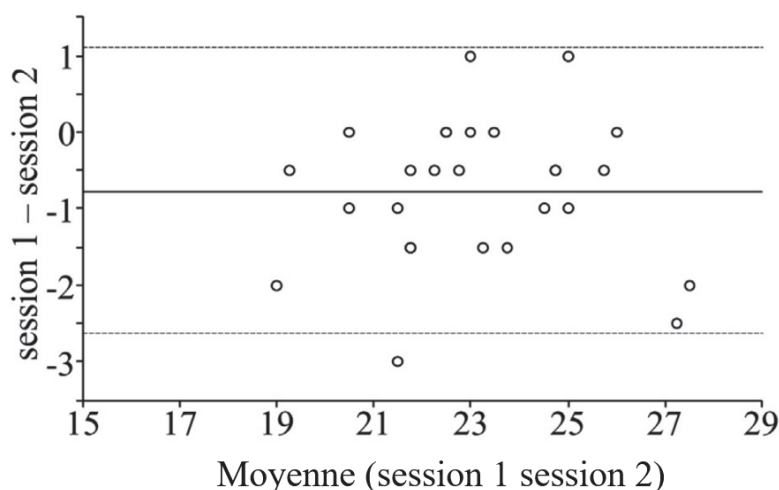


Figure 30. Graphique de Bland-Altman pour le score m-CKCUEST entre les sessions 1 et 2.

Concernant l'indice d'endurance musculaire, la reproductibilité intersession était bonne pour le nombre de touches entre les 4^e et 5^e séries, de même que pour les 6^e et 7^e séries. Le meilleur compromis entre

reproductibilité et concordance a été obtenu pour le nombre moyen de touches entre les 6^e et 7^e séries, i.e. ligne Moyenne (6,7) (Tableau 18, en gras).

Tableau 18. Reproductibilité et concordance intersession pour le nombre de touches réalisées pour les séries 4 à 7 ainsi que pour le nombre de touches moyen pour les différentes combinaisons.

Série	ICC ^g	SEM (touches) ^h	MDC _{95%} touches ⁱ	CV (%) ^j
4	0,65 [0,36; 0,82]	1,42 [1,12; 1,95]	3,93	8,77
5	0,48 [0,14; 0,73]	2,03 [1,96; 2,78]	5,61	13,42
6	0,80 [0,61; 0,90]	1,60 [1,26; 2,20]	4,45	12,67
7	0,76 [0,54; 0,88]	1,80 [1,42; 2,46]	4,98	12,26
Moyenne (4,5) ^a	0,59 [0,28; 0,79]	1,51 [1,19; 2,06]	4,18	9,80
Moyenne (4,5,6) ^b	0,70 [0,44; 0,85]	1,42 [1,12; 1,95]	3,95	9,86
Moyenne (4,5,6,7) ^c	0,80 [0,61; 0,90]	1,22 [0,96; 1,67]	3,32	8,59
Moyenne (5,6) ^d	0,71 [0,46; 0,86]	1,66 [1,31; 2,28]	4,61	12,20
Moyenne (5,6,7) ^e	0,81 [0,63; 0,91]	1,37 [1,08; 2,84]	3,81	10,11
Moyenne (6,7)^f	0,87 [0,73; 0,94]	1,28 [1,01; 1,75]	3,56	9,87

^a pour la moyenne entre les quatrième et cinquième séries; ^b pour la moyenne entre les quatrième, cinquième et sixième séries; ^c pour la moyenne entre les quatrième, cinquième, sixième et septième séries; ^d pour la moyenne entre les cinquième et sixième séries; ^e pour la moyenne entre les cinquième, sixième et septième séries; ^f pour la moyenne entre les sixième et septième séries; ^g pour le coefficient de corrélation intraclasse; ^h pour l'erreur standard de mesure; ⁱ pour le changement minimal détectable à un niveau de confiance de 95%; ^j pour le coefficient de variation

L'indice d'endurance a donc été calculé en utilisant la moyenne (6,7) /m-CKCUEST score. L'indice d'endurance musculaire moyen était de $0,72 \pm 0,14$ [min ; max : 0,40 ; 0,93] pour la session 1, et de $0,74 \pm 0,14$ [min ; max : 0,32 ; 0,96] pour la session 2, indiquant que la condition de fatigue induisait une diminution d'environ 25% du nombre de touches en référence au score m-CKCUEST. La reproductibilité et la concordance de l'indice d'endurance étaient bonnes (ICC = 0,86 [IC_{95%} : 0,71 ; 0,93] ; SEM = 0,06 [IC_{95%} : 0,04 ; 0,08] ; MDC_{95%} = 0,15 ; CV = 10,03%). Le biais était de -0,02, indiquant une performance légèrement supérieure durant la 2^e session. Le graphique de Bland-Altman montre que tous les individus sont compris dans les limites de concordance [-0,17 ; 0,14] (Figure 31).

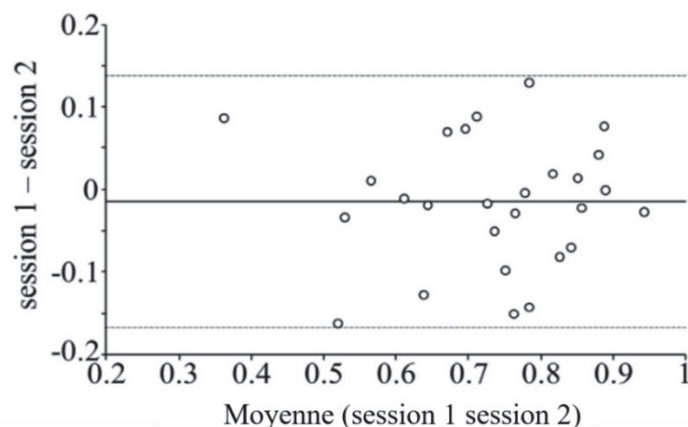


Figure 31. Graphique de Bland-Altman pour l'indice d'endurance musculaire du m-CKCUEST entre les sessions 1 et 2.

UQYBT

Les moyennes des distances brutes et normalisées, pour les trois directions d'exécutions, pour chaque essai et pour le meilleur essai, pour le membre dominant (D) et le membre non-dominant (ND) sont présentées dans le Tableau 19.

Tableau 19. Moyennes (\pm écarts-types) des valeurs brutes (cm) et normalisées (%LL) du UQYBT avec M pour la direction médiale, IL pour la direction inféro-latérale et SL pour la direction supéro-latérale, pour les côtés dominant (D) et non dominant (ND), au cours des deux sessions.

	Membre	Direction	Essai	Session 1		Session 2	
				Brute	Normalisé	Brute	Normalisé
Moyennes	D	M	1	77,4 \pm 5,0	87,2 \pm 4,0	76,8 \pm 3,8	86,5 \pm 3,7
			2	79,0 \pm 5,6	89,0 \pm 6,1	78,2 \pm 4,5	88,1 \pm 4,8
			3	78,8 \pm 5,2	88,8 \pm 5,6	78,2 \pm 4,3	88,1 \pm 5,1
		IL	1	66,7 \pm 7,5	75,0 \pm 6,4	67,7 \pm 7,0	76,2 \pm 6,3
			2	66,1 \pm 7,3	74,3 \pm 6,9	67,0 \pm 6,8	75,4 \pm 6,9
			3	65,3 \pm 7,7	73,5 \pm 7,0	65,0 \pm 7,3	73,2 \pm 7,2
		SL	1	62,9 \pm 6,8	70,9 \pm 7,7	63,3 \pm 7,2	71,3 \pm 8,3
			2	61,7 \pm 6,6	69,5 \pm 7,6	61,9 \pm 8,9	69,8 \pm 10,6
			3	63,6 \pm 8,0	71,7 \pm 9,2	62,2 \pm 8,7	70,2 \pm 10,5
	ND	M	1	78,9 \pm 5,3	89,1 \pm 7,1	77,2 \pm 5,9	87,1 \pm 7,8
			2	79,9 \pm 5,7	90,2 \pm 7,9	76,9 \pm 6,1	86,7 \pm 7,7
			3	79,9 \pm 5,5	90,2 \pm 7,5	78,2 \pm 7,2	88,3 \pm 9,3
		IL	1	67,5 \pm 7,6	75,9 \pm 7,1	65,3 \pm 6,6	73,6 \pm 7,3
			2	65,2 \pm 7,7	73,4 \pm 7,9	65,6 \pm 6,8	73,9 \pm 6,1
			3	65,4 \pm 8,0	73,6 \pm 7,9	64,9 \pm 7,1	73,3 \pm 8,6
		SL	1	62,4 \pm 8,0	70,5 \pm 10,2	63,1 \pm 10,0	71,4 \pm 12,4
			2	61,5 \pm 8,3	69,6 \pm 10,9	62,8 \pm 10,3	71,1 \pm 12,7
			3	61,8 \pm 7,2	69,9 \pm 9,5	63,5 \pm 8,7	71,8 \pm 11,4
Meilleur	D	M		79,8 \pm 5,0	89,9 \pm 4,9	79,4 \pm 4,2	89,5 \pm 4,7
		IL		67,7 \pm 7,6	76,1 \pm 6,5	68,9 \pm 6,8	77,5 \pm 6,0
		SL		64,9 \pm 7,5	73,1 \pm 8,6	64,5 \pm 7,7	72,7 \pm 9,0
	ND	M		81,0 \pm 5,5	91,4 \pm 7,5	79,1 \pm 6,3	89,3 \pm 8,2
		IL		68,1 \pm 7,4	76,6 \pm 7,1	67,5 \pm 6,4	76,0 \pm 6,2
		SL		63,4 \pm 8,0	71,6 \pm 10,2	64,6 \pm 8,9	73,1 \pm 11,6

La reproductibilité intrasession était bonne entre les 1^{er} et 2^e essais, entre les 2^e et 3^e essais et entre les 3 essais, et la variabilité entre les essais restait acceptable (Tableau 20).

Tableau 20. Reproductibilité et concordance intrasession des distances normalisées atteintes dans les directions médiale (M), inféro-latérale (IL) et supéro-latérale (SL) pour les coté dominant (D) et non dominant (ND), au cours des deux sessions

		Direction		ICC ^d	SEM ^e	MDC _{95%} ^f	CV(%) ^g
Session 1	D	M	(1,2) ^a	0,81 [0,41 ; 0,95]	2,49 [1,71 ; 4,54]	6,89	3,60
			(2,3) ^b	0,94 [0,77 ; 0,98]	1,68 [1,16 ; 3,07]	4,66	2,54
			(1,2,3) ^c	0,88 [0,66 ; 0,97]	2,12 [1,56 ; 3,35]	5,88	3,07
		IL	(1,2) ^a	0,89 [0,61 ; 0,97]	2,56 [1,76 ; 4,68]	7,10	4,20
			(2,3) ^b	0,97 [0,89 ; 0,99]	1,40 [0,96 ; 2,56]	3,88	2,49
			(1,2,3) ^c	0,93 [0,80 ; 0,98]	2,06 [1,51 ; 3,26]	5,72	3,35
		SL	(1,2) ^a	0,96 [0,85 ; 0,99]	1,79 [1,23 ; 3,26]	4,95	3,39
			(2,3) ^b	0,93 [0,75 ; 0,98]	2,55 [1,75 ; 4,65]	7,06	3,89
			(1,2,3) ^c	0,95 [0,84 ; 0,99]	2,20 [1,61 ; 3,47]	6,10	3,64
	ND	M	(1,2) ^a	0,94 [0,79 ; 0,99]	2,07 [1,43 ; 3,79]	5,75	2,80
			(2,3) ^b	0,95 [0,80 ; 0,99]	2,05 [1,41 ; 3,74]	5,68	3,04
			(1,2,3) ^c	0,94 [0,83 ; 0,98]	2,06 [1,51 ; 3,25]	5,71	2,92
		IL	(1,2) ^a	0,94 [0,79 ; 0,99]	2,04 [1,41 ; 3,73]	5,67	3,30
			(2,3) ^b	0,93 [0,74 ; 0,98]	2,41 [1,66 ; 4,40]	6,68	4,29
			(1,2,3) ^c	0,94 [0,79 ; 0,99]	2,04 [1,41 ; 3,73]	5,67	3,80
		SL	(1,2) ^a	0,97 [0,89 ; 0,99]	2,06 [1,41 ; 3,76]	5,71	3,68
			(2,3) ^b	0,98 [0,92 ; 0,99]	1,74 [1,20 ; 3,18]	4,83	2,99
			(1,2,3) ^c	0,97 [0,92 ; 0,99]	1,91 [1,40 ; 3,01]	5,28	3,34
Session 2	D	M	(1,2) ^a	0,74 [0,26 ; 0,93]	2,36 [1,63 ; 4,32]	6,55	2,89
			(2,3) ^b	0,91 [0,67 ; 0,98]	1,73 [1,19 ; 3,15]	4,78	2,47
			(1,2,3) ^c	0,84 [0,57 ; 0,95]	2,07 [1,52 ; 3,27]	5,54	2,68
		IL	(1,2) ^a	0,83 [0,46 ; 0,96]	3,04 [2,09 ; 5,55]	8,42	4,68
			(2,3) ^b	0,89 [0,62 ; 0,97]	2,66 [1,83 ; 4,86]	7,38	4,76
			(1,2,3) ^c	0,86 [0,62 ; 0,96]	2,86 [2,10 ; 4,51]	7,92	4,72
		SL	(1,2) ^a	0,93 [0,74 ; 0,98]	2,93 [2,02 ; 5,35]	8,13	4,24
			(2,3) ^b	0,97 [0,90 ; 0,99]	1,95 [1,34 ; 3,56]	5,41	3,91
			(1,2,3) ^c	0,95 [0,86 ; 0,99]	2,49 [1,83 ; 3,83]	6,90	4,06
	ND	M	(1,2) ^a	0,96 [0,83 ; 0,99]	1,89 [1,29 ; 3,45]	5,24	2,92
			(2,3) ^b	0,92 [0,72 ; 0,98]	2,72 [1,87 ; 4,97]	7,75	6,96
			(1,2,3) ^c	0,94 [0,82 ; 0,98]	2,34 [1,71 ; 3,70]	6,40	4,94
		IL	(1,2) ^a	0,79 [0,37 ; 0,94]	3,39 [2,33 ; 6,18]	9,39	6,37
			(2,3) ^b	0,78 [0,34 ; 0,94]	3,87 [2,65 ; 7,04]	10,68	4,74
			(1,2,3) ^c	0,81 [0,51 ; 0,94]	3,63 [2,66 ; 5,73]	10,06	5,55
		SL	(1,2) ^a	0,99 [0,97 ; 1,00]	1,36 [0,94 ; 2,49]	3,77	2,57

Direction		ICC ^d	SEM ^e	MDC _{95%} ^f	CV(%) ^g
(2,3) ^b		0,98 [0,91 ; 0,99]	2,12 [1,46 ; 3,86]	5,88	3,79
(1,2,3) ^c		0,98 [0,95 ; 1,00]	1,78 [1,31 ; 2,82]	4,94	3,18

^a entre les premier et deuxième essais; ^b les deuxième et troisième essais; ^c entre les premier, deuxième et troisième essais; ^d pour le coefficient de corrélation intraclasse; ^e pour l'erreur standard de mesure; ^f pour le changement minimal détectable à un niveau de confiance de 95%; ^g pour le coefficient de variation

La reproductibilité intersession était bonne entre les 1^{ère} et 2^e essais, entre les 2^e et 3^e essais et entre les 3 essais et la variabilité entre les essais restait acceptable. Pour les trois directions et pour les deux membres, les plus hautes valeurs d'ICC et les plus faibles valeurs de SEM, MDC_{95%} et de CV ont été majoritairement trouvées pour le meilleur essai (Tableau 21, en gras). Cet indicateur a donc été conservé pour la constitution de l'indice de symétrie UQYBT de chaque direction.

Tableau 21. Reproductibilité et concordance intersession des distances normalisées atteintes dans les directions médiale (M), inféro-latérale (IL) et supéro-latérale (SL) pour les côtés dominant (D) et non dominant (ND)

Direction			ICC ^d	SEM ^e	MDC _{95%} ^f	CV(%) ^g
D	M	1	0,50 [-0,14;0,85]	2,84 [1,96 ; 5,19]	7,88	4,01
		2	0,72 [0,20;0,92]	3,19 [2,19 ; 5,82]	8,84	4,97
		3	0,88 [0,60;0,97]	2,07 [1,43 ; 3,79]	5,75	3,29
		Meilleur essai	0,83 [0,46;0,95]	2,20 [1,51 ; 4,01]	6,09	3,25
		Moyenne (1,2) ^b	0,68 [0,13;0,91]	2,70 [1,86 ; 4,94]	7,50	4,17
		Moyenne (2,3) ^b	0,83 [0,46;0,96]	2,42 [1,67 ; 4,42]	6,72	3,85
		Moyenne (1,2,3) ^c	0,78 [0,34;0,94]	2,40 [1,65 ; 4,38]	6,66	3,79
	IL	1	0,79 [0,36;0,94]	3,21 [2,21 ; 5,86]	8,90	4,79
		2	0,70 [0,18;0,92]	4,07 [2,80 ; 7,43]	11,29	6,46
		3	0,79 [0,35;0,94]	3,62 [2,49 ; 6,60]	10,02	6,42
		Meilleur essai	0,85 [0,51;0,96]	2,70 [1,86 ; 4,93]	7,48	4,76
		Moyenne (1,2) ^a	0,77 [0,31;0,94]	3,35 [2,30 ; 6,11]	9,97	5,24
		Moyenne (2,3) ^b	0,78 [0,34;0,94]	3,53 [2,43 ; 6,44]	9,77	6,18
Moyenne (1,2,3) ^c		0,79 [0,37;0,94]	3,27 [2,25 ; 5,96]	9,05	5,51	
SL	1	0,98 [0,92;0,99]	1,35 [0,93 ; 2,46]	3,73	2,39	
	2	0,88 [0,60;0,97]	3,60 [2,47 ; 6,57]	9,97	4,47	
	3	0,93 [0,73;0,98]	3,07 [2,11 ; 5,61]	8,52	5,33	
	Meilleur essai	0,97 [0,89;0,99]	1,76 [1,21 ; 3,22]	4,89	3,20	
	Moyenne (1,2) ^a	0,96 [0,85;0,99]	1,99 [1,37 ; 3,64]	5,52	2,60	
	Moyenne (2,3) ^b	0,93 [0,73;0,98]	2,95 [2,03 ; 5,39]	8,18	4,24	
	Moyenne (1,2,3) ^c	0,95 [0,83;0,99]	2,19 [1,50 ; 3,99]	6,06	3,17	

Direction			ICC ^d	SEM ^e	MDC _{95%} ^f	CV(%) ^g
ND	M	1	0,86 [0,58;0,97]	3,00 [2,06 ; 5,47]	8,31	4,36
		2	0,95 [0,83;0,99]	1,92 [1,32 ; 3,51]	5,33	3,04
		3	0,90 [0,65;0,97]	3,07 [2,11 ; 5,60]	8,50	3,77
		Meilleur essai	0,98 [0,92;1,00]	1,28 [0,88 ; 2,34]	3,56	1,77
		Moyenne (1,2) ^a	0,95 [0,81;0,99]	1,97 [1,36 ; 3,60]	5,46	3,03
		Moyenne (2,3) ^b	0,96 [0,86;0,99]	1,78 [1,22 ; 3,25]	4,93	2,53
		Moyenne (1,2,3) ^c	0,95 [0,81;0,99]	2,05 [1,41 ; 3,74]	5,69	2,95
	IL	1	0,75 [0,27;0,93]	3,94 [2,71 ; 7,20]	10,93	5,49
		2	0,81 [0,41;0,95]	3,40 [2,34 ; 6,20]	9,42	6,15
		3	0,71 [0,20;0,92]	4,81 [3,31 ; 8,78]	13,34	6,60
		Meilleur essai	0,88 [0,60;0,97]	2,57 [1,77 ; 4,69]	7,12	3,92
		Moyenne (1,2) ^a	0,85 [0,50;0,96]	3,02 [2,08 ; 5,52]	8,38	4,93
		Moyenne (2,3) ^b	0,84 [0,48;0,96]	3,29 [2,26 ; 6,01]	9,13	5,26
Moyenne (1,2,3) ^c		0,82 [0,43;0,95]	3,38 [2,32 ; 6,17]	9,37	5,21	
SL	1	0,93 [0,75;0,98]	3,43 [2,36 ; 6,27]	9,52	5,02	
	2	0,96 [0,86;0,99]	2,68 [1,85 ; 4,90]	7,44	4,09	
	3	0,98 [0,93;1,00]	1,63 [1,12 ; 2,97]	4,51	1,52	
	Meilleur essai	0,96 [0,86;0,99]	2,47 [1,71 ; 4,52]	6,86	3,67	
	Moyenne (1,2) ^a	0,96 [0,83;0,99]	2,83 [1,95 ; 5,16]	7,84	4,01	
	Moyenne (2,3) ^b	0,98 [0,91;0,99]	1,95 [1,34 ; 3,56]	5,40	2,44	
	Moyenne (1,2,3) ^c	0,97 [0,88;0,99]	2,26 [1,55 ; 4,12]	6,26	2,91	

^a pour la moyenne entre les premier et deuxième essais; ^b pour la moyenne entre les deuxième et troisième essais; ^c pour la moyenne entre les premier, deuxième et troisième essais; ^d pour le coefficient de corrélation intraclasse; ^e pour l'erreur standard de mesure; ^f pour le changement minimal détectable à un niveau de confiance de 95%; ^g pour le coefficient de variation

Pour la première session, les LSI moyens étaient de 98,7% pour la direction médiale, 99,4% pour la direction inféro-latérale, 102,8% pour la direction supéro-latérale, et 100,0% pour la distance composite. Pour la deuxième session, les LSI moyens étaient de 100,6% pour la direction médiale, 102,0% pour la direction inféro-latérale, 100,6% pour la direction supéro-latérale, et 100,9% pour la distance composite. La reproductibilité et la concordance intersession des indices de symétrie étaient bonnes pour deux directions et pour le score composite (LSI_M, LSI_SL, et LSI_C), et acceptables pour la troisième direction (LSI_IL) (Tableau 22).

Tableau 22. Reproductibilité et concordance intersession des indices de symétrie pour les différentes directions UQYBT.

	ICC ^a	SEM ^b	MDC _{95%} ^c	CV (%) ^d
LSI_M	0,92 [0,72; 0,98]	1,76 [1,21; 3,21]	4,87	2,13
LSI_IL	0,57 [-0,05; 0,87]	3,20 [2,20; 5,85]	8,87	3,68
LSI_SL	0,90 [0,65; 0,97]	3,55 [2,44; 6,47]	9,83	2,81
LSI_C	0,93 [0,76; 0,98]	1,62 [1,12; 2,96]	4,50	1,94

^a pour le coefficient de corrélation intraclass; ^b pour l'erreur standard de mesure; ^c pour le changement minimal détectable à un niveau de confiance de 95%; ^d pour le coefficient de variation

Le graphique de Bland-Altman montre que tous les individus sont compris dans les limites de concordance [-0,054 ; 0,036] (Figure 32).

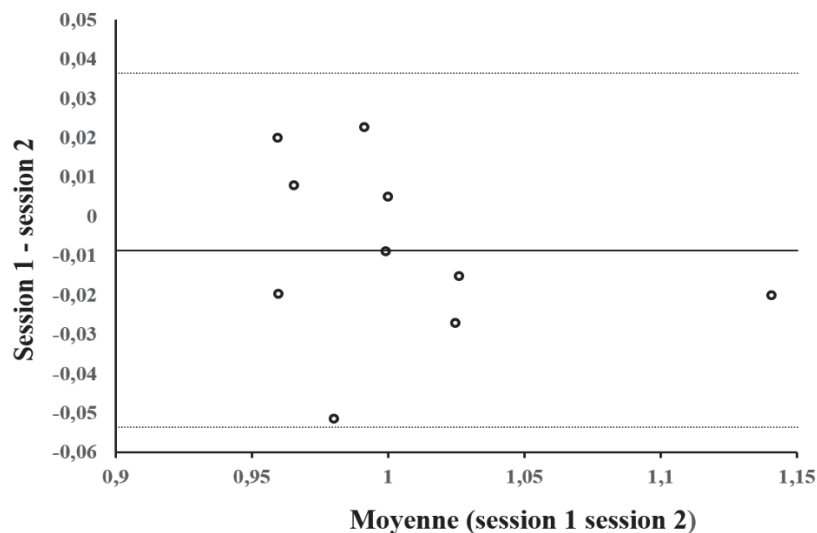


Figure 32. Graphique de Bland-Altman pour LSI_C entre les première et deuxième sessions d'évaluation.

3.4 Discussion

L'objectif de cette étude était d'évaluer la validité statistique (i.e. reproductibilité et concordance) des indicateurs de performances issus de l'USSPT, d'une procédure modifiée du CKCUEST et de l'UQYBT. Les résultats principaux étaient que i) les meilleures valeurs de reproductibilité et de concordance des critères de jugement issus de l'USSPT ont été obtenues en moyennant les distances de trois essais pour les côtés dominant et non-dominant ; ii) le m-CKCUEST score présente une bonne reproductibilité quand il est calculé à partir de la moyenne du nombre de touches pour les séries 2 et 3 ; l'implémentation d'une série additionnelle permet le calcul d'un indice d'endurance fiable ; iii) les

meilleures valeurs de reproductibilité et de concordance des indicateurs issus de l'UQYBT réalisé avec des consignes d'exécution spécifiques ont été obtenues en utilisant les distances maximales obtenues après trois essais par membre et permet la construction d'indices de symétries valides.

USSPT

Lorsqu'il est réalisé de manière unilatérale, le lancer de MB fournit une distance de poussée pour chaque membre supérieur, permettant la comparaison bilatérale des capacités fonctionnelles de l'ensemble épaule/membre supérieur. Nos valeurs moyennes brutes étaient comprises entre 226 et 577 cm et entre 189 et 466 cm pour les membres dominant et non-dominant, respectivement, ce qui confirme que les distances de poussée pour le côté dominant sont supérieures à celles du côté non-dominant (Chmielewski et al., 2014; Negrete et al., 2010; Riemann et al., 2018). Ces valeurs étaient légèrement plus faibles que celles reportées dans la littérature pour des athlètes sains (Chmielewski et al., 2014) et similaires à celles rapportées pour des athlètes présentant des douleurs chroniques à l'épaule (Pinheiro et al., 2020). De telles différences peuvent être expliquées par les différences de pattern de poussées, i.e. direction horizontale vs. technique de lancer de poids (Chmielewski et al., 2014; Pinheiro et al., 2020), et les spécialités sportives des participants, i.e. multisport vs athlètes pratiquant des disciplines avec contact ou avec armer (Chmielewski et al., 2014). Néanmoins, en comparant les distances de poussée des cotés dominant et non-dominant, les indices de symétrie des membres sont similaires à ceux reportés par Chmielewski et al. (2014). Dans le cas d'une comparaison des distances atteintes entre les différentes études, l'influence de la procédure de réalisation doit être pris en considération. A l'inverse, l'influence de la procédure semble plus limitée sur les indices de symétrie produits.

Nécessitant peu de matériel, la procédure USSPT a montré une bonne reproductibilité chez des athlètes sains et symptomatiques lorsque l'indicateur de performance est calculé en moyennant les distances de trois essais (Pinheiro et al., 2020; Popchak et al., 2021). Dans un contexte d'implémentation de l'USSPT au sein d'une batterie de tests, réduire le nombre d'essais peut aider à gagner du temps et donc permettre d'optimiser la réalisation du test. Que ce soit pour une session unique ou répétée, réduire le nombre d'essais n'est pas recommandé puisque pour les membres dominant et non-dominant, le meilleur compromis de reproductibilité et de concordance a été trouvé pour la moyenne de trois essais. A partir des valeurs de SEM, des changements significatifs dans les distances de poussée USSPT peuvent être considérés pour des variations supérieures à 13 et 26 cm, respectivement, pour les membres dominant et non-dominant, et 4,5% pour l'indice de symétrie. Nos résultats indiquent donc que lorsque l'USSPT est réalisé en poussant le MB dans une direction horizontale, la moyenne des trois essais normalisés et le LSI sont des indicateurs de performances reproductibles et concordants qui peuvent être utilisés en routine par les entraîneurs et les cliniciens pour l'évaluation fonctionnelle des membres supérieurs.

CKCUEST

Les variations dans l'écartement de main utilisé pour réaliser le CKCUEST rendent difficile la comparaison du nombre de touches évaluées dans notre étude avec les précédentes. Pour des athlètes d'âges et de genre similaires, nos valeurs moyennes de 22,8 touches restent cependant plus faibles que les valeurs de 27,8 touches précédemment rapportées (Borms et al., 2018; Goldbeck & Davies, 2000) mais présentent une plus faible dispersion (~2 vs ~4 touches, respectivement). En considérant la reproductibilité intrasession du test, Tucci et al. (2014) ont trouvé des valeurs d'ICC de 0,89 pour les trois premières séries de 15 s. Avec des valeurs d'ICC de 0,90 pour la première session et de 0,88 pour la deuxième session, les résultats de notre étude confirment la bonne reproductibilité intra-session du nombre de touches. Nos valeurs étaient cependant plus élevées lorsque seul le nombre de touches des 2^e et 3^e séries était considéré (0,92 et 0,95, respectivement). Concernant la reproductibilité intersession des indicateurs de performance, le fait de ne réaliser qu'une seule série conduit à une reproductibilité acceptable (ICC = 0,68) du score m-CKCUEST, comme rapporté par Taylor et al. (2016). Le fait de calculer ce score en se basant sur les deux premières séries permet toutefois d'améliorer la reproductibilité intersession car l'ICC augmente à 0,83, similairement aux valeurs rapportées par Sciascia et al. (2015). Quand les trois séries sont considérées, les valeurs d'ICC augmentent à 0,89, ce qui est du même ordre que Tucci et al. (2014) et légèrement inférieur au 0,92 retrouvé par Goldbeck and Davies (2000). Les plus hautes valeurs d'ICC ont été obtenues en utilisant les valeurs des 2^e et 3^e séries pour calculer le score m-CKCUEST (ICC = 0,92). Dans ce cas, tous les individus sauf un étaient dans les limites de concordance. Ainsi le score m-CKCUEST présente une bonne reproductibilité et concordance lorsque la moyenne du nombre de touches des 2^e et 3^e séries avec 45 secondes de récupération entre les séries est considérée.

L'endurance musculaire peut être évaluée à travers un indice de décrement de la performance (Pincivero et al., 1997). Conformément aux tests comptant entre 20 et 50 répétitions pour fatiguer un groupe musculaire isolé (Maffiuletti et al., 2007; Pontillo et al., 2014; Stock et al., 2013), nos participants ont réalisé une 4^e série d'une minute après 15 s de récupération suivant la 3^e série et l'examineur a compté le nombre de touches durant chaque intervalle de 15 s de la minute (séries 4 à 7). Durant cette série de 1 min, le nombre de touches total moyen était de 75 touches et le nombre de touches décroît d'environ 25 % depuis la 4^e série de 15 s jusqu'à la 7^e; confirmant que cette série additionnelle génère de la fatigue. La reproductibilité intersession pour la 5^e série reste cependant modérée ce qui nous a conduit à utiliser le score m-CKCUEST (i.e., moyenne des séries 2 et 3) comme référence. En regardant le nombre de touches par portion de 15 s, le meilleur ICC intersession a été obtenu pour le nombre moyen de touches réalisées durant les deux dernières séries de 15 s composant la minute. Le ratio entre cette moyenne et le score m-CKCUEST présentait une bonne reproductibilité et une bonne concordance entre les deux sessions d'évaluation. Cet indice constitue donc un indicateur fiable pour les cliniciens et les préparateurs physiques désirant évaluer l'endurance musculaire de leur athlète.

UQYBT

Pour des sportifs sains et multi-activités, la plupart des travaux (Butler et al., 2014; Mussigmann et al., 2020; Schwiertz et al., 2021) rapportent que les distances atteintes dans la direction médiale sont supérieures à celles mesurées dans les directions inféro-latérale et supéro-latérale, indépendamment de la dominance, ce que confirme nos résultats bruts et normalisés. Une fois normalisées par la longueur du membre mobile, les distances atteintes sont généralement comprises entre 86 et 125 %LL pour la direction médiale et entre 58 et 79 %LL pour la direction supéro-latérale (Borms et al., 2018; Gorman et al., 2012; Mussigmann et al., 2020; Westrick et al., 2012). Pour ces directions, les performances rapportées dans notre étude sont d'un ordre de grandeur similaire à celles rapportées dans la littérature contrairement aux distances mesurées dans la direction inféro-latérale qui sont légèrement inférieures [$\approx 76\%LL$] aux valeurs habituelles comprises entre 82 et 103 %LL. Nous faisons l'hypothèse que ces différences sont en partie expliquées par les consignes additionnelles mises en place, à savoir, l'interdiction de fléchir le tronc sur le pelvis durant la poussée du curseur (Degot, et al., 2018; Mussigmann et al., 2020). Pour les scores UQYBT composites, les valeurs rapportées ($= 79,8 \pm 5,5$ %LL pour D et $79,7 \pm 7,3$ pour ND) dans cette étude étaient similaires à celles rapportées pour des sportifs amateurs (Gorman et al., 2012; Westrick et al., 2012) mais restent inférieures d'environ 15% aux valeurs présentées pour des sportifs « overhead » compétiteurs (Borms et al., 2016, 2018). Concernant les comparaisons bilatérales, Westrick et al. (2012) ont décrit des LSI compris entre 95,1% pour la direction supéro-latérale et 99,4% pour la direction médiale, avec un LSI composite de 97,9%. Malgré l'implémentation de consignes supplémentaires de réalisation limitant les mouvements de translation du pelvis et la flexion du coude, les indices de symétrie moyens obtenus dans cette étude étaient d'un ordre de grandeur similaire à ces résultats pour les deux sessions d'évaluation.

Concernant la reproductibilité des indicateurs de performances issus du UQYBT, les valeurs d'ICC présentées dans les travaux antérieurs [0,80-0,98] témoignent d'un haut niveau de reproductibilité au sein d'une même session d'évaluation (Borms et al., 2016, 2018; Westrick et al., 2012) ou entre deux sessions (Gorman et al., 2012). Malgré ces précédents résultats, seules les distances maximales avaient été utilisées (Borms et al., 2016, 2018) et les différentes combinaisons entre les essais restaient à être explorées dans l'idée d'une optimisation de l'utilisation du UQYBT au sein d'une batterie de test. Bien que les différentes combinaisons des essais un, deux et trois présentent une validité statistique acceptable ou bonne, la sélection du meilleur essai par direction au terme de trois essais par membre a permis d'obtenir le meilleur compromis de reproductibilité et de concordance intersession pour les deux membres et pour les trois directions. Comme pour les précédentes études, la direction supéro-latérale était la direction pour laquelle la meilleure reproductibilité est obtenue tandis que la direction inféro-latérale fournit l'indicateur le moins reproductible (Borms et al., 2016; Gorman et al., 2012). Aussi, l'apport de consignes additionnelles de réalisation ainsi que la sélection du meilleur essai pour les différentes directions a permis la validation statistique de l'indicateur de symétrie (LSI_C) qui faisait

défaut. Tout comme les autres indicateurs propres à chaque direction, ce dernier peut donc être utilisé par les préparateurs physiques et les cliniciens comme un indice de symétrie globale, notamment dans le cadre du suivi longitudinal de l'athlète.

Cette étude a permis la validation statistique des indicateurs de performance des tests fonctionnels USSPT, CKCUEST modifié et UQYBT. Pour l'USSPT et l'UQYBT, l'obtention d'un indicateur de performance spécifique à chaque membre autorise la constitution d'un indice de symétrie permettant d'objectiver les différences bilatérales des membres supérieurs. Ce travail initie la validation d'outils d'évaluation pour le diagnostic et le suivi du profil fonctionnel de l'épaule chez le sportif. Ces outils d'évaluation peuvent être utilisés de manière indépendante ou associée afin d'évaluer les qualités physiques de l'épaule de manière plus exhaustive. La mise en place de travaux permettant de définir les qualités physiques du complexe de l'épaule spécifiquement évaluées à travers chacun de ces tests reste néanmoins nécessaire du fait du faible niveau de connaissance autour de la validité concurrente de ces tests (Tableau 11).

4 Validité concourante des tests de performance physique du membre supérieur

Dans le chapitre suivant, nous détaillerons nos travaux expérimentaux, d'une part, sur l'étude de la relation entre la performance à l'USSPT et la puissance maximale de poussée des membres supérieurs et d'autre part sur l'étude des facteurs de performance de l'UQYBT.

4.1 Relation entre la performance à l'USSPT et la puissance maximale des membres supérieurs.

4.1.1 Introduction

Du fait de leur faible coût d'utilisation et de leur facilité de mise en œuvre, les lancers de MB sont fréquemment utilisés pour le travail des qualités musculaires (Ignjatovic et al., 2012) et pour l'évaluation fonctionnelle des membres supérieurs (Chmielewski et al., 2014). Malgré une grande variété dans les techniques d'exécution, dans les méthodes de calcul des indicateurs de performance, et des masses de MB (Borms et al., 2018; Harris et al., 2011; Terzis et al., 2003), ces lancers sont communément utilisés dans le but d'évaluer les composantes de force et de puissance des membres supérieurs (Clemons et al., 2010; Negrete et al., 2011). Toutefois, leur validité concourante demande encore à être déterminée (Tarara et al., 2016) dans le but d'optimiser leur intégration dans les programmes de préparation physique.

Comme détaillé dans la section 2.3.3.3.1 l'Unilateral Seated Shot-Put Test (USSPT) est un lancer de MB fréquemment utilisé pour évaluer les capacités neuro-musculaires de chaque membre supérieur indépendamment (Chmielewski et al., 2014). Comme les différences bilatérales de distances de poussées ne semblent pas reliées aux différences bilatérales de force (Riemann et al., 2020; Watson et al., 2020) l'influence d'autres facteurs telles que l'asymétrie bilatérale de coordination, restent à être investiguées. Les variations dans le mouvement de poussée peuvent également induire des variations importantes des hauteur et angle d'éjection du MB pour lequel des différences bilatérales allant jusqu'à 8° ont été mesurées (Riemann et al., 2018). En se référant aux lois de la chute libre, une modification de l'angle d'éjection du MB influence la distance horizontale atteinte. Ainsi, le contrôle des paramètres d'éjection du MB i.e. angle et hauteur d'éjection, pourrait permettre de réduire l'influence de la dominance sur les distances USSPT.

L'USSPT a également été décrit comme évaluant la puissance maximale des membres supérieurs, (Negrete et al., 2010; Riemann et al., 2018) (Tableau 10), cette dernière étant définie comme le meilleur compromis entre un haut niveau de production de force et de vitesse. Bien que des relations positives aient été trouvées entre les distances de poussée et le couple horizontal de poussée du bras (Riemann &

Davies, 2020), ces corrélations ne fournissent cependant pas d'information sur la contribution de la puissance maximale des membres supérieurs dans la performance à l'USSPT. La puissance maximale théorique des membres supérieurs dépend à la fois de la capacité de production de force à vitesse nulle et haute vitesse. Ces deux paramètres peuvent être estimés à partir des extrêmes de la relation force-vitesse : F_0 et V_0 (Samozino et al., 2012). Pour les membres supérieurs, cette relation est habituellement déterminée à travers une procédure de développé couché balistique (García-Ramos et al., 2018; Rahmani et al., 2017). Comme détaillée dans la section 2.3.3.2, cette procédure permet de caractériser le continuum force-vitesse depuis les basses jusqu'aux hautes vitesses. La capacité à produire un haut niveau de force à des vitesses élevées pourrait d'ailleurs avoir un rôle majoritaire dans la performance USSPT du fait de la faible masse du MB. Afin de mettre en avant les déterminants de la performance USSPT, il semble donc important d'explorer la relation entre la puissance maximale des membres supérieurs et ses composantes sous-jacentes, i.e. F_0 et V_0 , et la distance USSPT atteinte.

Cette étude visait donc à déterminer i) la relation entre la distance USSPT et les dominance et puissance maximale du membre supérieur, et ii) la relation entre la distance USSPT et les capacités de production de force à vitesse nulle et haute vitesse. Nous avons émis l'hypothèse que la distance USSPT était majoritairement influencée par la puissance maximale du membre supérieur en comparaison de la dominance. Notre seconde hypothèse était que la distance USSPT était essentiellement expliquée par la capacité de production de force à haute vitesse plutôt qu'à vitesse nulle.

4.1.2 Matériels et méthodes

Approche expérimentale

Une approche transversale a été utilisée pour déterminer la relation entre la performance USSPT, la puissance maximale du membre supérieur et la dominance. Après avoir réalisé l'USSPT pour obtenir les distances maximales de poussée pour chaque membre, les participants ont exécuté une procédure de développé-couché balistique pour déterminer les paramètres des relations force- et puissance-vitesse pour leurs membres dominant et non-dominant.

Sujets

Trente-quatre étudiants en Sciences du Sport (20 hommes et 14 femmes; $24,0 \pm 3,5$ ans; $69,3 \pm 10,8$ kg; $172,2 \pm 9,4$ cm; entraînement hebdomadaire: 5.1 ± 4.3 h ; disciplines: musculation (n=5), rugby (3), basketball (3), tennis (3), football (2), crossfit (2), badminton (2), équitation (2), escalade (2), BMX (2), VTT (1), course à pied (1), boxe anglaise (1), natation (1), handball (1), ski de fond (1), pelote basque (1); Dominance: 32 droitiers and 2 gauchers) ont participé volontairement à cette étude et signé un consentement écrit. Les critères d'inclusion étaient d'être âgé de 18 à 35 ans, pratiquer une activité physique hebdomadaire régulière et ne présenter ni pathologie ni douleur aux épaules et membres supérieurs au moment de l'expérimentation. Les critères d'exclusion étaient d'avoir subi une chirurgie des membres supérieurs, d'avoir été blessé au membre supérieur au cours des six derniers mois ou

présenter un score Western Ontario Shoulder Instability (Kirkley et al., 1998; Perrin et al., 2017) ou Western Ontario Rotator Cuff (Kirkley et al., 2003; St-Pierre et al., 2015) supérieur à 250 points.

Procédure

La distance entre l'apophyse épineuse de la 7^e vertèbre cervicale et l'extrémité distale du majeur lors de l'abduction du membre supérieur à 90° dans le plan frontal a été mesurée bilatéralement à l'aide d'un mètre-ruban. Après un échauffement standardisé (Degot et al., 2019), l'USSPT et le développé couché balistique ont été réalisés par les participants selon un ordre aléatoire.

Pour la réalisation de l'USSPT (Figure 33), le participant était assis sur un siège ajustable en hauteur, genoux fléchis à environ 70° et pieds à plat au sol, tandis que la moitié de son dos était en appui sur une boîte en bois et que la main homolatérale était posée sur l'abdomen. La hauteur de l'assise était réglée de telle sorte que la distance sol-acromion soit fixée à 90 cm pour tous les sujets. Deux élastiques étaient tendus perpendiculairement à la trajectoire du MB et positionnés à 30 cm en avant de la main du participant quand le bras était fléchi à 90°, coude et poignet en extension maximale. Les élastiques étaient écartés verticalement de 26 cm, i.e. avec une moitié de hauteur au niveau de la tête du 3^e métacarpien. Le test consistait à tenir le MB de 3 kg ($\varnothing = 20$ cm) à hauteur d'épaule, coude fléchi, puis de le pousser le plus loin possible dans une direction horizontale entre les deux élastiques. Pour la familiarisation, deux essais, un sous-maximal et un maximal, étaient réalisés par côté. De la magnésie en poudre était appliquée sur le MB pour identifier son impact au sol. Ensuite, trois essais maximaux étaient réalisés de manière randomisée pour le membre dominant et non-dominant, sous les encouragements vocaux de l'examineur, avec 30 s de repos entre les essais. Tout contre-mouvement ou contact avec les élastiques invalidait l'essai et un nouvel essai maximal était réalisé jusqu'à ce que trois mouvements par côté soient validés. Pour chaque essai, la distance entre le support dorsal et la marque de magnésie au sol a été mesurée en cm. La distance entre le processus épineux de C7 et la pointe du majeur a été soustraite à la distance mesurée. La moyenne des distances obtenues aux cours des trois essais a été normalisée allométriquement par la masse corporelle à l'exposant 0,35 (Chmielewski et al., 2014) et conservée pour la suite des analyses.

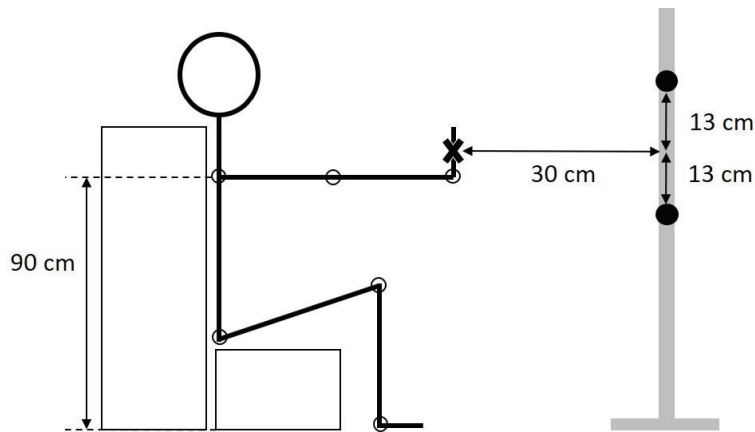


Figure 33. Schématisation du dispositif expérimental pour la procédure USSPT standardisée. Les cercles matérialisent les articulations, la croix la tête du 3^e métacarpien et les points noirs les élastiques.

Pour le développé-couché balistique unilatéral, la procédure a été adaptée de l'article de Rahmani et al. (2017). Le développé-couché balistique unilatéral a été réalisé en utilisant un banc de musculation avec barre guidée (Smith machine, Technogym, Barcelona, Spain). Un serflex en nylon était fixé autour d'un des guides du banc guidé dans le but de coulisser durant le mouvement vertical de la barre. Le participant était allongé sur le banc, les hanches fléchies à 90° et genoux fléchis à 140° pour limiter l'influence des membres inférieurs sur la performance (Figure 34). Le participant tenait le milieu de la barre avec une main tandis que l'autre main saisissait le bord du banc. Ce dernier était placé de manière à ce qu'en position basse, la barre guidée touche la portion basse du grand pectoral, d'une part, et, d'autre part, que le milieu de la barre soit aligné avec l'acromion du bras évalué en position d'extension maximale. A partir de cette position d'extension maximale du coude, la longueur du membre supérieur a été définie en mesurant la distance verticale ($hp0$) comprise entre le support de la barre en position initiale et le serflex coulisant sur le guide, pour chaque membre respectivement.

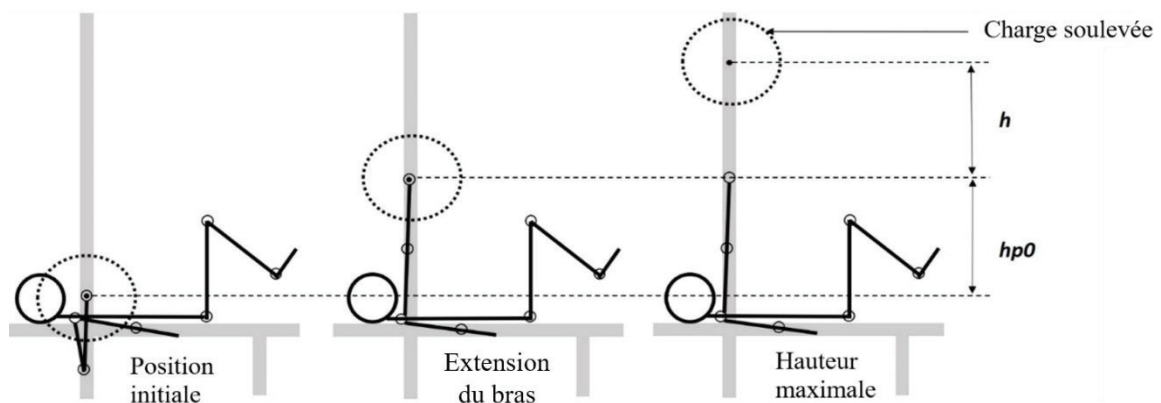


Figure 34. Positions-clés du développé-couché balistique unilatéral et distances utilisées pour l'analyse, avec h pour hauteur du déplacement vertical de la barre guidée durant la phase de vol et $hp0$ pour la longueur du membre supérieur. Sur la gauche, la position initiale, au milieu, la phase d'extension et à droite le moment où la barre atteint sa hauteur maximale.

Le test consistait à tenir à une main la barre en position basse pour ensuite la pousser le plus haut possible. Cinq charges incrémentales ont été définies de manière à ce que trois charges soient équiréparties entre une charge minimale, i.e. barre à vide, et une charge maximale, i.e. 30% de la masse corporelle. Ces charges extrêmes pouvaient être adaptées en fonction de la performance du participant. Pour la charge minimale, quand le participant était capable de pousser la barre à vide à hauteur maximale des rails du banc guidé, une charge additionnelle était ajoutée jusqu'à ce que la hauteur maximale des rails ne soit plus atteinte. Pour la charge maximale, si la hauteur de vol était inférieure à 3 cm, la charge maximale a été réduite par seuil de 2 kg jusqu'à ce que la hauteur de vol soit comprise entre 3 et 10 cm. Pour chaque côté, un essai de familiarisation a été réalisé avec la charge minimale, intermédiaire et maximale. Finalement, le participant a réalisé deux essais maximaux unilatéraux pour chaque charge avec 2 min de récupération entre chaque essai. Pour chaque essai, le déplacement vertical de la barre durant la phase de vol (h) a été mesuré en cm à l'aide du serflex en nylon (Rahmani et al., 2017). Parmi les deux essais réalisés par charge, le meilleur a été conservé pour la suite de l'analyse. L'ordre d'évaluation a été randomisé pour chaque charge et chaque membre.

A partir des paramètres Ff , $hp0$, h , et m_{ms+b} détaillés dans la section 2.3.3.2 et la Figure 34, la force et la vitesse verticales moyennes développées par les membres supérieurs ont été calculées pour chaque poussée. Pour chaque participant, la relation force-vitesse a été déterminée par des régressions linéaires simples et la qualité de l'ajustement du modèle a été évaluée par le coefficient de détermination (r^2). La droite force-vitesse a été extrapolée pour obtenir la force maximale théorique (à vitesse nulle) normalisée par la masse du participant ($F0$) et la vitesse maximale théorique (pour une résistance nulle) ($V0$) (Samozino et al., 2012). Finalement la puissance maximale normalisée par la masse du participant a été calculée.

Analyses statistiques

Après avoir testé la normalité des distributions, des tests t de Student pour échantillons appariés ont été utilisés pour comparer les distances USSPT et les paramètres de force-puissance-vitesse entre les côtés dominant et non-dominant. Les d de Cohen ont été calculés pour déterminer la taille d'effet entre chaque membre supérieur, avec $d \approx 0,2$ pour un effet faible, $d \approx 0,5$ pour un effet moyen et $d \geq 0,8$ pour un effet fort. Un modèle linéaire à effets mixtes a ensuite été utilisé pour exprimer la distance USSPT en fonction des effets fixes $Pmax$ et $Dominance$ et effet aléatoire $Participants$. Un second modèle linéaire à effets mixtes a été implémenté pour exprimer la distance USSPT en fonction des effets fixes $F0$, $V0$ et $Dominance$ et effet aléatoire $Participants$. Pour ces deux modèles, les coefficients b_i and β_i des effets fixes $Pmax$, $F0$, $V0$ ont été calculés, respectivement, à partir des valeurs brutes (exprimées en $W.kg^{-1}$, $N.kg^{-1}$, $m.s^{-1}$ respectivement), et des valeurs standardisées (exprimées entre -1 et 1). Pour chaque modèle, la dominance a été codée ainsi : 1 pour le membre dominant, -1 pour le membre non-dominant. Des tests de rapport de vraisemblance ont ensuite été conduits. La proportion de variation expliquée par chaque

modèle, incluant les effets fixes et les effets aléatoires a été calculée à travers le coefficient de détermination conditionnel pour les modèles linéaires à effets mixtes (Nakagawa et al., 2017). L'absence de colinéarité entre les effets fixes, ainsi que la linéarité, l'homoscédasticité et la normalité des résidus ont été contrôlés graphiquement. Pour tous les tests statistiques, le niveau de significativité était établi à $p \leq 0.05$. Les analyses statistiques ont été réalisées avec les packages lme4 (Bates et al., 2015) et MuMIn (Burnham, K.P.; Anderson, 2002) sur R (version 4.0.4, The R Foundation for Statistical Computing, Vienna, Austria).

4.1.3 Résultats

Les distances USSPT pour le membre dominant étaient $7,6 \pm 7,4$ % plus grandes que pour le membre non dominant (Tableau 23). Concernant la tâche de développé-couché balistique, les charges minimales et maximales ont été adaptées pour 13 et 23 participants, respectivement. La charge moyenne minimale correspondait à $9,3 \pm 1,6$ % de la masse corporelle, et la charge moyenne maximale à $27,3 \pm 5,4$ % de la masse corporelle. Concernant les relations force-vitesse, les r^2 étaient compris entre 0,92 et 0,99 pour le membre dominant et 0,92 et 1,00 pour le membre non-dominant avec des moyennes respectives de $0,99 \pm 0,01$ et $0,98 \pm 0,01$ (Figure 35). Les valeurs de Pmax, V0 et F0 n'étaient pas significativement différentes entre les membres dominant et non-dominant (Tableau 23).

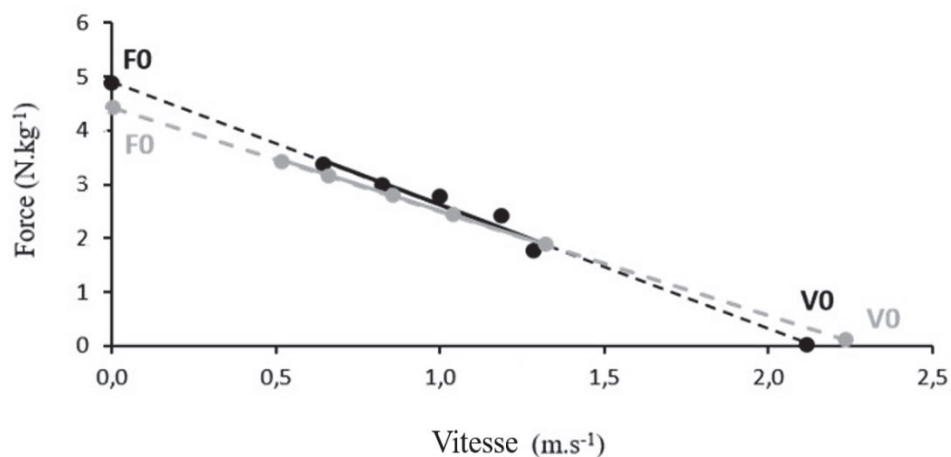


Figure 35. Relation force-vitesse type d'un participant, établie à partir de la tâche de développé-couché balistique unilatéral, pour les membres dominant (gris) et non dominant (noir).

Tableau 23. Moyennes \pm écarts-types [minimum; maximum] pour les distances USSPT, et valeurs de puissance maximale (Pmax), force maximale théorique (F0) et vitesse maximale théorique (V0) pour les membres dominant et non dominant.

	Dominant	Non-Dominant	d	p
Distances USSPT (cm.kg ^{-0,35})	49,1 \pm 6,5 [36; 63]	45,8 \pm 6,4 [33; 57]	0,51	0,001
Pmax (W.kg ⁻¹)	2,03 \pm 0,79 [0,5; 4,1]	2,01 \pm 0,84 [0,6; 4,4]	0,02	0,620
F0 (N.kg ⁻¹)	4,95 \pm 1,20 [2,4; 7,6]	4,90 \pm 1,36 [2,2; 7,9]	0,05	0,715
V0 (m.s ⁻¹)	1,62 \pm 0,46 [0,8; 2,5]	1,63 \pm 0,45 [0,8; 2,4]	-0,01	0,883

Le coefficient de détermination conditionnel révélait que 87% de la variation de la distance USSPT était expliquée par les variations de *Pmax* et *Dominance* (Equation 4), avec un effet significatif de ces deux paramètres ($\chi^2(1) = 20,1$, $p < 0,001$; $\chi^2(1) = 23,03$, $p < 0,001$, respectivement). En considérant les coefficients β_i , l'effet de $Pmax_s$ était 5,7 fois plus grand que celui de la *Dominance* (Equation 5).

$$\text{USSPT distance} = 37,75 + 4,81 * Pmax + 1,62 * Dominance \quad (\text{Equation 4})$$

$$\text{USSPT distance} = 49,62 + 9,27 * Pmax_s + 1,62 * Dominance \quad (\text{Equation 5})$$

Pour le deuxième modèle, le coefficient de détermination conditionnel révélait que 86% de la variation de la distance USSPT était expliquée par les variations de F0, V0 et de la *Dominance* (Equation 6), avec un effet significatif de ces trois paramètres ($\chi^2(1) = 8,5$; $p = 0,004$ pour F0; $\chi^2(1) = 15,8$; $p < 0,001$ pour V0; $\chi^2(1) = 21,8$; $p < 0,001$ pour *Dominance*). En considérant les coefficients β_i , l'effet de V0 était 1,6 fois plus grand que l'effet de F0. (Equation 7).

$$\text{USSPT distance} = 29,28 + 1,39 * F0 + 6,98 * V0 + 1,65 * Dominance \quad (\text{Equation 6})$$

$$\text{USSPT distance} = 47,88 + 3,94 * F0_s + 6,15 * V0_s + 1,65 * Dominance \quad (\text{Equation 7})$$

4.1.4 Discussion

L'objectif de cette étude était de déterminer la relation entre la distance USSPT, la dominance, la puissance maximale des membres supérieurs et ses composantes sous-jacentes de force et de vitesse. Les résultats principaux étaient que la distance USSPT était plus influencée par la puissance maximale des membres supérieurs que par la dominance. De plus, en considérant les contributions respectives des composantes sous-jacentes de la puissance, la vitesse maximale théorique expliquait plus fortement la distance USSPT comparativement à la force maximale théorique et la dominance.

L'USSPT fournit une distance de poussée pour chaque membre, permettant une comparaison bilatérale du statut fonctionnel des membres supérieurs et donc une quantification des asymétries chez les athlètes

pratiquant une activité sportive unilatérale comme les joueurs de tennis et les lanceurs de javelots (Edouard et al., 2013). Les distances normalisées décrites précédemment étaient comprises entre 50 et 122 $\text{cm.kg}^{-0.35}$ et entre 41 et 110 $\text{cm.kg}^{-0.35}$ pour les membres dominant et non-dominant, respectivement (Chmielewski et al., 2014; Degot et al., 2021; Riemann et al., 2018). Les distances mesurées dans notre population étaient similaires aux distances rapportées pour des athlètes multi-activités (Degot et al., 2021) mais restent plus faibles que les valeurs rapportées pour des joueurs de football américain ou de baseball en première division (Chmielewski et al., 2014). En exprimant les distances de poussée du côté dominant par rapport au côté non dominant (Chmielewski et al., 2014), nous avons retrouvé une différence bilatérale moyenne de 7,6%, confirmant ainsi que les distances de poussée du côté dominant sont supérieures à celles du côté non-dominant (Negrete et al., 2010; Pinheiro et al., 2020; Riemann et al., 2018; Watson et al., 2020), indifféremment de la standardisation du dispositif expérimental. Ces résultats confirment que le dispositif expérimental utilisé dans cette étude n'affecte pas la performance des participants, permettant ainsi une investigation de la relation entre la puissance des membres supérieurs et la distance USSPT.

Notre étude a clairement montré la relation positive entre la distance USSPT et la puissance maximale du membre supérieur. La procédure de développé-couché balistique à une main a permis la détermination de relations force-vitesse avec des qualités d'ajustement élevées pour les membres dominant et non-dominant. Nos valeurs de Pmax dérivées des relations force-vitesse étaient cependant jusqu'à deux fois plus faibles que les valeurs retrouvées dans la littérature ; de telles différences pourraient être expliquées, d'une part, par la nature unilatérale du développé couché balistique réalisé dans cette étude, contrastant ainsi avec les réalisations bilatérales habituelles, et, d'autre part, par des différences dans les populations évaluées (García-Ramos & Jaric, 2017; McMaster et al., 2016). Parmi les composantes sous-jacentes de la puissance maximale des membres supérieurs, la vitesse maximale théorique est apparue comme le paramètre majoritairement influent de la performance USSPT. La capacité à atteindre une grande distance de poussée avec un MB de 3 kg dépend donc de la capacité à déplacer rapidement une charge légère, i.e. correspondant à environ 5 % de la masse corporelle, sous-tendue par les capacités de production de force à haute vitesse. Nos résultats valident ainsi les postulats précédemment proposés (Negrete & Kolber, 2011; Riemann et al., 2018) qui recommandent d'utiliser l'USSPT pour évaluer la puissance des membres supérieurs, et soulignent que la capacité de production de force à haute vitesse est un facteur clé de la performance USSPT.

Notre étude a également permis de mettre en avant la relation entre la distance USSPT et la dominance des membres supérieurs. Dans la continuité de ce qui a été rapporté pour des pompes unilatérales (Parry et al., 2021) ou des tâches de poussée sur machine isocinétique (Riemann & Davies, 2020; Watson et al., 2020), aucune différence significative entre les membres dominant et non dominant n'a été mise en évidence pour les paramètres du profil force-vitesse. Nos résultats ne soutiennent donc pas l'hypothèse pour laquelle les différences bilatérales de performance durant l'USSPT résulteraient des différences de

force et de puissance entre les deux membres supérieurs (Riemann et al., 2018). L'USSPT et le développé-couché balistique unilatéral présentent de nombreuses similarités ; néanmoins il faut noter que les différences de positionnement et de patrons de poussée entre les deux tâches pourraient induire des variations dans les coordinations articulaires et musculaires requises. Bien que l'USSPT semble nécessiter moins de coordination qu'une tâche de lancer à bras cassé (Chmielewski et al., 2014; Riemann et al., 2018), l'influence de la dominance retrouvée dans cette étude suggère que des stratégies neuro-musculaires spécifiques restent requises pour sa réalisation. Nos résultats soulignent que l'utilisation des valeurs du membre controlatéral comme référence ne représenterait pas une stratégie adaptée pour la mise en évidence d'un déficit de puissance d'un membre par rapport à un autre.

Plusieurs limites doivent être considérées dans cette étude. Premièrement, tandis que l'USSPT appartient aux exercices en chaîne ouverte requérant des qualités de stabilisation, le développé-couché balistique unilatéral avec barre guidée peut être considéré comme un exercice en chaîne fermée, pour lequel la composante de stabilité paraît moins déterminante dans la performance. De telles différences entre ces deux tâches pourraient en partie expliquer les 15 % de variation de la distance USSPT non expliqués par nos modèles. Deuxièmement, cette étude a été réalisée avec un MB de 3 kg ; ainsi nos résultats ne peuvent pas être généralisés pour d'autres masses de MB utilisées pour l'entraînement en résistance. Bien que la procédure USSPT soit habituellement réalisée avec un MB de 3 kg (Chmielewski et al., 2014; Pinheiro et al., 2020) l'utilisation de MB de 1 kg (Riemann et al., 2018) ou 5 kg (Terzis et al., 2003) a été précédemment rapportée. De futures études sont donc nécessaires pour évaluer si des relations similaires sont retrouvées pour des masses différentes de MB, et pour investiguer les stratégies neuro-musculaires mises en place durant l'USSPT.

En conclusion, le déterminant majeur de la performance USSPT est la puissance maximale du membre supérieur, et en particulier la capacité de production de force à haute vitesse. Lorsqu'un compromis entre efficacité d'exécution et coût d'utilisation est nécessaire, l'USSPT peut être utilisé par les préparateurs physiques pour évaluer de manière unilatérale la puissance maximale de l'athlète.

4.2 Facteurs de performance du UQYBT : stabilité du membre d'appui *versus* mobilité du membre mobile

4.2.1 Introduction

L'UQYBT est un test de fonctionnel qui connaît une utilisation croissante par les entraîneurs et les cliniciens afin d'évaluer diverses fonctions de l'épaule comme la stabilité, la mobilité, la proprioception ou la force (Bullock et al., 2017). Pendant que le participant maintient une position de pompe à une main, l'autre main doit atteindre une distance maximale successivement dans les directions médiale, inféro-latérale et supéro-latérale. Ces distances sont mesurées et normalisées par la longueur de membre mobile du participant afin de permettre les comparaisons entre les individus (Gorman et al., 2012). Comme détaillé dans le chapitre 3, les indicateurs de performances issus de l'UQYBT présentent une bonne validité statistique (Degot et al., 2019; Gorman et al., 2012; Westrick et al., 2012) et des valeurs normatives émergent (Borms et al., 2018; Schwiertz et al., 2021). L'implication simultanée du membre d'appui et du membre mobile rend toutefois l'analyse de la performance complexe et les qualités physiques mises en jeu lors de sa réalisation n'ont pas été clairement identifiées à ce jour.

L'étude des facteurs de performance du UQYBT a initialement été réalisée à travers des analyses corrélationnelles entre le score composite et des mesures de force musculaire ou d'amplitude articulaire du complexe de l'épaule (Tabasi et al., 2018; Westrick et al., 2012). Les faibles corrélations mises en avant par ces travaux n'ont toutefois pas permis d'identifier les fonctions de l'épaule du membre d'appui ou du membre mobile évaluées à travers ce test. L'influence de la direction de la poussée sur l'intensité et l'orientation de la force de réaction au sol s'exerçant sur le membre d'appui (Degot et al., 2020) suggère cependant que les stratégies neuro-musculaires diffèrent entre les trois directions. Le fait que la capacité discriminante du test semble spécifique à la direction de réalisation (section 2.3.3.3) constitue également un argument soulignant les divergences de stratégies motrices pouvant exister entre les directions médiale, inféro-latérale et supéro-latérale. Une analyse de la performance spécifique à chaque direction et à chaque membre semble donc nécessaire dans l'optique de déterminer les facteurs de performances du UQYBT.

Selon la description originale de Gorman et al. (2012), les qualités de stabilité du membre d'appui et de mobilité du membre libre sont les principales fonctions de l'épaule censées être évaluées à travers l'UQYBT (Tableau 10). La stabilité articulaire peut être définie comme la capacité à maintenir un alignement articulaire optimal grâce à une équilibration des forces en présence par l'action du système neuro-musculaire (Myers et al., 2006). La mobilité peut elle être définie comme la capacité à effectuer les mouvements autorisés par la configuration anatomique d'une articulation, dans une amplitude physiologique (Araújo, 2002; Borsa et al., 2008). Les analyses biomécaniques de la tâche UQYBT restent néanmoins encore rares et la relation entre ces qualités physiques et les distances atteintes dans les différentes directions n'a pas été clairement établie. Certains auteurs ont toutefois émis l'hypothèse

que les directions médiale et supéro- latérale évaluaient plus particulièrement les capacités de stabilité du membre d'appui (Bullock, 2017; Contemori et al. 2017) alors que la direction inféro-latérale mettait principalement en jeu la composante de mobilité du membre mobile (Bullock et al., 2017). Aussi, une description de la cinématique et des contributions articulaires du membre d'appui et du membre mobile au cours de réalisation du UQYTB semble pertinente pour déterminer l'implication des qualités de stabilité et de mobilité dans les distances atteintes.

L'objectif de cette étude était donc de définir les contributions articulaires du membre d'appui et du membre mobile aux distances UQYBT pour chaque direction. Les hypothèses étaient que (i) pour les directions médiale et supéro-latérale, la variation de la performance serait majoritairement expliquée par la contribution articulaire du membre d'appui (ii) pour la direction inféro-latérale la variation de la performance serait essentiellement expliquée par la contribution articulaire du membre mobile.

4.2.2 Matériels et méthodes

Participants

Quinze sportifs (âge : $24,4 \pm 2,8$ ans ; taille : $179,1 \pm 7,6$ cm ; masse : $71,9 \pm 7,9$ kg ; 14 droitiers ; activité physique hebdomadaire : $3,9 \pm 1,2$ h ; disciplines (n) : escalade (3), kayak (2), boxe (2), musculation (2), football (gardien) (1), handball (1), natation (1), basket (1), volley (1), multisport (1) ; préparation physique hebdomadaire : $2,7 \pm 2,9$ h) ont participé volontairement à cette étude et signé un consentement écrit. Les critères d'inclusion étaient : être âgé de 18 à 35 ans, pratiquer une activité physique hebdomadaire régulière sollicitant les membres supérieurs et ne présenter ni pathologie ni douleur aux épaules et membres supérieurs au moment de l'expérimentation. Les critères d'exclusion étaient d'avoir subi une chirurgie des membres supérieurs, avoir été blessé dans les six mois précédant la participation ou présenter un score WOSI (Kirkley et al., 1998; Perrin et al., 2017) ou WORC (Kirkley et al., 2003; St-Pierre et al., 2015) supérieur à 250 points (Kirkley et al., 2003).

Instrumentation et collecte des données

Sur la base du modèle de Jackson et al. (2012), les participants étaient équipés de 56 marqueurs rétro réfléchissants collés sur la peau (10 sur thorax et bilatéralement 2 sur les clavicules, 8 sur les scapulas, 7 sur les bras, 3 sur les avant-bras, 4 sur les mains). Cet ensemble de marqueurs comprenait à la fois des marqueurs positionnés directement sur les repères anatomiques, i.e. marqueurs permettant de construire les modèles cinématiques et des marqueurs techniques ou de suivi, positionnés de manière à suivre le segment avec un minimum d'artefacts de tissus mous. Les trajectoires des marqueurs rétro réfléchissants ont été enregistrées à l'aide d'un système de capture du mouvement comprenant dix caméras (QualisysTM, Sweden) à une fréquence d'acquisition de 200 Hz.

Procédure

Après un échauffement standardisé (Degot et al., 2019), la longueur entre l'apophyse épineuse de la 7^e vertèbre cervicale et l'extrémité distale du majeur lors de l'abduction du membre supérieur à 90° a été mesurée bilatéralement à l'aide d'un mètre-ruban. Pour la calibration du modèle cinématique, le participant devait tenir cinq positions statiques (Figure 36). Pour chacune de ces positions, les marqueurs de l'angle inférieur et du trigonum spinae de la scapula étaient repositionnés après palpation des repères osseux par l'examineur.

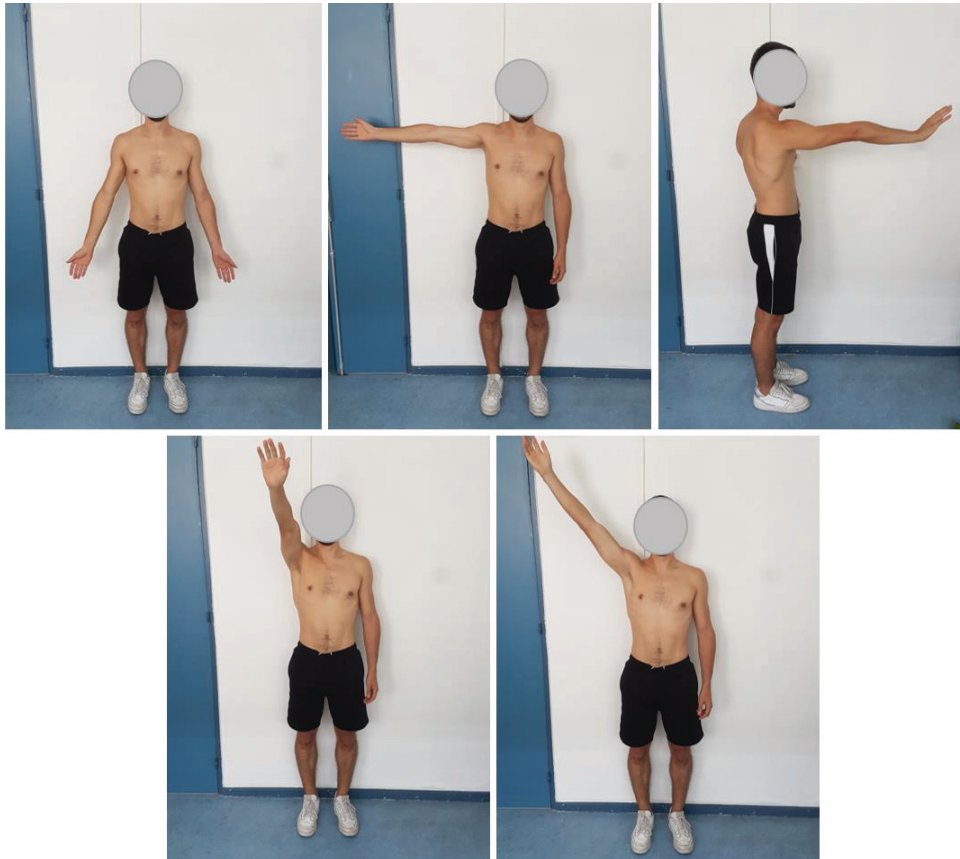


Figure 36. Positions statiques pour la calibration du modèle cinématique

Suite à une vidéo de démonstration du UQYBT, le participant démarrait le test en position de pompe à une main, la main d'appui positionnée sur l'emplacement désigné à cet effet. Les pieds étaient écartés à largeur d'épaules et le bassin était maintenu dans l'alignement épaule-pied. Pour chaque essai, le participant avait pour consigne de pousser les curseurs positionnés sur les rails du kit YBT avec sa main libre, le plus loin possible, successivement, dans les directions médiale, inféro-latérale, et supéro-latérale, tout en conservant son équilibre. Pour chaque essai, le participant commençait par toucher sa main d'appui à l'aide de sa main mobile, puis déplaçait les trois curseurs, puis retouchait sa main d'appui. Afin de contrôler les trajectoires des curseurs, ces derniers étaient placés sur les rails issus du kit YBT et devaient être poussés de manière continue au niveau des zones rouges prévues à cet effet.

Pour les membres dominant et non-dominant, une série de familiarisation puis trois séries d'évaluation ont été effectuées, chacune entrecoupées de 30 secondes de récupération.

Cinématique

Le modèle cinématique sujet-spécifique était composé de 9 segments dont les systèmes d'axes ont été définis en suivant les recommandations de l'ISB (Wu et al., 2005). Les centres de rotation ont été définis par la méthode fonctionnelle Symmetrical Centre of Rotation Estimation (SCoRE ; Ehrig et al., 2006) pour les articulations du poignet et du coude, par une méthode de régression pour l'articulation gléno-humérale (Rab et al., 2002), et par une méthode anatomique pour les articulations acromio-claviculaire et sterno-costoclaviculaire (Michaud et al., 2016). Une ellipsoïde a ensuite été calibrée grâce aux cinq positions statiques présentées dans la Figure 36 afin de représenter le plan de glissement scapulo-thoracique. Le modèle cinématique était composé de 30 degrés de liberté : 6 degrés de libertés pour le thorax ; 5 pour l'articulation scapulo-thoracique (x 2 côtés), 3 pour l'articulation gléno-humérale (x 2 côtés), 2 pour l'articulation du coude (x 2 côtés), 2 pour l'articulation du poignet (x2 côtés) d'après les recommandations de l'ISB (Wu et al., 2005) et de Blache et al. (2021). Une méthode d'optimisation multi-segmentaire (i.e., cinématique inverse) a été appliquée de manière à obtenir les matrices de rotations entre les segments adjacents, ainsi que les valeurs angulaires pour chacun des degrés de liberté. Cette procédure consistait à minimiser la distance entre la position des marqueurs du modèle cinématique et les positions des marqueurs expérimentaux. Deux contraintes ont été implémentées ; la première était une contrainte souple de contact entre le barycentre de la scapula et l'ellipsoïde (Michaud et al., 2017); la seconde était une contrainte stricte assurant une longueur constante de clavicule. Ces contraintes permettaient de représenter les translations de la scapula résultantes des mouvements de l'articulation sterno-costoclaviculaire tout en respectant le plan de glissement scapulo-thoracique.

Pour le membre mobile, l'orientation et la position d'un segment distal vis-à-vis de son segment proximal ont été représentées en utilisant les séquences suivantes : pour le thorax, translations médiale/latérale, antérieure/postérieure, crâniale/caudale, inclinaison médiale/latérale, rotation interne/externe, flexion/extension; pour l'articulation scapulo-thoracique, translations médiale/latérale, antérieure/postérieure, crâniale/caudale, sonnette interne/externe, rotation externe/interne, tilt antérieur/postérieur ; pour l'articulation gléno-humérale, flexion/extension, abduction/adduction, rotation interne/rotation externe ; pour l'articulation du coude, flexion/extension, prono/supination ; pour l'articulation du poignet, flexion/extension et déviation ulnaire/radiale.

Pour le membre d'appui, sur le même modèle, l'orientation de l'humérus vis-à-vis du thorax (articulation huméro-thoracique) a été représentée par la séquence de rotation suivante : abduction/adduction, rotation interne/externe, flexion/extension.

Contribution articulaire à la performance

Un vecteur de performance ayant pour origine la tête du 3^e métatarsien de la main d'appui et allant jusqu'à la tête du 3^e métatarsien de la main mobile a été construit (Figure 37). La norme de ce vecteur était normalisée par la distance C7-majeur du membre mobile. Les essais présentant la distance maximale atteinte dans chacune des directions et pour chaque membre ont été conservés pour la suite de l'analyse. Dans un second temps, pour les trois directions du mouvement et pour les côtés dominant et non-dominant, les positions des centres articulaires lors de l'instant final de poussée du curseur ont été calculées à partir des matrices de roto-translations obtenues lors de la procédure de cinématique inverse.

Les origines de chaque segment du membre d'appui et du membre mobile ont été projetées (PO_{thorax} , PO_{ST} , PO_{GH} , PO_{coude} , PO_{poignet}) sur les vecteurs de performance (Figure 37). Les distances inter-projections ont été calculées et normalisées par la distance totale (i.e., norme du vecteur de performance) pour définir la contribution des articulations huméro-thoracique du membre d'appui (C_{HT}), scapulo-thoracique pour les composantes de translations et de rotations (C_{ST}^{T} et C_{ST}^{R} , respectivement), gléno-humérale (C_{GH}), du coude (C_{CO}) et du poignet (C_{PO}) dans la réalisation de la performance (Figure 37).

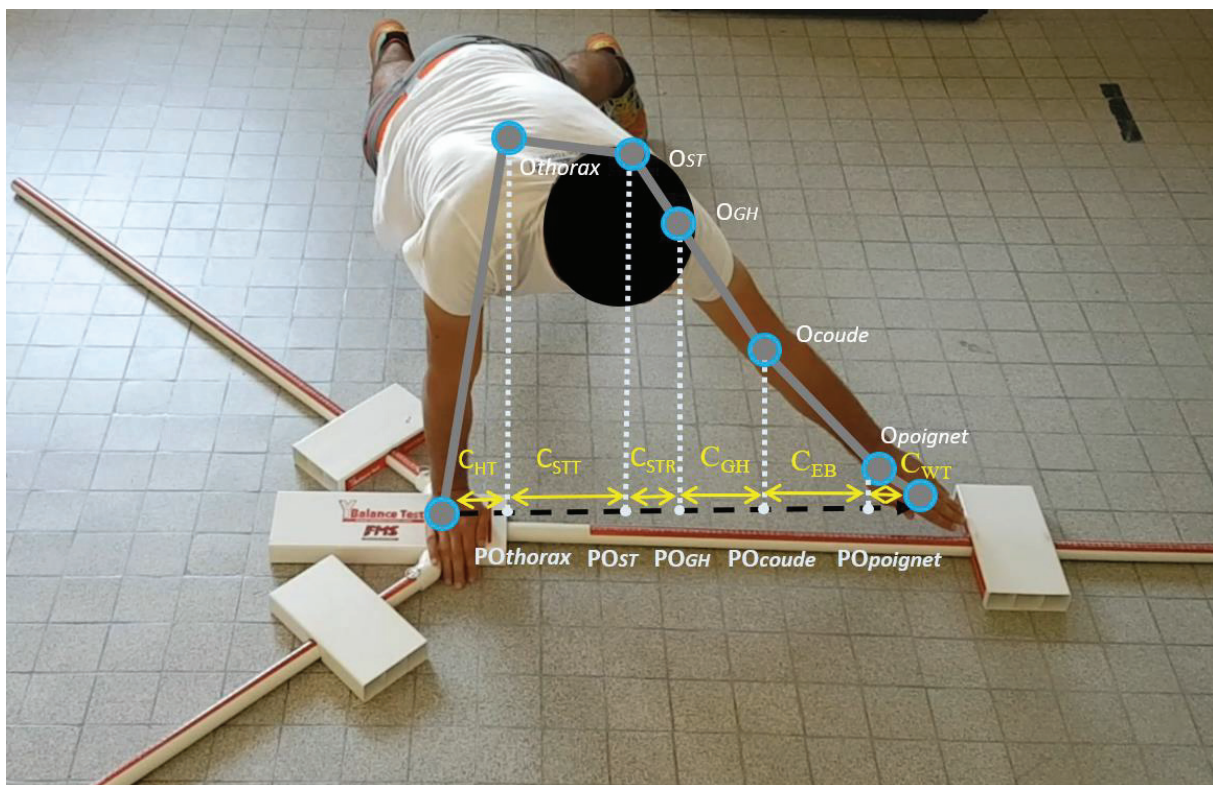


Figure 37. Instant final de poussée du curseur UQYBT pour la direction médiale. Les ronds bleus matérialisent l'origine de chaque segment ; la ligne en pointillés noirs représente le vecteur de performance ; les points blancs matérialisent la projection de l'origine de chaque segment sur le vecteur performance ; les flèches jaunes représentent les distances inter-projections.

Analyses statistiques

Après avoir testé la normalité des distributions, des tests-*t* de Student appariés ont été utilisés pour comparer les distances atteintes pour les membres dominant et non-dominant, pour chaque direction. Les *d* de Cohen ont été calculés pour déterminer la taille d'effet, avec $d \approx 0,2$ pour un effet faible, $d \approx 0,5$ pour un effet moyen et $d \geq 0,8$ pour un effet fort. Un modèle de mélange (Krennrich et al., 2020) a ensuite été utilisé pour exprimer la distance estimée du UQYBT en fonction de C_{HT} , C_{ST}^T , C_{ST}^R , C_{GH} , C_{CO} , C_{PO} , pour chaque membre et chaque direction. La proportion de variance expliquée par chaque modèle de mélange a été calculée par le coefficient de détermination corrigé R^2 . La normalité des résidus a été contrôlée graphiquement. Pour tous les tests statistiques, le niveau de significativité était fixé à $p \leq 0,05$. Les analyses statistiques ont été réalisées avec les packages *mixexp* et *multcomp* sur R (version 4.0.4, The R Foundation for Statistical Computing, Vienna, Austria).

4.2.3 Résultats

Distances UQYBT

Pour les directions médiale et supéro-latérale, les distances mesurées étaient similaires pour les membres dominant et non-dominant (Tableau 24), alors que pour la direction inféro-latérale, les distances du membre dominant étaient significativement inférieures ($d = 0,96$; effet fort ; $p < 0,003$) à celles du membre non-dominant (Tableau 24).

Tableau 24. Distances UQYBT normalisées par les longueurs du membre supérieur mobile (moyenne \pm écart-type), pour le membre dominant et non-dominant, pour les trois directions.

Direction	Dominant	Non-dominant	<i>d</i>	<i>p</i>
Médiale	1,01 \pm 0,05	1,00 \pm 0,04	0,17	0,56
Inféro-latérale	0,64 \pm 0,07	0,70 \pm 0,05	0,96	0,003
Supéro-latérale	0,64 \pm 0,07	0,60 \pm 0,08	0,49	0,19

Analyse descriptive du mouvement

Les stratégies motrices entre les membres dominant et non-dominant paraissent similaires. Ainsi, l'analyse descriptive du mouvement sera uniquement présentée pour le membre dominant.

Lors du mouvement de poussée dans la direction médiale (Figure 38), l'humérus du membre d'appui reste en flexion-adduction comparativement au thorax (A) Pour le membre mobile, la scapula translate sur le thorax (B) en parallèle d'un mouvement de sonnette externe et de tilt postérieur se déroulant sur les 70 premiers % du mouvement (C). Relativement à la scapula, l'humérus du membre mobile réalise une extension et une rotation externe au cours des 60 premiers % du mouvement (D). Le coude réalise une extension dans le premier quart du mouvement tandis que le poignet réalise une flexion (Figure 57).

Lors du mouvement de poussée dans la direction inféro-latérale (Figure 39), l'humérus du membre d'appui effectue une flexion tout au long du mouvement comparativement au thorax (A). Pour le membre mobile, la scapula translate sur le thorax (B) en parallèle d'un mouvement de sonnette interne et un tilt antérieur (C). Relativement à la scapula, l'humérus réalise une légère flexion sur la fin du mouvement (D). Le coude réalise une extension dans les 30 premiers % du mouvement tandis que le poignet réalise une flexion (Figure 58).

Lors du mouvement de poussée dans la direction supéro-latérale (Figure 40), l'humérus du membre d'appui effectue une rotation interne durant la première moitié du mouvement relativement au thorax. Pour le membre mobile, la scapula translate sur le thorax (B) en parallèle d'un mouvement de sonnette externe et un tilt postérieur dans les 40 premiers % du mouvement (C). Relativement à la scapula, l'humérus réalise une flexion, adduction et rotation interne dans la première moitié du mouvement (D). Le coude réalise une extension et le poignet réalise peu de mouvement (Figure 59).

Figure 38. Angles huméro-thoraciques du membre d'appui (A), translations scapulo-thoraciques (B), angles scapulo-thoraciques (C), angles gléno-huméraux (D) pour chaque degré de liberté des différentes articulations, en fonction du temps normalisé pour la direction médiale. Le tracé du membre dominant est représenté rouge et celui du non-dominant en bleu.

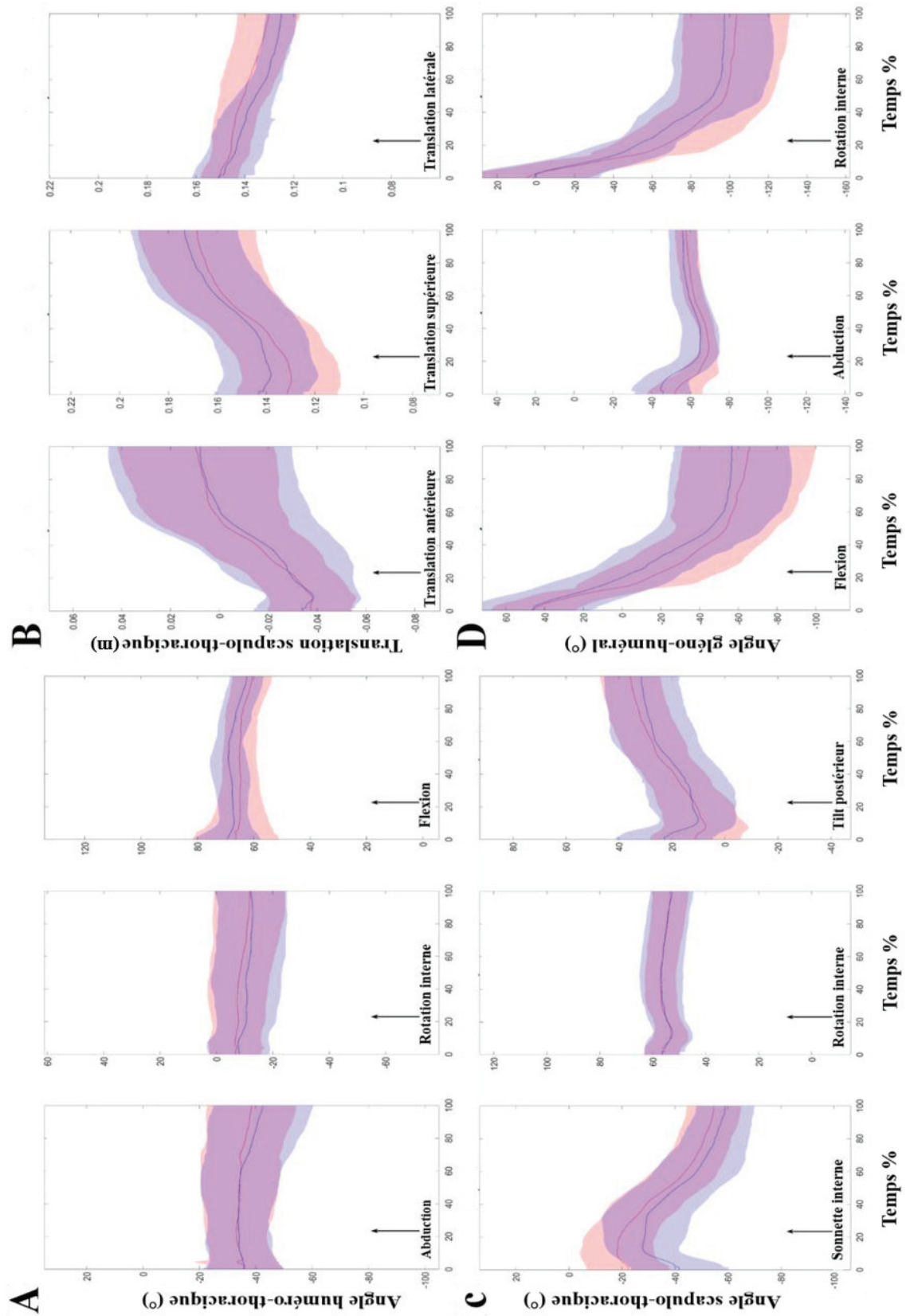


Figure 39. Angles huméro-thoraciques du membre d'appui (A), translations scapulo-thoraciques (B), angles scapulo-thoraciques (C), angles gléno-huméraux (D) pour chaque degré de liberté des différentes articulations, en fonction du temps normalisé pour la direction inféro-latérale. Le tracé du membre dominant est représenté rouge et celui du non-dominant en bleu.

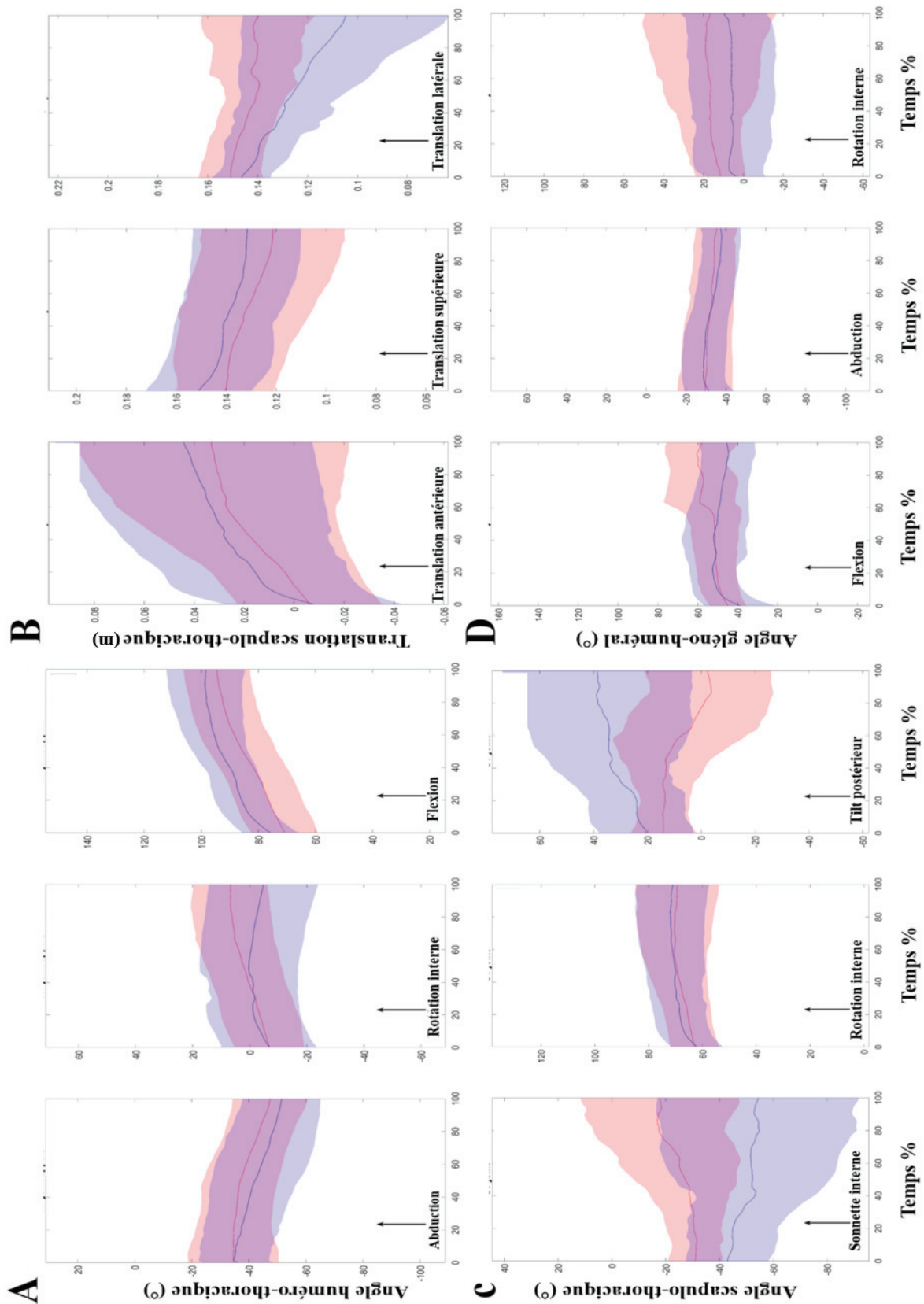
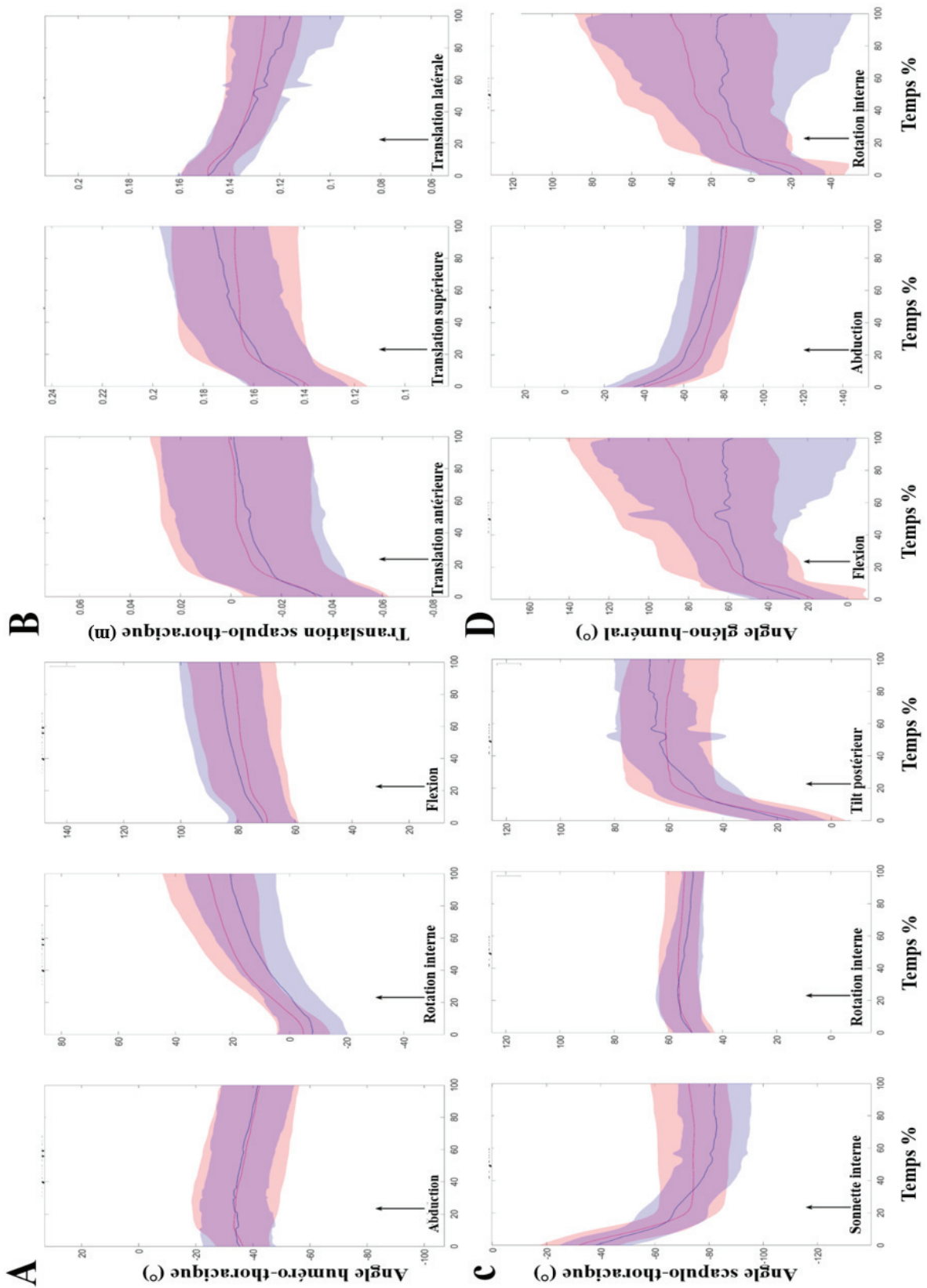


Figure 40. Angles huméro-thoraciques du membre d'appui (A), translations scapulo-thoraciques (B), angles scapulo-thoraciques (C), angles gléno-huméraux (D) pour chaque degré de liberté des différentes articulations, en fonction du temps normalisé pour la direction supéro-latérale. Le tracé du membre dominant est représenté rouge et celui du non-dominant en bleu.



Contributions articulaires au cours du mouvement

Pour la direction médiale et pour chaque côté, C_{HT} , C_{GH} , C_{ST}^T et C_{CO} étaient supérieures à 15% tandis que C_{ST}^R et C_{PO} restaient inférieures à 8% (Tableau 25). Pour le membre dominant, 42% de la variation de la distance UQYBT médiale normalisée était expliqué par les variations de C_{HT} ($p<0,005$), C_{ST}^T ($p<0,5$), C_{ST}^R ($p<0,2$), C_{GH} ($p<0,02$), C_{CO} ($p<0,3$), C_{PO} ($p<0,6$). L'augmentation théorique de C_{GH} associée à une diminution des autres contributions articulaires permettait un gain de distance normalisée supérieure comparativement à C_{HT} (Figure 41, partie gauche). Pour le membre non-dominant, 54% de la variation de la distance normalisée était expliqué par les variations de C_{HT} ($p<0,001$), C_{ST}^T ($p<0,2$), C_{ST}^R ($p<0,04$), C_{GH} ($p<0,1$), C_{CO} ($p<0,1$), C_{PO} ($p<0,9$). L'augmentation théorique de C_{HT} associée à une diminution des autres contributions articulaires permettait un gain de distance normalisée d'un ordre de grandeur équivalent à C_{ST}^R (Figure 41, partie droite).

Tableau 25. Moyennes \pm écarts-types [minimum ; maximum] des contributions articulaires (en %) à la distance UQYBT atteinte, pour les membres dominant et non-dominant dans chaque direction.

Direction	Contribution	Membre	
		Dominant	Non-dominant
Médiale	C_{HT}	27,4 \pm 3,7 [21,0 ; 31,9]	27,5 \pm 3,2 [22,6 ; 31,9]
	C_{ST}^T	20,4 \pm 1,6 [17,0 ; 22,5]	20,1 \pm 1,59 [17,9 ; 22,6]
	C_{ST}^R	1,0 \pm 0,9 [-0,5 ; 2,7]	0,4 \pm 1,8 [-2,6 ; 3,5]
	C_{GH}	23,3 \pm 1,5 [21,3 ; 26,6]	24,2 \pm 2,01 [21,5 ; 27,6]
	C_{CO}	22,9 \pm 2,0 [19,4 ; 25,9]	22,2 \pm 2,5 [17,8 ; 26,2]
	C_{PO}	5,1 \pm 1,4 [1,37 ; 6,3]	5,6 \pm 0,5 [4,7 ; 6,5]
Inféro-latérale	C_{HT}	42,7 \pm 5,9 [34,0 ; 54,1]	40,9 \pm 7,0 [33,6 ; 56,8]
	C_{ST}^T	-26,1 \pm 6,9 [-41,3 ; -12,8]	-22,2 \pm 4,57 [-31,1 ; -14,2]
	C_{ST}^R	0,8 \pm 3,8 [-5,6 ; 5,9]	1,7 \pm 2,5 [-1,5 ; 5,8]
	C_{GH}	41,6 \pm 3,8 [35,9 ; 49,1]	39,5 \pm 3,1 [35,4 ; 47,6]
	C_{CO}	35,7 \pm 4,6 [25,8 ; 42,7]	34,9 \pm 5,0 [23,9 ; 43,8]
	C_{PO}	5,3 \pm 2,6 [1,2 ; 11,1]	5,3 \pm 1,9 [0,9 ; 7,4]
Supéro-latérale	C_{HT}	-18,0 \pm 12,5 [-51,6 ; -5,2]	-23,7 \pm 12,5 [-44,7 ; -6,8]
	C_{ST}^T	24,9 \pm 4,8 [18,5 ; 34,3]	26,4 \pm 3,8 [20,8 ; 34,9]
	C_{ST}^R	14,1 \pm 1,9 [11,1 ; 18,4]	15,1 \pm 2,0 [10,5 ; 18,4]

Membre			
Direction	Contribution	Dominant	Non-dominant
	C _{GH}	30,9 ± 3,8 [23,9 ; 37,0]	31,4 ± 5,2 [23,1 ; 41,6]
	C _{CO}	40,3 ± 4,95 [34,1 ; 51,0]	42,3 ± 5,9 [34,9 ; 54,7]
	C _{PO}	7,8 ± 2,4 [2,3 ; 11,1]	8,6 ± 1,8 [5,6 ; 11,7]

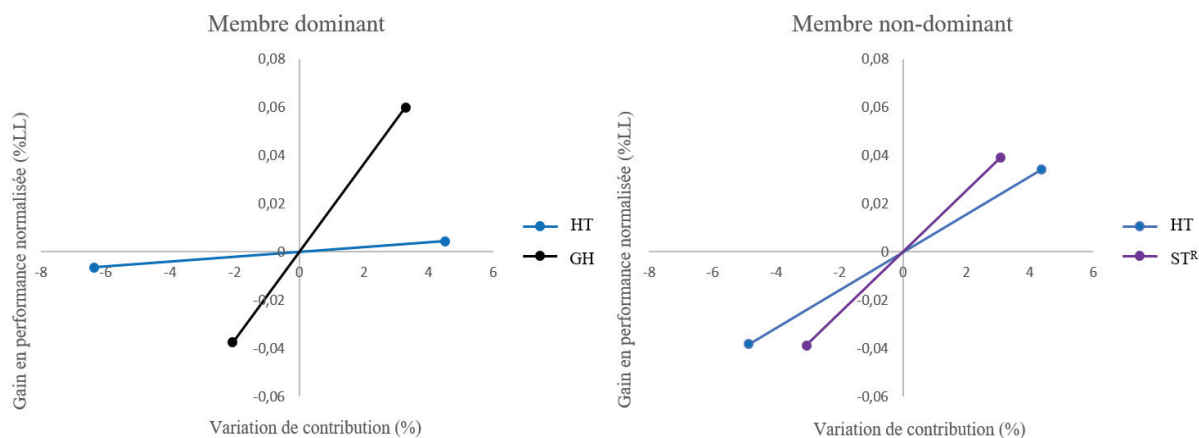


Figure 41. Effet de la variation isolée d'une contribution articulaire sur la performance UQYBT normalisée par la longueur du membre supérieur (LL) dans la direction médiale, pour les membres dominant et non-dominant. La variation de contribution est représentée entre les valeurs minimale et maximale observées chez les participants, centrée à 0% sur la moyenne de l'échantillon. Avec HT pour l'articulation huméro-thoracique, GH pour l'articulation gléno-humérale, ST^R pour la composante de rotation de l'articulation scapulo-thoracique.

Pour la direction inféro-latérale et pour chaque côté, C_{HT}, C_{GH} et C_{CO} étaient supérieures à 25% tandis que C_{ST^R} et C_{PO} étaient inférieures à 8% et que C_{ST^T} était négative (Tableau 25). Pour le membre dominant, 84% de la variation de la distance UQYBT inféro-latérale normalisée était expliqué par les variations de C_{HT} (p<0,002), C_{ST^T} (p<0,001), C_{ST^R} (p<0,001), C_{GH} (p<0,1), C_{CO} (p<0,001), C_{PO} (p<0,02). L'augmentation théorique de C_{ST^T} associée à une diminution des autres contributions articulaires permettait un gain de distance normalisée supérieure comparativement à C_{ST^R}, C_{CO}, C_{PO} qui avaient des influences équivalentes. A l'inverse C_{HT} avait une influence négative sur la distance normalisée (Figure 42, partie gauche). Pour le membre non-dominant, 81% de la variation de la distance normalisée était expliqué par les variations de C_{HT} (p<0,001), C_{ST^T} (p<0,001), C_{ST^R} (p<0,007), C_{GH} (p<0,2), C_{CO} (p<0,001), C_{PO} (p<0,005). L'augmentation théorique de C_{ST^T} associée à une diminution des autres contributions articulaires permettait un gain de distance normalisée supérieure comparativement à C_{ST^R} et C_{PO}. A l'inverse C_{HT} et C_{CO} présentaient des influences négatives sur la distance normalisée (Figure 42, partie droite).

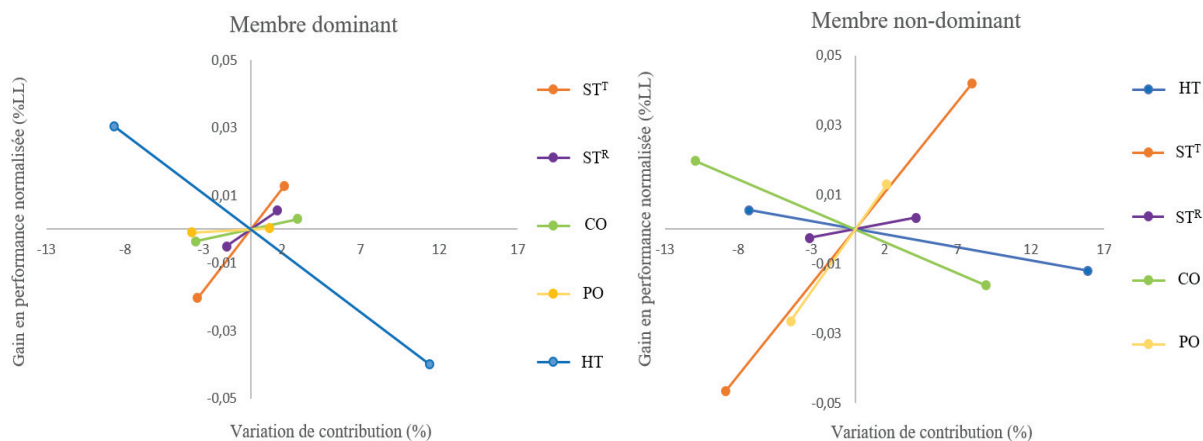


Figure 42. Effet de la variation isolée d’une contribution articulaire sur la performance UQYBT normalisée par la longueur du membre supérieur (LL) dans la direction inféro-latérale, pour les membres dominant et non-dominant. La variation de contribution est représentée entre les valeurs minimale et maximale observées chez les participants, centrée à 0% sur la moyenne de l’échantillon. Avec HT pour l’articulation huméro-thoracique, ST^R pour la composante de rotation de l’articulation scapulo-thoracique, ST^T pour la composante de translation de l’articulation scapulo-thoracique, CO pour l’articulation du coude et PO pour l’articulation du poignet.

Pour la direction supéro-latérale et pour chaque côté, les contributions des articulations C_{ST^T} , C_{GH} et C_{CO} étaient supérieures à 24%, tandis que C_{ST^R} et C_{PO} restaient inférieures à 15% et que la contribution de C_{HT} était négative (Tableau 25). Pour le membre dominant, 84% de la variation de la distance UQYBT supéro-latérale normalisée était expliqué par les variations de C_{HT} ($p < 0,001$), C_{ST^T} ($p < 0,2$), C_{ST^R} ($p < 0,1$), C_{GH} ($p < 0,006$), C_{CO} ($p < 0,3$), C_{PO} ($p < 0,3$). L’augmentation théorique de C_{HT} associée à une diminution des autres contributions articulaires permettait un gain de distance normalisée supérieure comparativement à C_{GH} (Figure 43, partie gauche). Pour le membre non-dominant, 81% de la variation de la distance normalisée était expliqué par les variations de C_{HT} ($p < 0,001$), C_{ST^T} ($p < 0,001$), C_{ST^R} ($p < 0,001$), C_{GH} ($p < 0,001$), C_{CO} ($p < 0,1$), C_{PO} ($p < 0,8$). L’augmentation théorique de C_{HT} associée à une diminution des autres contributions articulaires permettait un gain de distance normalisée supérieure comparativement à C_{ST^T} et C_{ST^R} qui avaient des influences équivalentes. A l’inverse C_{GH} avait une influence négative sur la distance normalisée (Figure 43, partie droite).

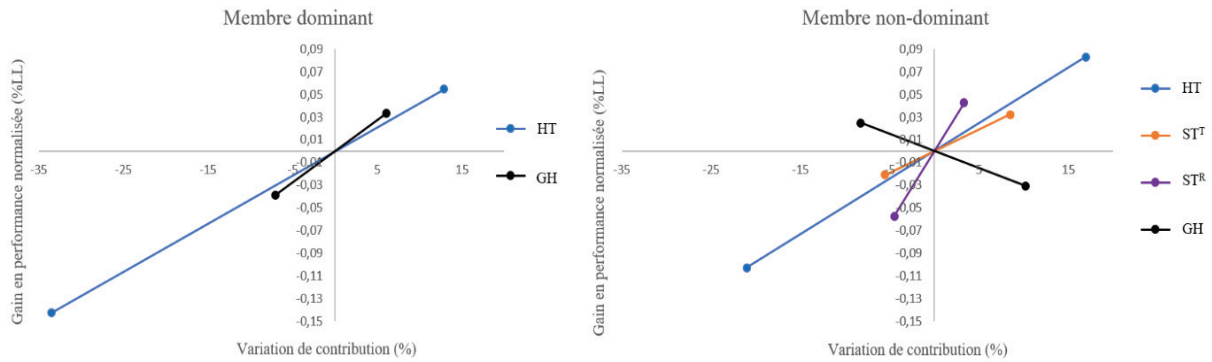


Figure 43. Effet de la variation isolée d’une contribution articulaire sur la performance UQYBT normalisée par la longueur du membre supérieur (LL) dans la direction supéro-latérale, pour les membres dominant et non-dominant. La variation de contribution est représentée entre les valeurs minimale et maximale observées chez les participants, centrée à 0% sur la moyenne de l’échantillon. Avec HT pour l’articulation huméro-thoracique, GH pour l’articulation gléno-humérale, ST^R pour la composante de rotation de l’articulation scapulo-thoracique, ST^T pour la composante de translation de l’articulation scapulo-thoracique.

4.2.4 Discussion

L’objectif de cette étude était de définir les contributions articulaires du membre d’appui et du membre mobile aux distances pour chaque direction du test UQYBT. Les résultats principaux de cette étude étaient que pour les deux côtés, la distance inféro- latérale était la plus fortement influencée par l’augmentation des contributions articulaires du membre mobile, tandis que pour la distance supéro-latérale, l’influence du membre d’appui était la plus forte. La distance médiale serait quant à elle la plus fortement influencée par l’augmentation des contributions articulaires du membre mobile pour le côté dominant tandis que l’augmentation des contributions articulaires du bras mobile et du bras d’appui avait une influence similaire pour le côté non-dominant.

L’UQYBT a initialement été proposé pour évaluer les capacités fonctionnelles de « l’upper quarter » et mettre en avant les asymétries pouvant constituer des facteurs de risque de blessure (Gorman et al., 2012). Chez les sportifs sains, les distances atteintes dans la direction médiale sont supérieures à celles atteintes dans les directions inféro-latérale et supéro-latérale, indépendamment du membre d’appui (Gorman et al., 2012; Salo & Chaconas, 2017; Westrick et al., 2012). L’effet de la dominance sur les distances atteintes reste toutefois controversé (Borms et al., 2016, 2018; Butler et al., 2014; Gorman et al., 2012). Pour les directions médiale et supéro-latérale, les distances maximales normalisées mesurées dans cette étude étaient similaires pour les membres dominant et non dominant et d’un ordre de grandeur équivalent aux distances rapportées pour des sportifs multi-activités (Borms et al., 2018; Rogowski et al., 2020; Westrick et al., 2012). A l’inverse, les distances inféro-latérales mesurées dans cette étude sont inférieures aux valeurs habituellement décrites pour des populations sportives saines, probablement en lien avec les consignes d’exécutions limitant la flexion du coude et les translations du pelvis mises

en place dans ces travaux (Mussigmann et al., 2020). Par ailleurs, comme précédemment décrit pour des joueurs de tennis et de volley amateurs (Borms et al., 2018), les distances atteintes lorsque le membre non-dominant est en appui, étaient supérieures à celles mesurées pour une réalisation controlatérale. La faible proportion d'athlètes pratiquant une activité sportive unilatérale au sein de notre effectif contraste cependant avec la population « overhead » de ces auteurs. Malgré un dispositif expérimental plus contraignant que dans les précédents travaux, les distances observées dans cette étude sont cohérentes avec la littérature et peuvent donc être utilisées pour la détermination des facteurs de performance propre à chaque direction.

Initialement décrit pour évaluer les qualités de stabilité du membre d'appui et de mobilité du membre mobile (Gorman et al., 2012), les recherches précédentes sur l'UQYTB n'ont pas permis de déterminer les contributions respectives de ces qualités dans les distances atteintes. Les travaux de Kim et al. (2020) et Contemori al. (2017) ont mis en avant que pour les individus présentant une lésion de l'épaule du membre d'appui i.e. antécédent de blessure ou amyotrophie, les distances supéro-latérales atteintes étaient inférieures à celles des athlètes sains. Contemori al. (2017) ont ainsi émis l'hypothèse que la stabilité du membre d'appui était la composante principalement évaluée à travers la direction supéro-latérale de l'UQYBT. Nos résultats semblent confirmer cette hypothèse puisque la variation de la distance supéro-latérale est la plus expliquée par la variation de la contribution de l'articulation huméro-thoracique du membre d'appui. Au regard de la faible amplitude de mouvement de cette articulation, il est possible d'émettre l'hypothèse que la distance atteinte en direction supéro-latérale évalue principalement la fonction de stabilité de l'articulation huméro-thoracique. Pour la direction inféro-latérale, nos résultats confirment le rôle déterminant de la mobilité scapulaire du membre mobile (Bullock et al., 2017), aussi bien en termes de rotations scapulaires, avec des amplitudes de sonnette de 15° et de tilt de 18°, qu'en termes de translations scapulaires. Pour cette direction, la variation de la distance était principalement expliquée par la variation des contributions scapulo-thoraciques. Pour la direction médiale, Hazar et al. (2014) ont rapporté que les sujets blessés au membre d'appui atteignaient des distances plus faibles comparativement au groupe contrôle, soulignant l'implication du membre d'appui dans la performance. Bien que nos résultats confirment que pour une réalisation du côté non-dominant les composantes de stabilité du membre d'appui sont mises en jeu, l'influence de la mobilité scapulaire du membre libre reste non négligeable, que ce soit du côté dominant ou non dominant. En confortant la majorité des hypothèses émises dans la littérature sur les fonctions de stabilité et mobilité évaluées lors de la réalisation de l'UQYBT, cette étude constitue une étape importante dans la caractérisation des facteurs de performance de la réalisation du UQYBT.

Cette étude présente certaines limites. Pour la direction médiale, seulement 42% de la variation de la distance atteinte pour le membre dominant et 54% pour le membre non-dominant sont expliqués par les effets principaux des contributions articulaires. La part de variation non-expliquée pourrait être liée aux effets d'interaction entre les différentes contributions articulaires ; cependant, l'effectif restreint de cette

étude n'a pas permis d'intégrer les interactions dans les modèles statistiques. Aussi, la fonction de stabilité du membre d'appui n'a été qu'indirectement évaluée en faisant l'hypothèse qu'un effet accru de la contribution huméro-thoracique du membre d'appui reflétait la fonction de stabilité. Une analyse dynamique et musculo-squelettique devra être menée pour confirmer cette hypothèse. Enfin l'estimation des angles articulaires lors d'amplitudes extrêmes comme celles retrouvées lors du UQYBT reste limitée aux approximations de reconstruction cinématique dues aux artéfacts de tissus mous (Naaïm et al., 2017). Bien qu'à notre connaissance aucune cinématique de référence du UQYBT n'ait été décrite dans la littérature, les valeurs de sonnette et de rotation scapulaire mesurées dans notre étude pour la direction médiale sont d'un ordre de grandeur similaire aux résultats de Ludewig et al. (2009) pour des mouvements d'élévations unilatéraux du bras dans le plan frontal.

En conclusion, les résultats de nos études portant sur l'USSPT et l'UQYBT confirment la pertinence de l'utilisation de ces tests de performance pour l'évaluation des qualités physiques de l'épaule du sportif telles que la puissance, la stabilité et la mobilité. L'association de ces différents tests paraît pertinente pour la caractérisation du statut fonctionnel de l'épaule du sportif sain. Bien que leur caractère peu coûteux, reproductible, largement disponible et facile d'utilisation en font des outils prometteurs pour l'évaluation de pré-saison des athlètes (Ljungqvist et al., 2009), leur capacité à identifier les individus à risque de blessure reste méconnue.

5 Validité prédictive des tests fonctionnels du membre supérieur de la survenue de blessure à l'épaule chez le joueur de rugby de haut niveau

5.1 Introduction

Le rugby à XV est l'un des sports de contact par équipe le plus largement pratiqué au monde (Viviers et al., 2018). Tout comme les autres sports où les contacts entre les joueurs se font à des vitesses élevées (Horsley et al., 2013), cette discipline engendre un haut risque de blessure pour le système musculo-squelettique (Brooks et al., 2005a, 2005b). Impliquée dans 10% des cas, l'épaule est une région particulièrement vulnérable (Kawasaki et al., 2012), aussi bien chez les populations professionnelles avec 13 blessures pour 1000 h de jeu (Usman & McIntosh, 2013), que chez des joueurs évoluant en centre de formation avec 19 blessures pour 1000 h de jeu (Barden & Stokes, 2018). Les contacts répétés de haute intensité entre les joueurs, i.e. placages, rucks, mauls, sont des sources de blessures traumatiques au cours des entraînements ou des matchs (Brooks et al., 2005b, 2005a). Dans environ 70 % des cas, le placage est le mécanisme lésionnel principal (Bohu et al., 2015; Montgomery et al., 2019; Sundaram et al., 2011). Pour un joueur non-professionnel, une fréquence de 146 plaquages par heure de jeu a été rapportée (McIntosh et al., 2010) alors que jusqu'à 166 placages par heure de jeu sont observés chez les professionnels (Usman et al., 2011). Lors du placage, des forces d'environ 2000 N peuvent être générées sur le complexe de l'épaule (Usman et al., 2011). Parmi les blessures rapportées, les entorses acromio-claviculaires sont les plus largement représentées mais, dans la majorité des cas, elles n'entraînent que de courtes périodes d'arrêt pour les joueurs (Nové-Josserand et al., 2007). Quant aux luxations gléno-humérales antérieures, elles sont moins fréquentes mais beaucoup plus invalidantes du fait des longues périodes d'arrêt qu'elles imposent (Bohu et al., 2015). Actuellement, la prise en charge de ces blessures permet une reprise de l'activité au niveau pré-blessure dans la plupart des cas (Nové-Josserand et al., 2007). Cependant, certaines chirurgies telles que les procédures de stabilisation gléno-humérale restent financièrement coûteuses (Wang et al., 2005) et peuvent mettre fin prématurément à la carrière de l'athlète (Brophy et al., 2011). Aussi, la mise en place de stratégies de prévention visant à réduire l'incidence des blessures à l'épaule chez les joueurs de rugby semble aujourd'hui nécessaire.

Afin d'identifier les facteurs de risque de blessure chez les joueurs de rugby, l'évaluation des qualités physiques est fréquente dans la période de pré-saison (Gabbett et al., 2012; Rizi et al., 2017; Ogaki et al., 2016). Dans ce cadre, des déséquilibres de forces maximales isométriques des rotateurs gléno-huméraux augmentent le risque de survenue de blessure à l'épaule au cours d'une saison sportive (Ogaki et al., 2015). Comme détaillé dans la section 2.3.3.3, les tests de performance physique des membres supérieurs tels que l'USSPT, l'UQYBT et le CKCUEST sont de plus en plus utilisés pour ces évaluations de pré-saison. La majorité des travaux menés jusqu'à ce jour concernent la validité statistique de ces indicateurs (Tarara et al., 2016), contrastant ainsi avec un faible niveau de connaissance sur la validité prédictive des indicateurs de performance issus de ces trois tests (Tableau 11). A notre

connaissance, seules deux études prospectives se sont intéressées aux capacités de ces tests à prédire la survenue de blessure à l'épaule chez des sportifs. Pontillo et al. (2014) ont rapporté qu'un joueur de football américain réalisant moins de 21 touches en 15 s lors d'un CKCUEST avait 18 fois plus de risque de subir une blessure à l'épaule au cours de la saison universitaire. La performance prédictive du modèle employé reste cependant faible du fait du faible nombre de blessure recensées (n=6) (Tarara et al., 2016). A l'inverse, les travaux de Mussigmann et al. (2020) menés chez des handballeurs compétiteurs, n'ont pas rapporté d'association significative entre les scores de performance de pré saison du CKCUEST, de l'UQYBT et lancer de MB bilatérale, et la survenue de blessure traumatique et de surutilisation à l'épaule au cours d'une saison sportive. La faible taille d'échantillon (n=20) limite cependant les conclusions apportées. Aussi, la caractérisation des capacités de l'USSPT, de l'UQYBT et du CKCUEST à prédire la survenue de blessure à l'épaule au cours de la saison sportive chez les joueurs de rugby de haut niveau renforcerait l'utilité de ces évaluations fonctionnelles.

L'objectif de cette étude était de déterminer le caractère prédictif des forces maximales isométriques des rotateurs gléno-huméraux et des indicateurs de performances issus de l'USSPT, l'UQYBT et du CKCUEST modifié sur la survenue de blessures à l'épaule chez des joueurs de rugby de haut niveau. Nos hypothèses étaient que le ratio de forces maximales isométriques entre rotateurs externes et internes gléno-huméraux et le score m-CKCUEST seraient prédictifs de la survenue de blessure à l'épaule au cours de la saison sportive.

5.2 Matériels et méthodes

Approche expérimentale

Une étude prospective a été mise en place au sein du LOU Rugby consistant à deux évaluations de pré-saison et un suivi des survenues de blessures à l'épaule entre août 2020 et mars 2022. Ces évaluations de pré-saison étaient basées sur des questionnaires et des tests de performance physique ciblant les membres supérieurs.

Population

Entre Juin 2020 et Mars 2022, 92 joueurs de rugby (âge : $23,3 \pm 5,2$ ans ; taille: $185,1 \pm 7,9$ cm ; masse : $100,0 \pm 15,4$ kg; latéralité : 82 droitiers ; niveaux de compétition (n) : Top14 (48) / Espoir (29) / Espoir-Top14 (15); poste (n) : Pilier (17) ; talonneur (7) ; 2^e ligne (10) ; 3^e ligne (19) ; demi de mêlée (6) ; demi d'ouverture (7) ; centre (12) ; ailier (9) ; arrière (5)) ont participé volontairement à cette étude et signé un formulaire de consentement (MR612110620). Les critères d'inclusion étaient d'évoluer au sein du LOU rugby dans les championnats Top14 et/ou Espoirs et d'avoir été défini physiquement apte, par le staff médical, à réaliser la batterie de tests.

Procédure expérimentale

Sous la supervision de l'examineur, chaque joueur a rempli une série de trois questionnaires puis les distances entre la 7^e vertèbre cervicale et l'extrémité distale du majeur lors de l'abduction du membre supérieur à 90° a été mesurée bilatéralement à l'aide d'un mètre-ruban. Chaque joueur a ensuite réalisé un échauffement standardisé (Degot et al., 2019). Après avoir bénéficié d'une vidéo de démonstration commentée par l'examineur chaque participant a effectué un test de force maximale isométrique suivi de trois tests fonctionnels.

Questionnaires

Chaque participant commençait par remplir un questionnaire démographique et médical recensant les antécédents de blessure, puis les questionnaires WORC (Kirkley et al., 2003; St-Pierre et al., 2015), WOSI (Kirkley et al., 1998; Perrin et al., 2017) et SIRSI (Gerometta et al., 2017) en version française ou anglaise selon la langue maîtrisée.

Force maximale isométrique des rotateurs gléno-huméraux

Le participant était allongé en décubitus à côté du dispositif Forceframe (Vald Performance, Albion, Australia) (Figure 44). Le bras du côté évalué était placé en abduction à 90° et le coude fléchi à 90° pour que la paume de la main soit posée sur le capteur du dynamomètre. Le participant devait appuyer le plus fort possible sur le capteur durant 5 s. Pour l'évaluation des rotateurs internes, la force sur le dynamomètre était exercée dans la direction céphalo-caudale et dans la direction inverse pour les rotateurs externes. Après deux répétitions de familiarisation à force sous-maximale, deux répétitions maximales pour chaque groupe musculaire de chaque côté étaient réalisées, sous les encouragements de l'examineur. Les rotateurs internes étaient évalués en premier et chaque répétition était entrecoupée de 30 s de récupération. Les forces maximales (exprimées en N) ont été normalisées par la masse corporelle (exprimées en N.kg⁻¹ et notées REn et RIn), puis utilisées pour calculer les ratios bilatéraux entre les rotateurs internes et externes, notés REn_LSI et RIn_LSI, ainsi que les ratios entre rotateurs externes et internes pour le membre dominant et non-dominant (REn/RIn).



Figure 44. Positionnement pour l'évaluation des forces maximales isométriques des rotateurs gléno-huméraux sur le dispositif Forceframe.

Pour des raisons logistiques certaines évaluations ont été réalisées par dynamométrie manuelle comme détaillées dans la section 2.3.3.1 (microFET2 ; Hoggan Health Industries Inc, West Jordan, UT). Le participant était allongé en décubitus sur une table clinique (Basic, Sisseem, Couëron, France) avec la main du côté non testé à plat sur le ventre ou saisissant le bord de la table. Le bras du côté évalué était placé en abduction à 90° et le coude fléchi à 90°. Les conditions d'exécution étaient identiques à celles décrites précédemment, excepté que le participant avait pour instruction d'exercer une montée en force de 2 s avant d'exercer l'effort maximal de 5 s, pour que l'examineur puisse résister sans production de mouvement.

Tests de performance physique

Chaque participant réalisait ensuite l'UQYBT et l'USSPT pour les membres dominant puis non-dominant successivement, suivi du CKCUEST modifié, selon les procédures décrites dans la section 3.2. Pour l'USSPT, pour chaque membre, la moyenne des trois essais normalisés allométriquement a été conservée (noté USSPTn) et l'indice de symétrie des membres a été calculé (USSPTn_LSI). Pour l'UQYBT, les distances maximales ont été mesurées dans chacune des directions puis normalisées par la longueur du C7-majeur (Mn, ILn, SLn), et utilisées pour calculer l'indice de symétrie bilatéral (Mn_LSI, ILn_LSI, SLn_LSI) ainsi que l'indice des distances composites (Cn_LSI). Pour le CKCUEST modifié, la moyenne du nombre de touches des 2^e et 3^e séries a été calculée pour le score m-CKCUEST. L'indice d'endurance (noté IE) a été calculé en utilisant la moyenne du nombre de touches des 6^e et 7^e séries divisées par le score m-CKCUEST.

Suivi des blessures

Lors de rendez-vous téléphoniques hebdomadaires avec l'équipe médicale du club entre août 2020 et avril 2022, chaque blessure de l'épaule a été répertoriée et caractérisée selon le consensus de caractérisation des blessures du joueur de rugby décrit par Fuller et al. (2007) (Tableau 26).

Tableau 26. Grille de caractérisation des blessures à l'épaule, adaptée de Fuller et al. (2007)

Paramètres	Choix possibles	Explications
Date de la blessure : Date de retour à l'entraînement sans contact : Date de retour à l'entraînement avec contact :		Le délai entre la blessure et le retour avec contact définit la sévérité comme suit : minimale (1-3 jours), légère (4-7 jours), modérée (8-28 jours) et grave (>28 jours)
Date de retour en match : Poste de jeu au moment de la blessure :		
Localisation de la blessure :	Sterno-costo-claviculaire Acromio-claviculaire Scapulo-thoracique Gléno-humérale Sous-acromiale Autre	
Coté atteint :	Droit Gauche	
Dominance :	Membre dominant Membre non-dominant	
Type de blessure :	Entorse Subluxation Luxation Fracture Lésion cartilagineuse Lésion musculaire Hématome Lésion nerveuse Lacération	
Si entorse acromio-claviculaire, stade :	Stade 1 Stade 2 Stade 3 Stade 4 Stade 5 Stade 6	
Si subluxation ou luxation gléno-humérale, direction :	Antérieur, Postérieure Inférieure	
Diagnostic exact de la blessure : Diagnostic réalisé par :	Médecin Kinésithérapeute Ostéopathe Autre	
Historique	Première fois Récidive	Une récurrence a été définie comme une blessure du même

Paramètres	Choix possibles	Explications
Nombres de récidives :		site et du même type qu'une blessure précédemment subie
Cause de la blessure :	Traumatisme Surutilisation Autre	
Contexte de survenue de la blessure	Match Entraînement Autre	
Si match, minute de survenue		
Mécanisme de survenue :	Placage effectué Placage subi Ruck Maul Mêlée Chute Autre	
Non-respect des règles selon l'arbitre ?	Oui Non	
Action dangereuse selon l'arbitre ?	Oui Non	

Analyse statistique

Au terme du suivi longitudinal, les épaules des joueurs ont été séparées en épaules blessés vs. épaules saines. Une première phase de criblage des données a été réalisée par l'intermédiaire de modèles de régression univariée à effets mixtes, au sein desquels la variable dépendante était le statut de l'épaule (épaule blessée ou saine, codées 1 et 0, respectivement). Les 20 variables indépendantes (antécédent de blessure à l'épaule (n=1), scores des questionnaires (3), indicateurs de performance unilatéraux (7) et indices bilatéraux (9) issus des tests de force et de performance physique) étaient intégrées successivement comme effet fixe, et les joueurs comme effet aléatoire. Seules les variables indépendantes dont l'effet présentait un seuil de significativité $p < 0,25$ (El Sanharawi & Naudet, 2013), ont été ensuite intégrées comme effets fixes dans le modèle de régression logistique multivariée à effets mixtes. La constitution du modèle de régression final a été réalisée par la méthode de régression dite pas-à-pas permettant d'évaluer toutes les combinaisons possibles entre les variables (Zhang, Z. & Wang, 2017). Le modèle présentant le plus faible critère d'information Akaike (AIC) a été conservé (Feijen et al., 2021). La calibration du modèle a été définie par un diagramme de fiabilité et un test d'Hosmer-Lemeshow effectué sur la totalité de l'échantillon (Feijen et al., 2021). Pour ce dernier, une valeur de $p > 0,05$ indiquait une absence de différence significative entre le nombre de blessures à l'épaule prédit par le modèle et celui observé au cours du suivi longitudinal. Pour évaluer la capacité diagnostique du modèle, une technique de rééchantillonnage de type *Leave-one-out* (LVO) (Jiang & Simon, 2007) a été appliquée sur l'échantillon initial puis une courbe sensibilité/spécificité (ROC) du modèle de régression final a été construite à partir de l'échantillon généré par la procédure LVO. L'aire sous la courbe (AUC) de la courbe ROC détermine la précision diagnostique du modèle de régression avec : AUC comprise entre 0,90-1,0 pour une précision diagnostique excellente, 0,80-0,90 pour bonne, 0,70-0,80 pour

acceptable, 0,60-0,70 pour faible, et $\approx 0,50$ = signifiant dépourvue de capacité de discrimination (Pichonnaz, 2021). Le critère d'information d'Akaike et les odds ratios (OR) avec un intervalle de confiance de 95 % ont été calculés pour le modèle de régression final. Les analyses statistiques ont été réalisées avec les packages performance (Lüdecke et al., 2021) et ROCR (Sing et al., 2005) sur R (version 4.0.4, The R Foundation for Statistical Computing, Vienna, Austria).

5.3 Résultats

Caractéristiques anthropomorphiques et sportives

Cent-cinquante-et-une évaluations de joueurs Top14 et Espoir ont été conduites au cours des évaluations de pré-saisons (Figure 45).

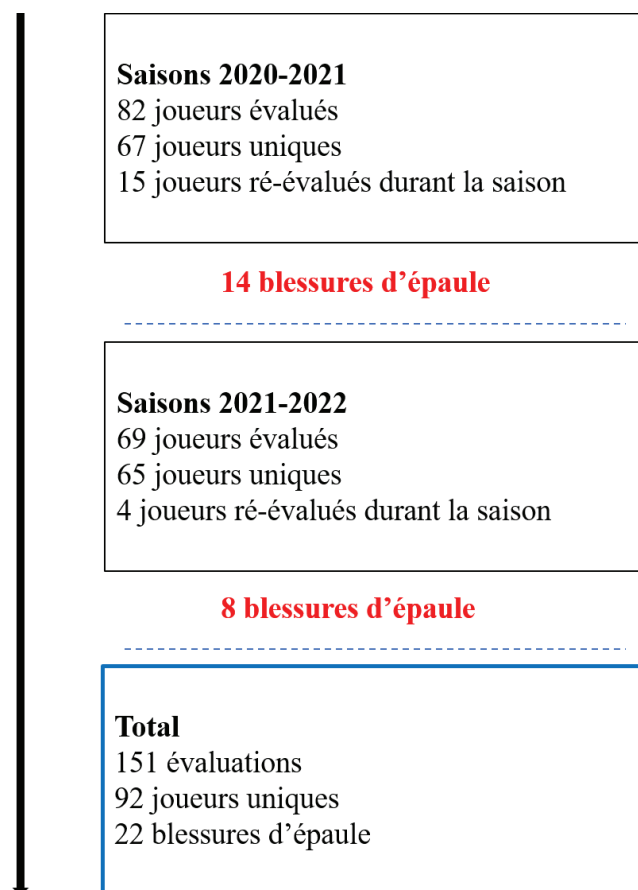


Figure 45. Suivi longitudinal mis en place au sein du LOU Rugby sur les saisons compétitives 2020-2021 et 2021-2022

Aucune différence significative dans les paramètres d'âge, de taille ou de masse n'a été trouvée entre le groupe de joueurs blessés et le groupe de joueurs non-blessés (Tableau 27).

Tableau 27. Caractéristiques anthropométriques et sportives des joueurs non-blessés et blessés.

	Non-blessés (n = 73)	Blessés (n = 19)
Age (ans)	23,4 ± 5,1	23,1 ± 5,8
Taille (cm)	184,9 ± 7,9	185,6 ± 7,9
Masse (kg)	100,3 ± 16,1	99,0 ± 13,1
Latéralité	63 droitiers	19 droitiers
Niveau de compétition	Top14 (40) / Espoir (25) / Espoir-Top14 (8)	Top14 (8) / Espoir (4) / Espoir-Top14 (7)
Poste	Pilier (14) ; talonneur (6) ; 2 ^e ligne (8) ; 3 ^e ligne (15) ; demi de mêlée (6) ; demi d'ouverture (5) ; centre (8) ; ailier (7) ; arrière (4)	Pilier (3) ; talonneur (1) ; 2 ^e ligne (2) ; 3 ^e ligne (4) ; demi d'ouverture (2) ; centres (4) ; ailiers (2), arrière (1)
Antécédent de blessure (homolatéral)		9/19

Blessures

Parmi les 22 blessures de l'épaule relevées au cours du suivi longitudinal, 82% résultaient d'un traumatisme physique ; 73% ont été contractés au cours d'un match et 55% lors d'un placage effectué ou subi (Tableau 28). Dans 41% des cas la sévérité était modérée avec un délai d'arrêt moyen de 15,9 ± 5,7 jours tandis que 32% ont été définies comme des blessures sévères entraînant un délai d'arrêt moyen de 75,6 ± 57 jours. Les entorses acromio-claviculaires (stades 1 et 2 confondus) constituaient les atteintes les plus fréquentes, suivies des instabilités gléno-humérales et des atteintes sterno-costoclaviculaires. Les périodes d'arrêt les plus longues étaient causées par la luxation gléno-humérale antérieure (148 jours) et la compression du nerf supra-scapulaire (167 jours), nécessitant une prise en charge opératoire dans les deux cas. Le délai moyen entre la réalisation de la batterie de tests et la survenue de la blessure était de 174,8 ± 112,9 jours.

Tableau 28. Caractéristiques de blessures à l'épaules recensées sur la population de joueurs de rugby de haut niveau au cours du suivi longitudinal.

		Nombre de blessure
Contexte de survenue	Entraînement	4
	Match (temps de jeu moyen, min)	16 (42 ± 24)
	Autre	2
Historique	Nouveauté	21
	Récurrence	1
Localisation	Sterno-costo-claviculaire	3
	Acromio-claviculaire	10
	Scapulo-thoracique	
	Gléno-humérale	3
	Sous-acromial	
	Autre	6
Type de blessure	Entorse	13
	Subluxation	2
	Luxation	1
	Fracture	
	Lésion musculaire	3
	Lésion nerveuse	3
Cause	Traumatique	18
	Surutilisation	3
	Autre	1
Dominance	Dominant	18
	Non-dominant	4
Mécanisme de survenu	Placage effectué	9
	Placage subi	3
	Ruck	2
	Maul	
	Mêlée	
	Chute	2
	Indéterminé	6
Sévérité	Minime (1-3 jours)	
	Légère (4-7 jours)	6
	Modérée (8-28 jours)	9
	Sévère (>28 jours)	7

Scores des questionnaires et des tests de performance physique

Les caractéristiques subjectives et objectives des joueurs de rugby ont été exprimées par épaule et regroupées en fonction du statut blessée ou non-blessée (Tableau 29).

Tableau 29. Scores (moyenne \pm écarts types) des questionnaires, des tests de force et de performance physique pour les épaules non-blessées et blessées.

		Epaules Saines	Epaules Blessées	p
		n=280	n=22	
Indicateurs unilatéraux	SIRSI (%)	93,53 \pm 11,90	89,62 \pm 15,95	0,16
	WOSI (2100)	240,46 \pm 330,06	284,18 \pm 451,41	0,56
	WORC (2100)	201,96 \pm 300,45	259,64 \pm 449,53	0,41
	REn (N.kg ⁻¹)	2,11 \pm 0,44	1,99 \pm 0,37	0,26
	RIn (N.kg ⁻¹)	1,99 \pm 0,40	1,83 \pm 0,33	0,07
	RE/RI	1,07 \pm 0,20	1,10 \pm 0,16	0,54
	Mn (%LL)	1,01 \pm 0,08	1,00 \pm 0,07	0,38
	ILn (%LL)	0,82 \pm 0,09	0,81 \pm 0,08	0,43
	SLn (%LL)	0,66 \pm 0,11	0,66 \pm 0,08	0,87
	USSPTn (cm.kg ^{-0,35})	76,78 \pm 10,07	79,91 \pm 9,00	0,16
Indicateurs bilatéraux	REn_LSI	1,04 \pm 0,21	1,09 \pm 0,22	0,31
	RIn_LSI	1,02 \pm 0,19	0,98 \pm 0,21	0,34
	Mn_LSI	1,00 \pm 0,05	1,01 \pm 0,07	0,60
	ILn_LSI	0,99 \pm 0,09	0,97 \pm 0,06	0,19
	SLn_LSI	0,98 \pm 0,10	0,96 \pm 0,06	0,35
	Cn_LSI	0,99 \pm 0,06	0,98 \pm 0,05	0,30
	USSPTn_LSI	1,08 \pm 0,10	1,10 \pm 0,09	0,30
	m_CKQUEST score	26,07 \pm 3,59	26,27 \pm 2,00	0,79
	IE	0,70 \pm 0,16	0,71 \pm 0,17	0,75

Validité prédictive

A partir des modèles univariés, l'association entre le statut de l'épaule et chacune des variables indépendantes a été évaluée : SIRSI, WOSI, WORC, Ren, RIn, RE/RI, Mn, ILn, SLn, USSPTn, REn_LSI, RIn_LSI, Mn_LSI, ILn_LSI, SLn_LSI, Cn_LSI, USSPTn_LSI, m_CKQUEST score, IE, antécédant de blessure à l'épaule (Tableau 29). Au terme de cette phase de criblage, les variables SIRSI, RIn, USSPTn et ILn_LSI ont été incluses dans un premier modèle de régression logistique à effets mixtes dont l'AIC était de 151,9. Le meilleur sous-ensemble des variables indépendantes a conduit à retenir le modèle présentant l'AIC le plus faible (151,6) intégrant les variables explicatives RIn et USSPTn. RIn avait une influence significative ($p < 0,05$) sur la survenue de blessure au cours de la saison en tant que facteur protecteur (Tableau 30). Bien que non significatif, USSPTn tend à influencer la survenue de blessure à l'épaule en tant que facteur de risque.

Tableau 30. Odds ratio et valeurs de p des variables explicatives retenues dans le modèle statistique final.

Variables incluses dans le modèle final	Odds ratio (IC 95%)	p
RIn	0,24 [0,07 ; 0,90]	0,034
USSPTn	1,04 [1,00 ; 1,09]	0,080

L'inspection visuelle du diagramme de fiabilité a montré une calibration acceptable du modèle de régression final, i.e. pas de déviation systématique à la diagonale (Figure 46). Le test de qualité d'ajustement d'Hosmer-Lemeshow ($p=0,73$) indique une absence de différence significative entre le taux de blessure prédit et celui observé au cours du suivi longitudinal.

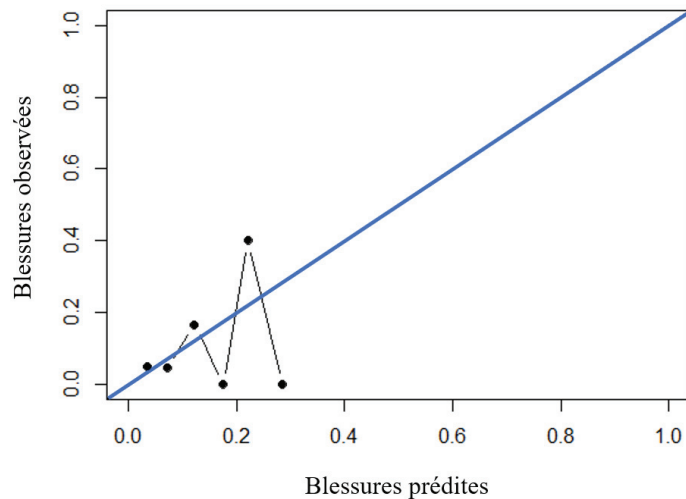


Figure 46. Diagramme de fiabilité.

Après rééchantillonnage, l'analyse de la courbe ROC du modèle de régression final révèle que l'AUC est de 0,60 (IC95% 0,55 - 64) (Figure 47) témoignant d'une capacité prédictive faible du modèle de régression.

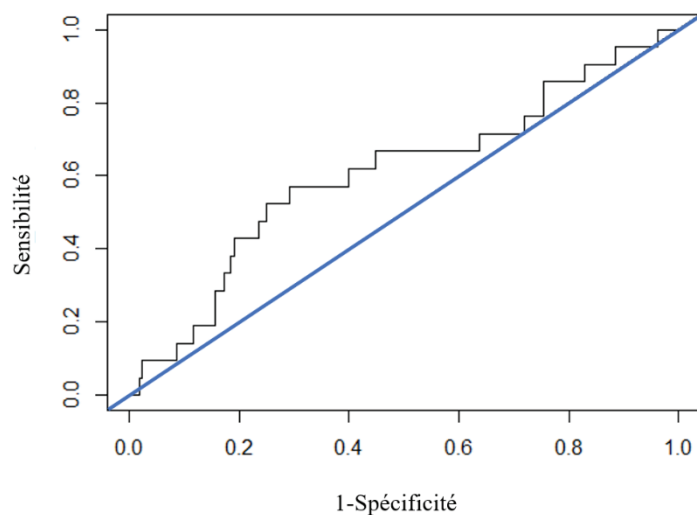


Figure 47. Courbe sensibilité spécificité du modèle prédictif après rééchantillonnage.

5.4 Discussion

L'objectif de cette étude était de déterminer la capacité prédictive des indicateurs de forces maximales isométriques des rotateurs gléno-huméraux et de performance issus de l'USSPT, l'UQYBT et du CKCUEST modifié de la survenue de blessure à l'épaule chez des joueurs de rugby de haut niveau. Les

résultats principaux de cette étude étaient que la force maximale isométrique des rotateurs internes gléno-huméraux mesurée en période de pré-saison était associée à la survenue de blessure du complexe de l'épaule au cours des saisons compétitives, la puissance des membres supérieurs présentait une capacité prédictive limitée, et les qualités de mobilité, stabilité et fréquence gestuelle des membres supérieurs, une capacité prédictive inexistante.

Dans le but de résister aux contraintes liées aux chocs répétés, le développement et l'évaluation des qualités de force du complexe de l'épaule font aujourd'hui partie intégrante de la pratique rugbystique (Ashworth et al., 2018; McMaster et al., 2016; Ogaki et al., 2016). Concernant les forces maximales isométriques normalisées des rotateurs gléno-huméraux mesurées chez des populations de joueurs de rugby, des valeurs moyennes de $2,04 \pm 0,15 \text{ N.kg}^{-1}$ et $2,11 \pm 0,13 \text{ N.kg}^{-1}$ ont été décrites pour les rotateurs internes et externes, respectivement (Rogowski et al., 2022). Au sein de ces études, Kadlec et al. (2020) et Ogaki et al. (2015) ont décrit des valeurs comprises entre $1,74 \text{ N.kg}^{-1}$ (Kadlec et al., 2020) et $2,66 \text{ N.kg}^{-1}$ (Ogaki et al., 2015) pour les rotateurs internes et entre $1,76 \text{ N.kg}^{-1}$ et $2,30 \text{ N.kg}^{-1}$ pour les rotateurs externes. Les valeurs mesurées au cours de notre étude étaient d'un ordre de grandeur similaire aux résultats de la méta-analyse de Rogowski et al. (2022) et aux travaux de Kadlec et al. (2020), tout en restant légèrement inférieures aux résultats de Ogaki et al. (2015). Il est probable que ces écarts résultent des divergences existantes entre les outils de mesure employés [Forceframe (Kadlec et al., 2020) vs. dynamomètre manuel (Ogaki et al., 2015)], malgré un niveau compétitif supérieur des joueurs composant notre effectif [Top14 et Espoir vs. joueurs semi-professionnels (Kadlec et al., 2020) vs. joueurs universitaires élite (Ogaki et al., 2015)]. Comparativement aux résultats d'athlètes issus de disciplines « overhead » (Cools et al., 2016), les joueurs de rugby de notre cohorte présentaient une force maximale isométrique des rotateurs externes supérieure mais équivalente à celles des rotateurs internes. Une fois normalisées par les caractéristiques anthropométriques des sujets, les distances mesurées au cours du UQYBT et de l'USSPT dans notre étude sont équivalentes aux travaux menés chez des athlètes multi-activités (Degot et al., 2021; Gorman et al., 2012). On peut toutefois noter que les distances normalisées USSPT rapportées dans notre étude restaient inférieures aux valeurs présentées pour des joueurs de football américain évoluant dans le championnat universitaire élite (79 vs. $118 \text{ cm/kg}^{0.35}$ pour le membre dominant et 73 vs. $108 \text{ cm/kg}^{0.35}$ pour le membre non-dominant) (Chmielewski et al., 2014). Il est probable que ces différences puissent être expliquées par les divergences existantes dans les consignes de réalisation de l'USSPT [trajectoire horizontale du MB vs. trajectoire oblique] ; ou dans les méthodes de calcul de l'indicateur de performance [longueur de bras soustraite à la distance totale vs. sans soustraction]. Concernant le nombre de touches réalisées au cours du CKCUEST, Kadlec et al. (2020) ont décrit un nombre moyen de 29 touches pour une population de joueurs de rugby tandis que Pontillo et al. (2014) ont rapporté un nombre moyen de 22,5 touches sur une population de joueur de football américain. Avec un nombre moyen de 27 touches, les valeurs retrouvées au sein de notre effectif sont du même ordre de grandeur que celles de Kadlec al. (2020) et supérieures à celles de Pontillo

et al. (2014). Bien que l'individualisation de l'écartement des mains mis en place dans cette étude puisse expliquer une part de ces différences, l'écart de performance entre les joueurs universitaires (Pontillo et al., 2014) et les joueurs TOP14-Espoirs suggère une augmentation des qualités de puissance et de fréquence gestuelle concomitante au niveau de pratique. Cette étude est la première à proposer une évaluation de l'épaule du joueur de rugby évoluant à haut niveau et permet une caractérisation des adaptations fonctionnelles de l'épaule à la pratique rugbystique.

Avec la description des pathologies rencontrées et la mise en place de programmes d'intervention spécifique, l'identification des facteurs de risque constitue une des principales étapes de stratégie de prévention des blessures du sportif (van Mechelen et al., 1992). Concernant l'influence des caractéristiques de force des rotateurs gléno-huméraux sur la survenue de blessure à l'épaule chez des joueurs de rugby universitaires, Ogaki et al. (2015) ont souligné la présence d'un ratio RI/RE plus élevé chez les joueurs ayant subi une blessure au cours de la saison compétitive. Au sein de notre population, aucune association significative n'a été retrouvée entre un ratio similaire (RE/RI) et la survenue de blessure, contrairement à la force maximale isométrique normalisée des rotateurs internes gléno-huméraux. Aussi, nos résultats soulignent que l'augmentation d'un dixième d'unité de force maximale isométrique normalisée des rotateurs internes gléno-huméraux réduirait le risque de survenue de blessure à l'épaule de 7,6% au cours d'une saison compétitive chez une population de joueurs de rugby élites. Ces résultats confirment que de hautes capacités de production de force permettraient une meilleure résistance de l'épaule aux contraintes spécifiques de la pratique rugbystique (Haines, 2018), voire une meilleure efficacité notamment lors du placage (Speranza et al., 2015, 2016). Bien qu'uniquement une tendance de l'influence des qualités de puissance sur le risque de survenue de blessure ait été observée, sa caractérisation en tant que facteur de risque potentiel de survenue de blessure à l'épaule pourrait souligner la nécessité d'un équilibre, avec les qualités de forces qui sont-elles protectrices. Aussi, un athlète présentant des qualités de puissance élevées mais des capacités de production de force limitées pourrait présenter un risque accru de blessure à l'épaule, comme préalablement mis en avant pour les blessures d'ischios-jambiers (Edouard et al., 2021; Mendiguchia et al., 2016). Concernant les capacités prédictives du CKCUEST et de l'UQYBT, l'absence de relation entre leurs indicateurs et la survenue de blessure chez les joueurs de rugby confirme les résultats obtenus par Mussigman et al. (2020) chez les joueurs de handball de haut niveau, et infirment ceux de Pontillo et al. (2014) chez des joueurs de football américain de niveau universitaire. Ainsi les qualités physiques évaluées, i.e. mobilité, stabilité et fréquence gestuelle, ne semblent pas être des facteurs discriminants de la survenue de blessure à l'épaule chez les sportifs impliqués dans des disciplines de contact et d'armer-contrer. Chez le joueur de rugby de haut niveau, la survenue de blessures à l'épaule était donc significativement associée aux qualités de forces maximales des rotateurs internes gléno-huméraux, qualités devant présenter un équilibre avec celles de puissance du membre supérieur.

La pratique rugbystique professionnelle actuelle se caractérise par une forte incidence de blessures à l'épaule. Parmi ces blessures, les travaux menés chez des joueurs Anglo-Saxons (Headey et al., 2007; Usman et al., 2015) et Français (Bohu et al., 2015) rapportent une large incidence des entorses acromio-claviculaires, suivies des instabilités gléno-humérales, des entorses sterno-costoclaviculaires et des atteintes de la coiffe des rotateurs. Malgré leur fréquence élevée, les entorses acromio-claviculaires engendrent de plus courtes périodes d'arrêt [≈ 17 jours] (Nové-Josserand et al., 2007) comparativement aux luxations gléno-humérale [≈ 106 jours] (Brooks et al., 2005). Les types de blessures et les mécanismes lésionnels référencés dans cette étude prospective sont similaires à ceux décrits par ces différents auteurs avec une représentation majoritaire des entorses acromio-claviculaires, caractérisées par des périodes d'arrêt d'environ 20 jours. Bien que trois fois moins nombreux, les épisodes d'instabilité gléno-humérale référencés étaient à l'inverse caractérisés par des phases d'arrêt de 63 jours en moyenne. Malgré un délai de suivi plus court [1,5 vs. 2 saisons], et un nombre de matchs annuel inférieur [≈ 30 vs. ≈ 40] (Ogaki et al., 2020), le nombre total de blessures du complexe de l'épaule rapporté au terme de notre suivi longitudinal était d'un ordre de grandeur similaire voire supérieur aux travaux de Ogaki et al. (2015) menés sur un groupe de 69 joueurs de rugby universitaires élites. Pour des populations de jeunes joueurs de rugby évoluant dans des compétitions élites, Leahy et al. (2021) et Barden et al. (2018) ont souligné un taux d'incidence de blessures à l'épaule similaire voire supérieur à celui rencontré chez des professionnels. La forte proportion de joueurs Espoirs-Top14 ayant contracté une blessure à l'épaule au cours de cette étude (7/15 de joueurs blessés au sein de l'effectif, contre seulement 8/48 chez les joueurs Top 14 et 4/29 chez les Espoirs) semble confirmer que les joueurs surclassés présentent un risque accru de blessures. Ces résultats pourraient être expliqués, d'une part, par la nécessité d'un fort engagement lors des entraînements et des matchs dans l'objectif d'intégrer l'effectif professionnel et, d'autre part, par des compositions corporelles différentes, i.e. pourcentage de masse maigre et de masse grasse (Geeson-Brown et al., 2020). Les blessures à l'épaule de cette étude concernaient essentiellement des entorses acromio-claviculaires, avaient le placage comme mécanisme lésionnel principal et survenaient chez les joueurs de la catégorie espoirs intégrés à l'effectif Top14.

Plusieurs limites peuvent être soulignées dans cette étude. Une première limite concerne la variabilité des délais entre l'évaluation initiale et la survenue de blessure à l'épaule, compris entre 35 et 444 jours. Dans le cas d'un délai important entre l'évaluation initiale et la survenue de la blessure, le profil fonctionnel de l'épaule du joueur a pu évoluer (Till et al., 2014). La mise en place de sessions d'évaluation sur des temps intermédiaires de la saison compétitive (Mitchell et al., 2016) permettrait de réduire les délais entre l'évaluation et l'évènement de blessure. Par ailleurs, bien que l'ensemble des blessures de l'épaule rapportées au cours du suivi longitudinal aient été caractérisées et différenciées, le codage dichotomique de la variable dépendante employée ne permet pas d'exprimer un risque spécifique en fonction du type de lésion. Les facteurs de risques et facteurs protecteurs mis en avant au terme de l'analyse sont donc exprimés pour l'ensemble des blessures alors que ces facteurs pourraient être

différents entre une blessure acromio-claviculaire et gléno-humérale par exemple. Enfin, la capacité prédictive de notre modèle reste faible, et les conclusions apportées doivent être considérées avec précaution. Cette capacité prédictive faible pourrait principalement résulter du nombre relativement peu élevé de blessures recensées au cours de ce suivi et de la forte homogénéité de la population incluse. Cette étude reste néanmoins une des premières à s'intéresser à la relation entre le profil fonctionnel de l'épaule du joueur de rugby de haut niveau et la survenue de blessure à l'épaule au cours d'une saison compétitive.

En conclusion, chez des joueurs de rugby compétiteurs de haut niveau, le renforcement spécifique des rotateurs internes de l'articulation gléno-humérale pourrait constituer un élément protecteur face à la survenue de blessure du complexe de l'épaule. Les joueurs évoluant dans les catégories Espoir-Top14 représentent des populations à risque de blessure et des programmes de prévention spécifique ciblant cette population semblent aujourd'hui nécessaires. Nos résultats doivent encore être confirmés par l'établissement d'un modèle de prédiction possédant des capacités diagnostiques supérieures.

6 Influence de la technique chirurgicale de Latarjet sur la biomécanique scapulaire : résultats préliminaires

6.1 Introduction

Dans le cas de l'instabilité gléno-humérale récidivante, la stabilisation chirurgicale par pose de butée coracoïdienne selon la technique de Latarjet constitue un traitement de référence pour le jeune sportif impliqué dans des disciplines avec contact et/ou avec armer (Patte et al., 1982 ; Walch et al., 2000). Comme détaillé dans la section 2.2.3, certains auteurs ont émis l'hypothèse que les modifications anatomiques post-chirurgicales de l'épaule étaient une étiologie possible de dyskinésie scapulaire. Les études menées présentent toutefois des résultats contradictoires avec une mise en évidence de présence (Carbone et al., 2016) ou d'absence de dyskinésie en période post-opératoire (Cerciello et al., 2015; do Val Sella et al., 2022). L'absence de mesure pré-opératoire dans la majorité de ces travaux rend cependant les conclusions de ces différentes études questionnables nécessitant ainsi des évaluations de la cinématique scapulaire dans les temps pré et post-opératoire.

Les altérations des muscles péri-scapulaires sont aussi régulièrement rapportées comme des étiologies possibles de dyskinésie (Jildeh et al., 2021). Du fait de leurs insertions scapulaires, les caractéristiques de force, d'activation ou de coordination du dentelé antérieur et des différents chefs du trapèze ont un rôle déterminant dans les positionnements et mouvements de la scapula (Huang et al., 2015; Kibler et al., 2012). Une augmentation de l'activation du trapèze supérieur concomitante à une diminution de l'activation du dentelé antérieur peut ainsi être responsable de mouvements scapulaires non physiologiques (Figure 20) (Ludewig, 2000; Ludewig et al., 2004). Ces modifications de ratios d'activation des muscles péri-scapulaires ont également été rapportées dans plusieurs syndromes douloureux de l'épaule (Kolk et al., 2021; Lin et al., 2011). Aussi, Carbone et al. (2016) ont souligné que le déplacement des muscles court biceps, coraco-brachial et la résection du tendon du petit pectoral induites par la technique de Latarjet pourraient être sources de déséquilibre au sein des muscles péri-scapulaires, sans en préciser la nature. A notre connaissance, aucune étude n'a évalué l'influence d'une intervention chirurgicale selon la technique de Latarjet sur les ratios d'activation des muscles péri-scapulaires dans le temps post-opératoire.

L'objectif de cette étude était d'évaluer l'influence à court terme d'une intervention chirurgicale selon la technique de Latarjet sur la biomécanique scapulaire lors des mouvements d'élévation et d'abaissement du bras chez des patients sportifs. Les hypothèses étaient que ni la cinématique scapulaire ni les ratios d'activation musculaire ne seraient modifiés à trois mois post-chirurgie en comparaison de mesures faites chez des sportifs sains et aux mesures pré-opératoires.

6.2 Matériels et méthodes

Dispositif expérimental

Une procédure test re-test a été appliquée. Pour le groupe Latarjet, une première session d'évaluation a été mise en place au cours du mois pré-opératoire. Une seconde évaluation a eu lieu entre le troisième et quatrième mois post-opératoires. Pour le groupe contrôle, les deux évaluations étaient espacées d'environ trois mois.

Participants

Le nombre de participants nécessaire a été calculé pour une étude de non-infériorité avec les critères suivants : succès (ne pas avoir développé de dyskinésie entre la première et la seconde évaluation) estimé de 100% pour le groupe contrôle et de 75% pour le groupe Latarjet, un seuil de différence acceptable entre les deux groupes établis à 5%, une puissance à 85% et un seuil alpha de significativité égal à 0,05. A partir de cette analyse, des nombres de 25 individus pour le groupe contrôle et 25 individus pour le groupe Latarjet ont été définis. Cette étude a été validée par un comité d'éthique (2018-A02449-46) et chaque sportif inclus a signé un formulaire de consentement. Pour les deux groupes, les critères d'inclusion étaient : être âgé de 18 à 30 ans, pratiquer une activité sportive régulière (au moment de la blessure pour le groupe Latarjet). Les critères d'exclusion étaient : avoir un indice de masse corporelle supérieur à 30 kg/m², porter une instrumentation métallique, i.e. broche intra-corticale ou pacemaker, ou déclarer une sensibilité anormale aux champs électromagnétiques. Pour le groupe Latarjet, les critères d'inclusion supplémentaires étaient : avoir été opéré par la technique de Latarjet à ciel ouvert par l'investigateur principal de l'étude, présenter une épaule controlatérale sans antécédent de blessure, avoir complété un protocole d'auto-rééducation durant les trois mois post-opératoires (Roulet et al., 2019) et avoir reçu l'accord du chirurgien après l'examen médical à 3 mois post-opératoires pour réaliser l'évaluation post-opératoire. Les critères d'exclusion étaient : présenter une raideur ou une douleur anormale du complexe de l'épaule au moment de l'examen médical réalisé par le chirurgien à 3 mois post-opératoires, ou avoir subi une luxation ou subluxation gléno-humérale après la pause de la butée coracoïdienne. Pour le groupe contrôle, les critères d'inclusion additionnels étaient les suivants : ne pas présenter de symptôme ou douleur au niveau des membres supérieurs au moment de l'expérimentation et dans les 6 mois précédents. Les critères d'exclusion étaient : avoir subi une chirurgie des membres supérieurs ou présenter une hyperlaxité gléno-humérale constitutionnelle. La sélection des participants du groupe contrôle a été réalisée de manière à obtenir une correspondance avec les caractéristiques d'âge, de taille, de masse et de pratique sportive des patients inclus dans le groupe Latarjet.

Procédure expérimentale et collecte des données

Le participant commençait par remplir les versions françaises des questionnaires de qualité de vie WORC (Kirkley, Alvarez, et al., 2003; St-Pierre et al., 2015) et WOSI (Kirkley et al., 1998; Perrin et

al., 2017). Pour chaque évaluation, les activités du trapèze supérieur (TS), trapèze moyen (TM), trapèze inférieur (TI) et du dentelé antérieur (DA) ont été enregistrées bilatéralement à l'aide de huit électrodes de surface (1000 Hz, Trigno, Delsys Inc., Boston, MA, USA). Après rasage et nettoyage de la peau avec de l'alcool à 70°, les électrodes ont été placées sur les corps musculaires des muscles selon les recommandations du « Surface ElectroMyoGraphy for the Non-Invasive Assessment of Muscles » (SENIAM ; Hermens et al., 2000).

Pour l'enregistrement de la cinématique, le système électromagnétique Trakstar (100 Hz; Ascension Technology Corporation, Chicago, IL, USA) a été utilisé. Cinq capteurs étaient fixés sur l'incisure jugulaire, la partie postérieure et plane de chaque acromion, et la partie distale de chaque humérus (Figure 48). Un sixième capteur placé dans un stilet a été utilisé pour la procédure de calibration. Pour la synchronisation avec les outils cinématiques, deux accéléromètres étaient positionnés sur la face dorsale de chaque main du participant.

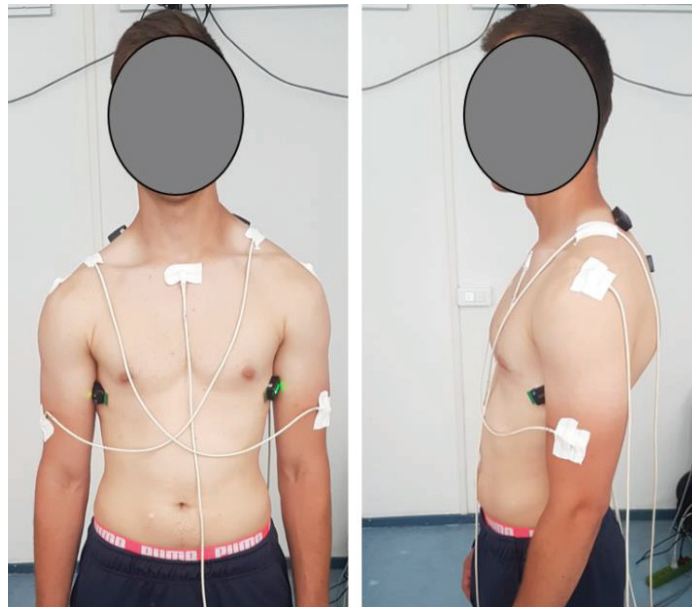


Figure 48. Positionnement des capteurs du système électromagnétique (capteurs blanc).

Afin de normaliser l'activité des muscles TS, TM, TI et DA, le participant a réalisé quatre séries de deux contractions sous-maximales isométriques d'une durée de 5 s en tenant un haltère de 1 kg dans quatre positions (Dal maso et al. 2016) réalisées dans un ordre aléatoire. Pour deux positions, le participant était assis et maintenait soit une abduction huméro-thoracique à 90°, soit une flexion huméro-thoracique à 125° (Figure 49). Pour les deux autres positions, le participant était en procubitus et maintenait l'haltère à 90° d'élévation de bras dans le plan frontal ou sagittal (Figure 49).

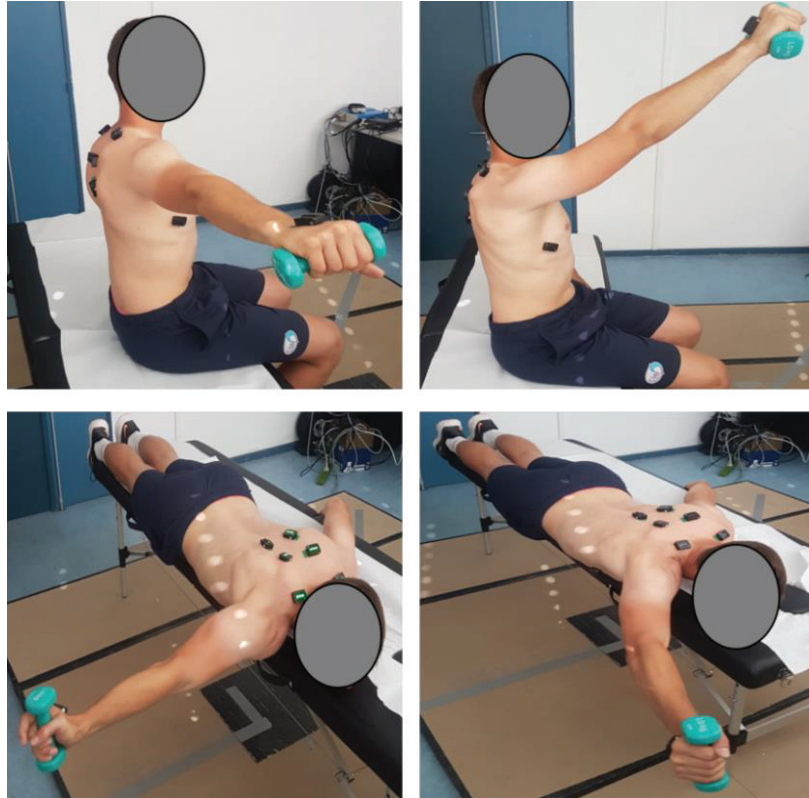


Figure 49. Illustrations des positions mises en place pour la réalisation des contractions sous-maximales isométriques, selon Dal Maso et al. (2016)

Le participant se plaçait ensuite en position anatomique de référence pour que l'expérimentateur pointe, à l'aide du stylet, les repères osseux d'intérêt, i.e., incisure jugulaire, processus xyphoïde, 7^e vertèbre cervicale, 8^e vertèbre thoracique et bilatéralement, l'angle postérieur de l'acromion, la tubérosité spinale, l'angle inférieur scapulaire, l'épicondyle latéral, l'épicondyle médial. Enfin, quatre circumductions de bras étaient réalisées par le participant pour déterminer le centre de rotation de l'articulation gléno-humérale.

Après une période de familiarisation aux mouvements demandés, trois cycles d'élévation-abaissement par bras, dans les plans frontal, sagittal et scapulaire, ont été réalisés dans un ordre aléatoire. Un guide vertical était positionné, que le bras du participant devait longer au cours des cycles (Figure 50). Les phases d'élévation et d'abaissement duraient trois secondes chacune et l'examineur dispensait des consignes orales pour ajuster la réalisation du participant au besoin. Lors de la réalisation des mouvements, le participant devait garder le coude en extension et toucher sa cuisse homolatérale à chaque début de cycle.

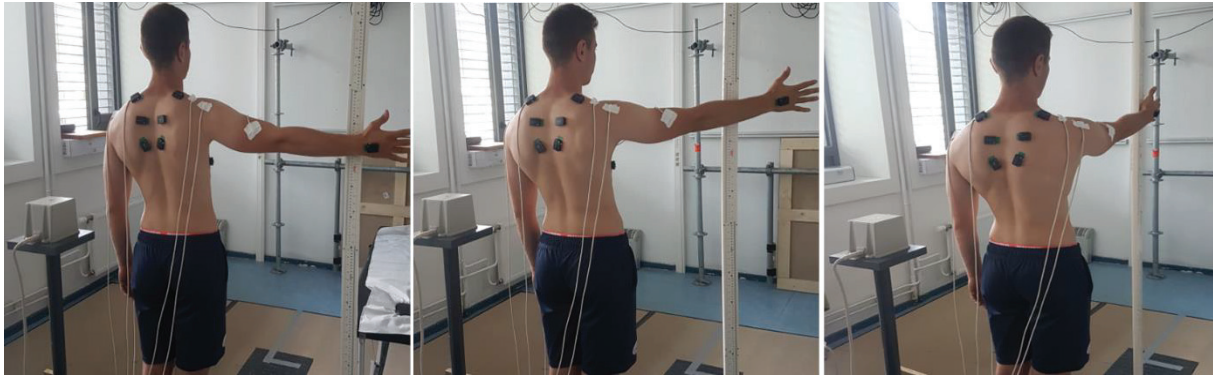


Figure 50. Mouvements d'élévation/abaissement dans le plan frontal (gauche), scapulaire (centre) et sagittal (droite).

Traitement des données

Les données brutes cinématiques ont été filtrées avec un filtre passe-bas Butterworth d'ordre 4 avec une fréquence de coupe à 10 Hz. Une décomposition en angles d'Euler a été utilisée pour calculer les orientations scapulaires relativement au thorax en suivant la séquence de rotation : rotation externe(-)/interne(+), sonnette externe(-)/interne(+), et tilt antérieur(-)/postérieur(+). Les angles huméro-thoraciques ont été obtenus avec la séquence de rotation : abduction(-)/adduction(+), extension(-)/flexion(+) et rotation externe(-)/interne(+). Pour chaque membre et pour chaque degré de liberté, les angles scapulo-thoraciques des trois essais ont été moyennés pour les phases ascendantes et descendantes, et les mouvements ont été analysés entre 20 et 120° d'élévation huméro-thoracique (Šenk & Chèze, 2010).

Concernant les signaux EMG, après filtrage (filtre passe-bande Butterworth de 4^e ordre entre 15 et 450 Hz), rectification et lissage du signal (filtre passe-bas Butterworth de 4^e ordre avec une fréquence de coupure de 15 Hz) (Blache et al., 2015), les signaux EMG ont été normalisés pour chaque participant par les valeurs maximales d'activation obtenues durant les contractions isométriques sous-maximales. Pour chacun des muscles étudiés, son activation moyenne a été calculée au cours des phases d'élévation et d'abaissement. Ensuite les ratios d'activation des muscles scapulaires ont été calculés en divisant les valeurs EMG normalisées du TS par les valeurs EMG normalisées du TI, du TM et enfin du DA, donnant, respectivement, les ratios UT/MT, UT/LT et UT/DA.

Analyses statistiques

Après avoir testé la normalité des distributions, des tests-*t* de Student pour échantillons indépendants ont été utilisés pour comparer les caractéristiques anthropométriques des participants du groupe contrôle et du groupe Latarjet. Des tests de Wilcoxon ont été utilisés pour comparer les caractéristiques d'âge

des participants des deux groupes et les différences des scores WOSI et WORC (mesures post – mesure pré) mesurées au sein de chaque groupe et pour chaque membre. L'analyse statistique de la cinématique a été réalisée pour chacun des mouvements (élévation/ abaissement dans les plans frontal, sagittal et scapulaire), pour chacune des phases du mouvement (élévation/abaissement), et pour chaque degré de liberté de la scapula (rotation, sonnette, tilt). Des ANOVAs SPM (Pataky et al., 2015) ont été appliquées pour évaluer les effets des facteurs principaux *groupe* (groupes Latarjet vs. contrôle) et *temps* (pré vs post-test) et de leur interaction sur les différences bilatérales des angles scapulo-thoraciques. En cas d'effet significatif, des tests post-hoc de Bonferroni ont été appliqués. Le niveau de significativité a été fixé à $p \leq 0,05$. Seules les différences retrouvées sur une plage supérieure ou égale à 10 % du mouvement ont été considérées comme cliniquement significatives.

L'analyse statistique de l'activité musculaire a été conduite pour chacun des mouvements (élévation/ abaissement dans les plans frontal, sagittal et scapulaire), pour chacune des phases du mouvement (élévation/abaissement), et pour chaque degré de liberté de la scapula (rotation, sonnette, tilt). La présence de valeurs aberrantes a été vérifiée à partir de la fonction `identify_outliers` sur R reposant sur l'utilisation du premier (Q1) et du troisième quartile (Q3) et les cas positifs ont été supprimés. Les valeurs supérieures à $Q3 + 1,5 * IQR$ ($IQR = Q3 - Q1$) ou inférieures à $Q1 - 1,5 * IQR$ étaient considérées comme des valeurs aberrantes de même que les valeurs supérieures à $Q3 + 3 * IQR$ ou inférieures à $Q1 - 3 * IQR$. La normalité des distributions des données a été contrôlée graphiquement. L'homogénéité des variances a été contrôlée via le test de Levene. Enfin, des ANOVAs ont été appliquées pour évaluer les effets des facteurs principaux *groupe* (groupes Latarjet vs. contrôle) et *temps* (pré vs post-test) et de leur interaction sur les différences bilatérales pour chacun des ratios d'activations musculaires. En cas d'effet significatif, des tests post-hoc de Bonferroni ont été appliqués. Les *d* de Cohen ont été calculés pour déterminer la taille d'effet entre chaque membre supérieur, avec $d \approx 0,2$ pour un effet faible, $d \approx 0,5$ pour un effet moyen et $d \geq 0,8$ pour un effet fort. Le niveau de significativité a été fixé à $p \leq 0.05$.

6.3 Résultats

Caractéristiques démographiques

Trente-sept sportifs ont été inclus au sein de cette étude dont 17 appartenant au groupe contrôle et 20 au groupe Latarjet. Les caractéristiques d'âge, de taille et de masse étaient similaires entre les deux groupes (Tableau 31). Pour le groupe Latarjet, le délai entre l'évaluation pré-opératoire et l'intervention chirurgicale était de $10,5 \pm 7,1$ jours et l'évaluation post-opératoire avait lieu $99,8 \pm 14,1$ jours après l'intervention. Le délai inter-évaluation était significativement plus élevé pour les patients du groupe Latarjet.

Tableau 31. Caractéristiques démographiques de la population étudiée

	Groupe contrôle	Groupe Latarjet	ES	p
n	17	20		
Age (ans)	21,7 ± 2,0	24,0 ± 3,9	0,26	0,11
Taille (cm)	176,8 ± 8,0	177,9 ± 6,0	0,15	0,65
Masse (kg)	73,2 ± 6,8	76,4 ± 11,9	0,31	0,33
Dominance (Dr/Ga)	16/1	19/1		
Epaule opérée (D/ND)	-	9/11		
Sport principal (n)	Football (4) ; crossfit (1) ; escalade (1) ; handball (2) ; course à pied (1) ; natation (1) ; rugby (4) ; basket (3)	Football (5) ; crossfit (1) ; escalade (1) ; handball (2) ; course à pied (1) ; natation (1) ; rugby (5) ; multisports (2) ; judo (1) ; karaté (1)		
Délai inter-évaluation	99,6 ± 11,8	110,2 ± 14,4	0,80	0,02

Dr : droitier ; Ga : gaucher ; ES : taille d'effet

Pour le groupe contrôle, les scores WORC et WOSI étaient inférieurs à 250 points pour chaque membre, indifféremment du temps de mesure (Tableau 32). Pour le groupe Latarjet, les scores WORC et WOSI du côté du membre opéré étaient supérieurs à 250 points pour les temps pré et post-opératoires tandis que les scores du côté du membre sain étaient inférieurs à 250 points (Tableau 32).

Tableau 32. Scores des questionnaires WOSI et WORC pour chaque groupe, pour chaque membre, et pour chaque évaluation, en fonction du temps de mesure.

Questionnaires	Temps	Groupe contrôle		Groupe Latarjet	
		Dominant	Non-dominant	Opéré	Sain
WOSI	Pré	29,1 ± 37,8	43,2 ± 59,5	1329,3 ± 569,3	45,7 ± 87,8
	Post	26,0 ± 32,6	28,5 ± 42,5	811,5 ± 408,9	54,2 ± 77,8
WORC	Pré	20,0 ± 28,7	30,4 ± 46,6	1201,6 ± 494,0	32,2 ± 72,6
	Post	15,3 ± 24,3	16,1 ± 33,9	743,7 ± 394,7	15,0 ± 27,4

Concernant l'épaule dominante pour le groupe contrôle et l'épaule opérée dans le groupe patient, les scores WOSI, ($p=0,012$) et WORC, ($p=0,0008$) évoluaient différemment entre la première et la deuxième évaluation en fonction du groupe. Alors que le groupe sain n'avait pas de modification, les scores WORC (-462 ± 533) et WOSI (-519 ± 600) diminuaient significativement lors de la deuxième évaluation dans le groupe patient. Concernant l'épaule non-dominante pour le groupe Contrôle et l'épaule saine dans le groupe Latarjet, l'évolution du WOSI ($p=0,569$) et du WORC ($p=0,133$) n'était pas différente entre le groupe Contrôle et le groupe Latarjet.

Cinématique

Angles scapulo-thoraciques

Quel que soit le groupe, le membre, le temps de mesure ou encore le plan d'élévation, la scapula réalisait une rotation interne, une sonnette externe et un tilt postérieur durant l'élévation du bras. Un mouvement opposé était observé au cours de l'abaissement, i.e., rotation externe, sonnette interne et tilt antérieur. Seuls les mouvements dans le plan scapulaire sont présentés sur les Figure 51 à Figure 53. Les autres plans sont présentés dans les annexes (Figure 60 à Figure 65).

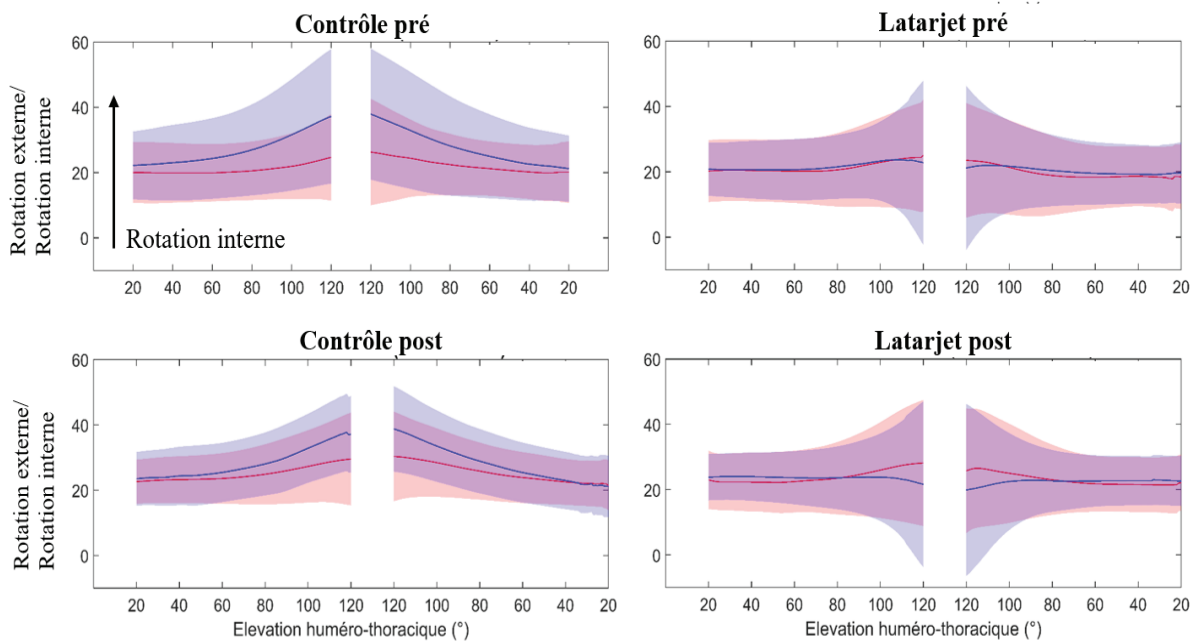


Figure 51. Moyennes (traits) et écart-types (zones colorées) des angles scapulo-thoraciques (en °) en rotation interne/externe au cours des mouvements d'élévation et d'abaissement huméro-thoracique dans le plan scapulaire pour les groupes contrôle (gauche) et Latarjet (droite) pour les membres dominant (en rouge) et non-dominant (en bleu) pour le groupe contrôle ; sain (en rouge) et opéré (en bleu) pour le groupe Latarjet, et pour les deux temps de mesure (pré en haut et post en bas).

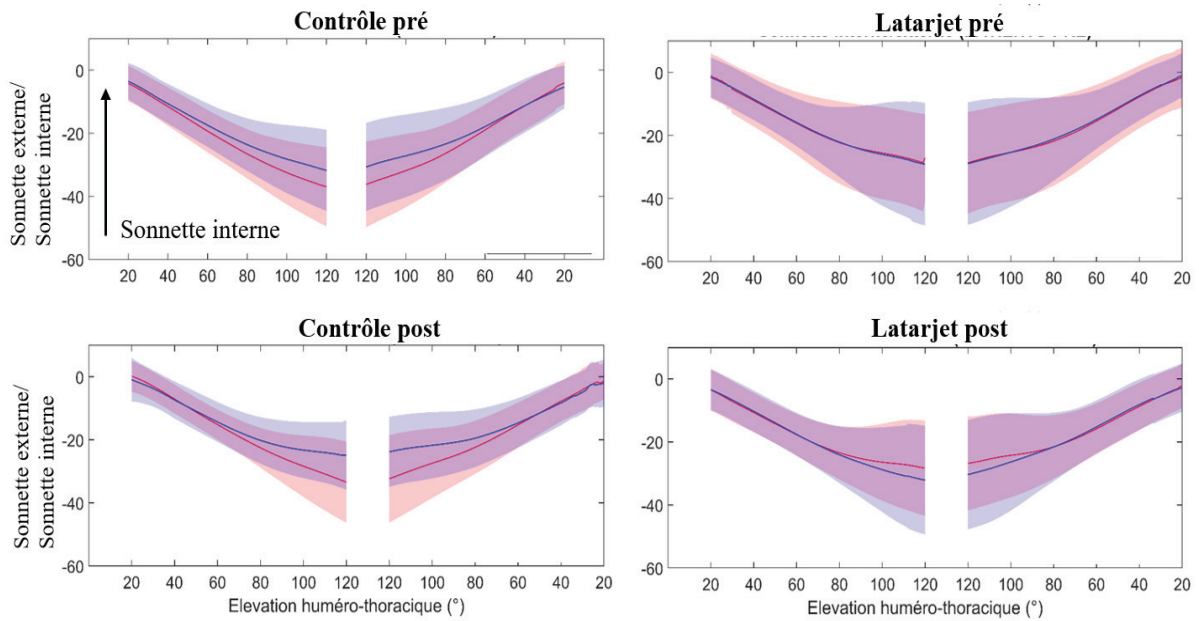


Figure 52. Moyennes (traits) et écart-types (zones colorées) des angles scapulo-thoraciques (en °) de sonnette interne/externe au cours des mouvements d'élévation et d'abaissement huméro-thoracique dans le plan scapulaire pour les groupes contrôle (gauche) et Latarjet (droite) pour les membres dominant (en rouge) et non-dominant (en bleu) pour le groupe contrôle ; sain (en rouge) et opéré (en bleu) pour le groupe Latarjet, et pour les deux temps de mesure (pré en haut et post en bas).

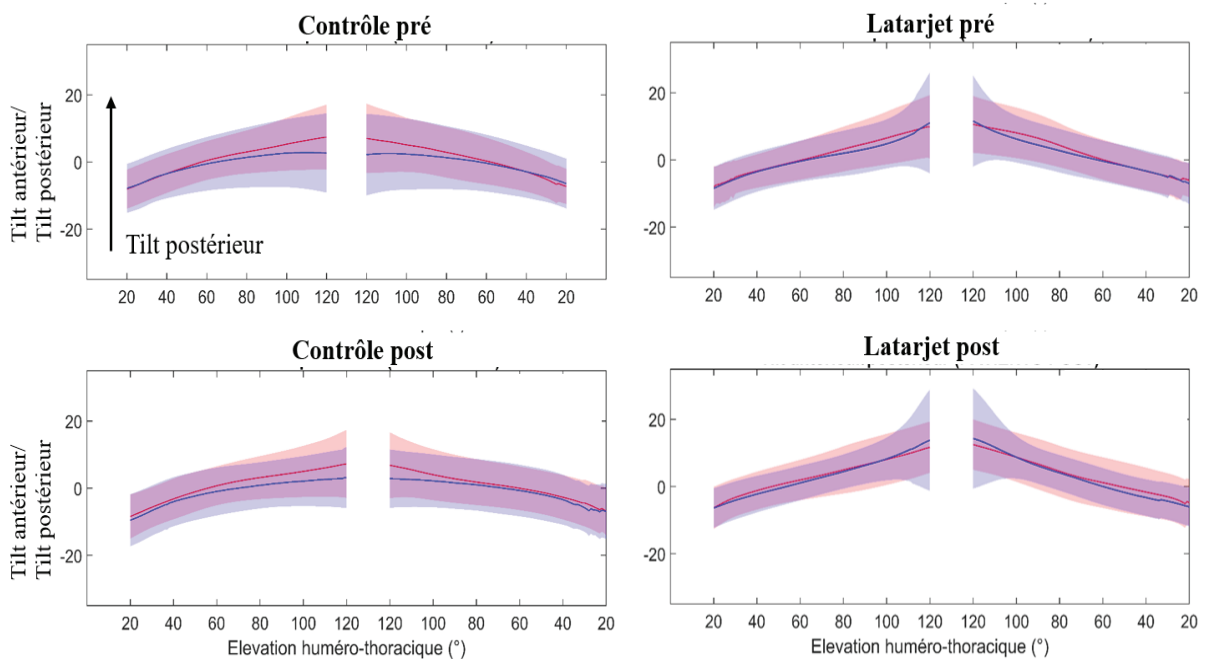


Figure 53. Moyennes (traits) et écart-types (zones colorées) des angles scapulo-thoraciques (en °) de tilt antérieur/postérieur au cours des mouvements d'élévation et d'abaissement huméro-thoracique dans le plan scapulaire pour les groupes contrôle (gauche) et Latarjet (droite) pour les membres dominant (en rouge) et non-dominant (en bleu) pour le groupe contrôle ; sain (en rouge) et opéré (en bleu) pour le groupe Latarjet, et pour les deux temps de mesure (pré en haut et post en bas).

Différences bilatérales des angles scapulo-thoraciques

Quels que soient le plan et la phase de mouvement, aucun effet significatif de l'interaction *groupe x temps* n'a été retrouvé sur les différences bilatérales des angles scapulo-thoraciques. Lors de la phase d'abaissement dans le plan frontal, l'ANOVA a révélé un effet significatif ($p < 0,05$) du *temps* pour la rotation interne/externe, indiquant des différences bilatérales supérieures durant la première évaluation entre 72 et 37° comparativement à la deuxième évaluation, dans les deux groupes (Figure 54).

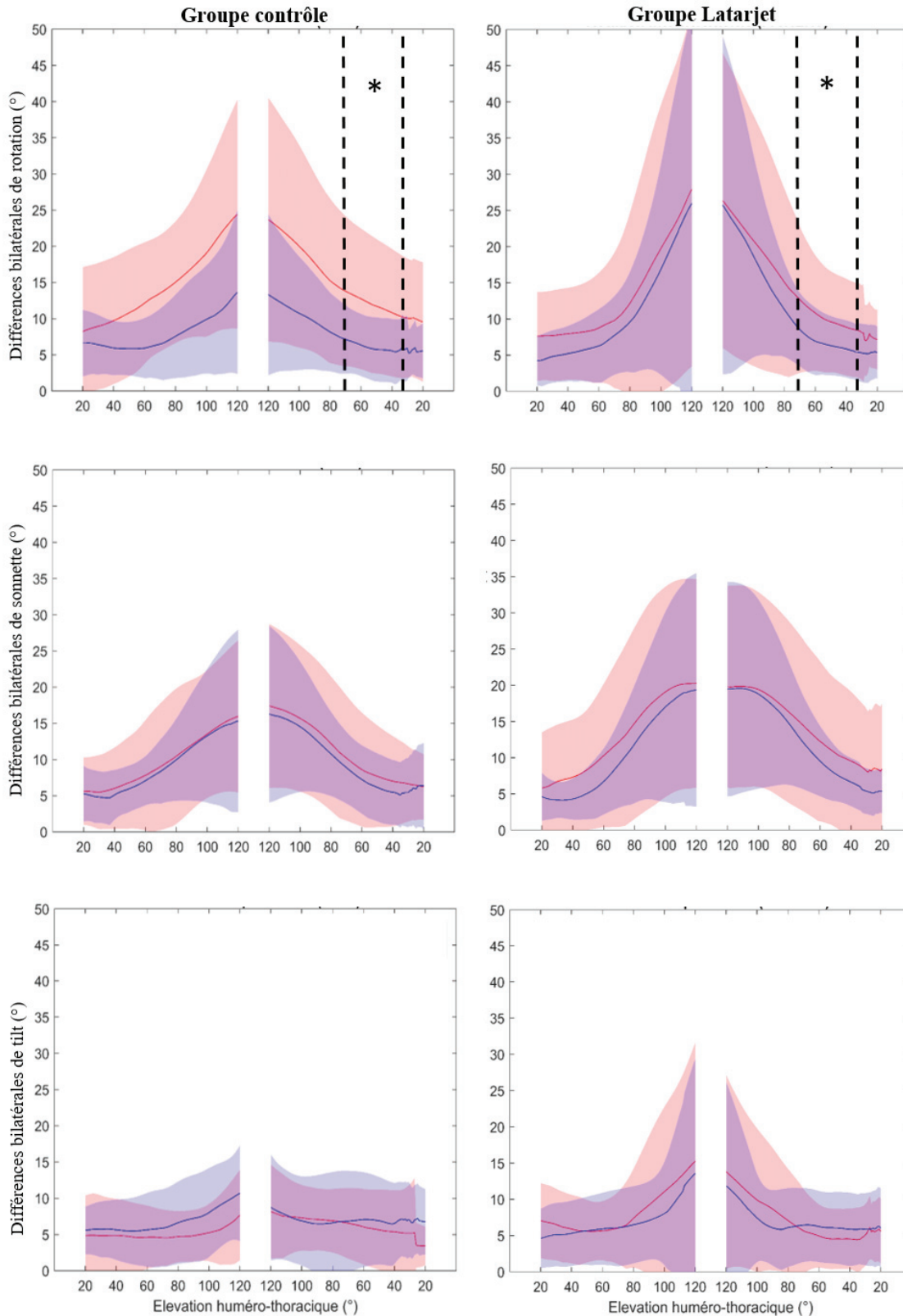


Figure 54. Moyennes (traits) et écarts-types (zones colorées) des différences bilatérales pour chaque degré de liberté scapulaire (rotation, sonnette et tilt) au cours des phases d'élévation et d'abaissement huméro-thoracique dans le **plan frontal**, pour les groupes contrôle (gauche) et Latarjet (droite) lors des deux temps de mesure (pré en rouge et post en bleu). * différence significative à $p < 0,05$ entre les temps pré et post pour l'intervalle compris entre les lignes pointillées.

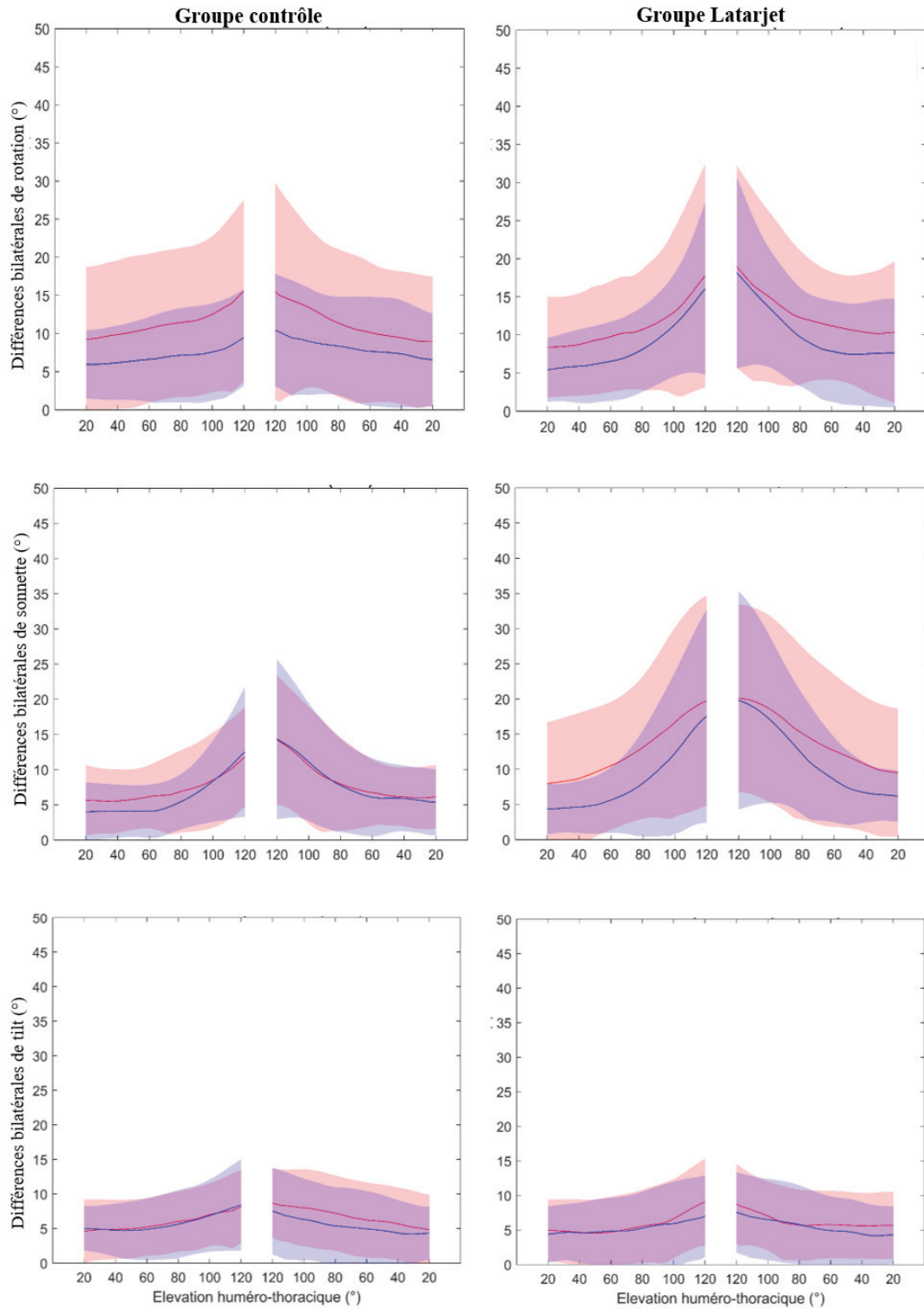


Figure 55. Moyennes (traits) et écart-types (zones colorées) des différences bilatérales pour chaque degré de liberté scapulaire (rotation, sonnette et tilt) au cours des phases d'élévation et d'abaissement huméro-thoracique dans le **plan sagittal**, pour groupes contrôle (gauche) et Latarjet (droite) lors des deux temps de mesure (pré en rouge et post en bleu).

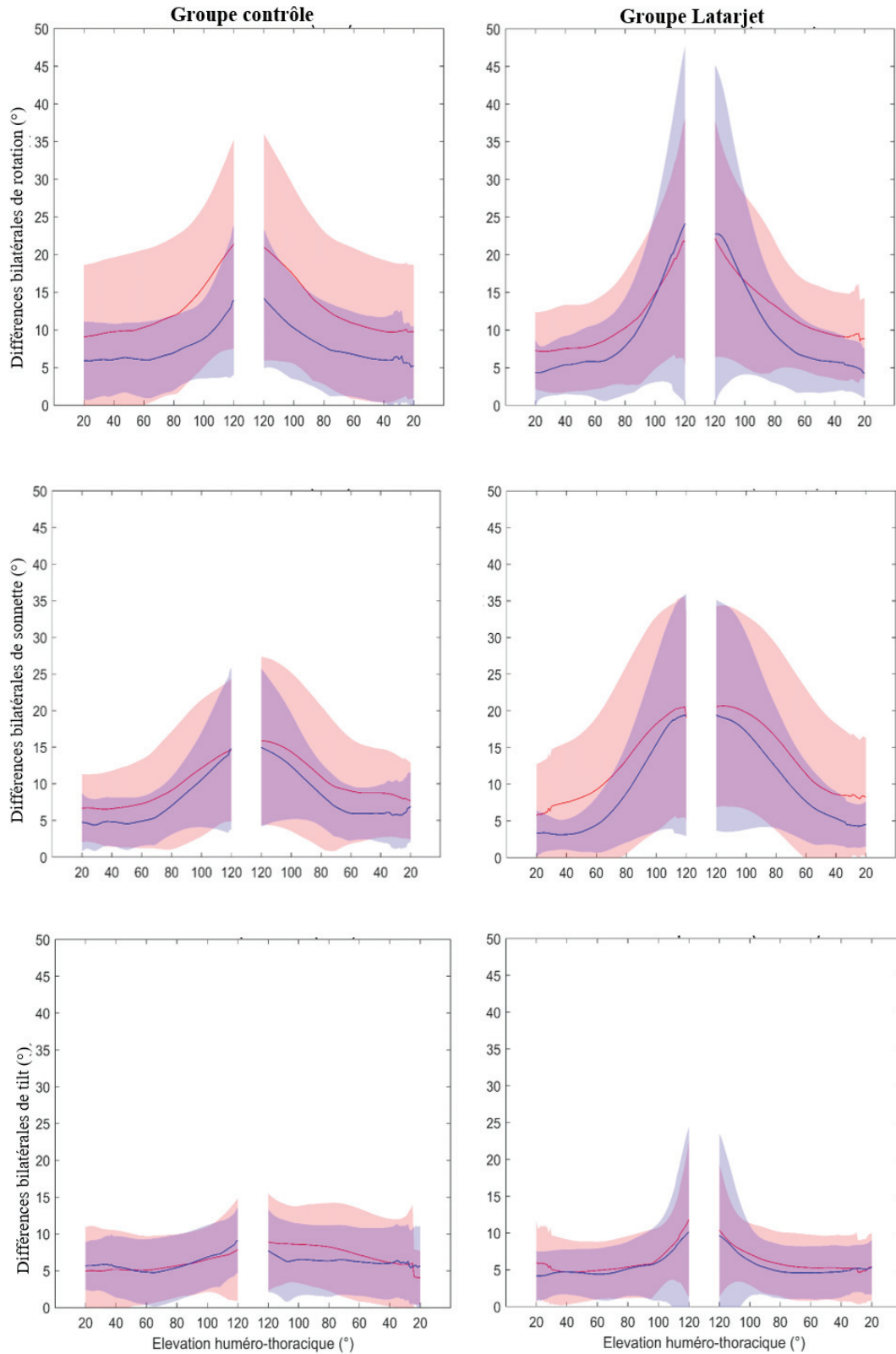


Figure 56. Moyennes (traits) et écart-types (zones colorées) des différences bilatérales pour chaque degré de liberté scapulaire (rotation, sonnette et tilt) au cours des phases d'élévation et d'abaissement huméro-thoracique dans le **plan scapulaire**, pour groupes contrôle (gauche) et Latarjet (droite) lors des deux temps de mesure (pré en rouge et post en bleu).

EMG

Ratio d'activation des muscles péri-scapulaires

Pour les mouvements d'élévation huméro-thoracique, en considérant les trois plans de mouvement et les deux groupes, les valeurs du ratio UT/MT étaient comprises entre 2,41 et 10,19, celles du ratio UT/LT entre 3,88 et 7,33, et celles du ratio UT/SA entre 0,67 et 3,56 (Tableau 33). Pour les mouvements d'abaissement, en considérant les trois plans de mouvement et les deux groupes, les valeurs du ratio UT/MT étaient comprises entre 2,75 et 8,39, celles du ratio UT/LT entre 3,40 et 7,68 et celles des ratios UT/SA entre 0,94 et 4,85 (Tableau 33).

Tableau 33. Moyennes \pm écart-types des ratios d'activation des muscles péri-scapulaires au cours des mouvements d'élévation et d'abaissement, pour les trois plans d'élévations, pour les tests (pré) et re-tests (post), pour le membre dominant et non-dominant pour le groupe contrôle et le membre opéré et non-opéré pour le groupe Latarjet.

Mouvement	Instant	Plan	Ratio	Groupe contrôle		Groupe Latarjet	
				Dominant	Non-dominant	Opéré	Sain
Elévation	Pré	Frontal	UT/MT	2,77 \pm 1,78	4,87 \pm 4,67	3,26 \pm 3,03	3,31 \pm 2,63
			UT/LT	5,14 \pm 9,95	6,75 \pm 6,22	4,26 \pm 3,25	4,88 \pm 3,76
			UT/SA	1,40 \pm 0,69	2,55 \pm 1,98	2,96 \pm 7,08	3,28 \pm 7,09
		Sagittal	UT/MT	9,83 \pm 8,85	10,19 \pm 8,77	5,93 \pm 4,43	6,92 \pm 5,73
			UT/LT	6,12 \pm 9,29	5,94 \pm 6,30	3,88 \pm 4,12	4,15 \pm 4,75
			UT/SA	1,06 \pm 0,69	1,25 \pm 1,14	1,60 \pm 3,28	1,94 \pm 4,76
		Scapulaire	UT/MT	4,36 \pm 3,98	6,20 \pm 4,85	3,86 \pm 3,63	4,06 \pm 3,46
			UT/LT	5,49 \pm 9,86	7,33 \pm 6,67	4,09 \pm 3,21	5,02 \pm 4,22
			UT/SA	1,35 \pm 0,66	2,22 \pm 1,95	2,35 \pm 4,99	3,56 \pm 9,08
	Post	Frontal	UT/MT	2,41 \pm 1,83	4,48 \pm 4,87	3,37 \pm 2,31	3,03 \pm 2,27
			UT/LT	4,95 \pm 6,50	5,93 \pm 5,28	6,44 \pm 6,40	5,39 \pm 5,10
			UT/SA	1,61 \pm 1,16	1,97 \pm 1,08	1,31 \pm 0,88	1,31 \pm 0,98
		Sagittal	UT/MT	9,33 \pm 11,76	7,97 \pm 7,17	10,00 \pm 8,41	8,35 \pm 10,77
			UT/LT	6,16 \pm 7,89	5,55 \pm 6,15	5,85 \pm 5,46	4,06 \pm 5,71
			UT/SA	1,02 \pm 1,24	0,87 \pm 0,49	1,16 \pm 1,03	0,67 \pm 0,47
Scapulaire	UT/MT	3,99 \pm 4,92	6,18 \pm 5,47	4,12 \pm 2,87	4,58 \pm 5,01		
	UT/LT	5,05 \pm 5,60	7,28 \pm 6,00	5,02 \pm 4,26	5,07 \pm 4,88		
	UT/SA	1,40 \pm 1,12	1,79 \pm 0,99	1,28 \pm 0,88	1,12 \pm 0,74		
Abaissement	Pré	Frontal	UT/MT	3,87 \pm 2,88	5,16 \pm 4,33	2,75 \pm 1,48	3,10 \pm 1,62
			UT/LT	5,62 \pm 9,45	5,42 \pm 3,86	4,52 \pm 3,97	4,34 \pm 2,86
			UT/SA	2,10 \pm 1,61	3,17 \pm 2,54	1,78 \pm 1,00	4,26 \pm 9,87
		Sagittal	UT/MT	8,39 \pm 7,33	8,24 \pm 6,66	4,60 \pm 3,44	5,63 \pm 4,29
			UT/LT	6,10 \pm 7,20	7,24 \pm 7,74	3,68 \pm 2,56	3,98 \pm 3,85
			UT/SA	1,72 \pm 1,51	2,09 \pm 1,29	1,57 \pm 1,04	2,96 \pm 6,42
		Scapulaire	UT/MT	6,49 \pm 5,18	5,39 \pm 3,64	3,32 \pm 2,53	3,69 \pm 2,91
			UT/LT	6,80 \pm 10,78	6,39 \pm 5,18	3,40 \pm 1,71	4,31 \pm 3,71
			UT/SA	2,50 \pm 2,18	3,16 \pm 2,06	2,01 \pm 1,10	4,21 \pm 10,59
	Post	Frontal	UT/MT	3,31 \pm 3,39	3,32 \pm 2,71	3,12 \pm 3,12	3,02 \pm 2,12

Mouvement	Instant	Plan	Ratio	Groupe contrôle		Groupe Latarjet	
				Dominant	Non-dominant	Opéré	Sain
			UT/LT	4,28 ± 4,37	4,12 ± 3,22	5,88 ± 5,71	3,81 ± 2,78
			UT/SA	1,86 ± 2,41	2,28 ± 1,36	1,68 ± 0,95	1,28 ± 0,76
		Sagittal	UT/MT	6,87 ± 6,15	6,58 ± 4,77	8,05 ± 7,32	5,68 ± 4,94
			UT/LT	6,25 ± 5,30	7,68 ± 8,82	5,96 ± 6,45	3,79 ± 3,22
		Scapulaire	UT/SA	4,85 ± 15,24	1,63 ± 0,94	1,19 ± 0,73	0,94 ± 0,50
			UT/MT	3,92 ± 4,04	5,86 ± 7,55	4,47 ± 5,21	4,61 ± 4,97
			UT/LT	4,80 ± 4,56	5,48 ± 3,62	4,94 ± 3,96	3,60 ± 2,90
			UT/SA	1,29 ± 0,68	2,48 ± 2,09	1,63 ± 1,06	1,40 ± 0,71

Différences bilatérales de ratios d'activations

Concernant les mouvements d'élévation huméro-thoracique, aucun effet significatif de l'interaction *groupe*temps* n'a été retrouvé sur les différences bilatérales des ratios d'activation des muscles péri-scapulaires. L'ANOVA a révélé un effet *groupe* significatif, sur les différences bilatérales du ratio UT/SA lors des élévations dans le plan scapulaire ($p=0,01$) avec une différence bilatérale plus élevée dans le groupe contrôle [$0,94 \pm 0,76$ vs. $0,82 \pm 0,71$]. L'ANOVA a révélé un effet *groupe* significatif, sur les différences bilatérales du ratio UT/SA lors des élévations dans le plan sagittal ($p=0,04$), avec une différence bilatérale plus élevée dans le groupe contrôle [$0,57 \pm 0,48$ vs. $0,44 \pm 0,43$]. Concernant les mouvements d'abaissement, l'ANOVA a révélé un effet significatif de l'interaction *groupe*temps* ($p=0,02$) sur les différences bilatérales du ratio d'activation UT/MT dans le plan scapulaire. Les différences bilatérales de ratio étaient significativement augmentées entre les deux temps de mesure pour le groupe Latarjet ($p=0,04$; taille d'effet : 0,22 ; effet faible) alors qu'elles sont restées similaires pour le groupe contrôle (Tableau 34).

Tableau 34. Différences bilatérales (en valeur absolue) des ratios d'activation des muscles péri-scapulaires, pour les trois plans d'élévation, pour les tests (pré) et re-tests (post), pour les groupes contrôle et Latarjet.

Mouvement	Instant	Plan	Ratio	Contrôle	Latarjet
Elévation pré	Pré	Frontal	UT/MT	1,68 ± 1,17	1,52 ± 1,70
			UT/LT	3,22 ± 3,19	3,12 ± 3,01
			UT/SA	1,15 ± 1,01	0,73 ± 0,79
		Sagittal	UT/MT	4,88 ± 3,52	3,88 ± 3,51
			UT/LT	3,78 ± 3,89	2,27 ± 3,13
			UT/SA	0,66 ± 0,57	0,34 ± 0,43
		Scapulaire	UT/MT	2,88 ± 2,20	3,69 ± 4,06

Mouvement	Instant	Plan	Ratio	Contrôle	Latarjet
			UT/LT	5,24 ± 5,78	4,16 ± 3,78
			UT/SA	0,86 ± 0,71	0,86 ± 0,75
	Post	Frontal	UT/MT	1,51 ± 1,19	1,66 ± 1,56
			UT/LT	3,45 ± 3,09	4,82 ± 5,38
			UT/SA	0,91 ± 0,83	0,82 ± 0,69
		Sagittal	UT/MT	6,01 ± 6,97	6,65 ± 5,66
			UT/LT	2,06 ± 1,88	1,79 ± 2,12
			UT/SA	0,46 ± 0,34	0,53 ± 0,42
		Scapulaire	UT/MT	3,35 ± 3,87	3,39 ± 3,42
			UT/LT	4,73 ± 4,88	4,16 ± 5,04
			UT/SA	1,01 ± 0,80	0,78 ± 0,69
Abaissement pré	Pré	Frontal	UT/MT	2,18 ± 1,91	1,11 ± 1,28
			UT/LT	2,67 ± 1,81	3,52 ± 2,68
			UT/SA	1,36 ± 0,78	0,82 ± 0,53
		Sagittal	UT/MT	5,17 ± 4,01	2,77 ± 2,81
			UT/LT	4,46 ± 4,61	2,70 ± 3,45
			UT/SA	1,22 ± 1,01	0,72 ± 0,51
		Scapulaire	UT/MT	3,45 ± 2,40	1,95 ± 1,86 *
			UT/LT	3,54 ± 3,85	2,41 ± 2,52
			UT/SA	1,42 ± 1,13	0,76 ± 0,47
	Post	Frontal	UT/MT	1,20 ± 0,76	1,83 ± 1,69
			UT/LT	1,80 ± 1,40	1,78 ± 2,06
			UT/SA	1,15 ± 1,17	0,79 ± 0,42
		Sagittal	UT/MT	3,21 ± 1,92	5,12 ± 4,50
			UT/LT	4,21 ± 4,18	3,86 ± 4,29
			UT/SA	0,80 ± 0,75	0,80 ± 0,49
		Scapulaire	UT/MT	1,89 ± 2,20	3,79 ± 4,05*
			UT/LT	3,11 ± 2,71	3,70 ± 3,90
			UT/SA	1,16 ± 1,28	0,94 ± 0,71

* différence significative ($p < 0,05$) entre test et re-test pour le groupe Latarjet

6.4 Discussion

L'objectif de cette étude était d'évaluer l'influence d'une chirurgie gléno-humérale stabilisatrice selon la technique de Latarjet sur la biomécanique scapulaire lors des mouvements d'élévation et d'abaissement du bras chez des patients en comparaison de sportifs sains. Les résultats principaux de cette étude étaient que la cinématique scapulaire du côté opéré n'est pas modifiée à 3 mois post-chirurgie et que les activations des muscles péri-scapulaires sont faiblement modifiées entre les temps pré et post-opératoires.

Au cours du déplacement du bras dans l'espace, l'alignement optimal entre la cavité glénoïde et la tête humérale est permise par les mouvements coordonnés de la scapula et de l'humérus. Pour une population asymptomatique, Ludewig et al. (2009) mesurent, avec des pins-intra corticaux, des angles scapulo-thoraciques compris entre 35 et 39°, -10 et -42° et -13 et 3°, respectivement pour la rotation, la sonnette et le tilt, lors de l'élévation du bras dans le plan scapulaire. Au sein de notre groupe contrôle, des valeurs équivalentes ont été mesurées pour les trois degrés de liberté, indifféremment de la dominance. Comparativement à l'étude de do Val Sella et al. (2022), notre groupe de patients opérés selon la technique de Latarjet présente une rotation interne légèrement inférieure ([18 ; 22°] vs. [25° ; 35°]) ainsi qu'une plus grande amplitude en sonnette ([0 ; 35°] vs. [10 ; 35°]) et en tilt ([-10 ; 10°] vs. [-10 ; 2°]). Bien que ces valeurs restent similaires, les différences retrouvées pourraient être expliquées par des délais post-opératoires différents (3 mois vs. 3 ans), des plages d'évaluations différentes (20 à 120° vs. 30 à 120°), des outils de mesures différents (système électromagnétique vs. optoélectronique) entre les deux études. Les angles scapulo-thoraciques mesurés dans cette étude sont d'un ordre de grandeur similaire aux valeurs précédemment décrites pour des populations comparables et peuvent donc être utilisés comme référence pour déterminer l'influence de l'intervention chirurgicale sur la cinématique scapulaire.

Le principe du triple verrouillage i.e. apport osseux, remise en tension ligamentaire et hamac musculaire, sur lequel repose la technique de Latarjet a démontré son efficacité pour stabiliser l'articulation gléno-humérale avec un faible taux de récurrence d'instabilité chez les athlètes (Hurley et al., 2019). Les différentes modifications anatomiques engendrées tels que l'ostéotomie du processus coracoïde et les ténotomies du sous-scapulaire et du petit pectoral ont toutefois conduit certains auteurs à définir cette reconstruction comme « non-anatomique » (Dolan et al., 2011; Freehill et al., 2013). Du fait de son attache sur le processus coracoïde et de son rôle moteur dans le tilt scapulaire, le muscle petit pectoral est régulièrement mis en cause comme étiologie possible de dyskinésie, sans pour autant faire consensus (Carbone et al., 2016; Lee et al., 2015; Provencher et al., 2016; Servasier et al., 2022). Les mesures dynamiques réalisées dans notre étude soulignent l'absence de modification significative des angles scapulo-thoraciques à 3 mois post-opératoires pour une population de patients opérés selon la technique de Latarjet. Ces résultats corroborent ceux de do Val Sella et al. (2022) qui rapportent une absence de dyskinésie scapulaire à 3,5 ans post-opératoires. Aussi nos résultats pourraient valider l'hypothèse selon

laquelle les transpositions du coraco-brachial et du court biceps compenseraient la section du petit pectoral (Cerciello et al., 2015). A l'inverse, nos résultats se distinguent des observations de Carbone et al. (2016) qui rapportent que 25% des patients opérés selon la technique de Latarjet présentaient une dyskinésie scapulaire à un délai moyen de 20 mois post-opératoires. Face à cette divergence de résultats, une hypothèse serait que les perturbations du positionnement et du mouvement scapulaire observées dans la cohorte de l'étude de Carbone et al. (2016) étaient déjà présentes avant l'opération, sans pour autant avoir été modifiées par la chirurgie. Des travaux antérieurs ont par ailleurs montré l'importante prévalence de dyskinésie chez les sportifs (Hibberd et al., 2012; Kawasaki et al., 2012) renforçant l'hypothèse d'une présence de dyskinésie en période pré-opératoire. Ainsi, les résultats de notre étude ont montré que les modifications osseuses et musculaires du complexe de l'épaule effectuées lors d'une procédure de stabilisation gléno-humérale selon la technique de Latarjet n'entraînaient pas de dyskinésie scapulaire à 3 mois post-opératoires.

La majorité des études ayant mesuré les activations des muscles TS, TM, TI et DA réalisent une normalisation du signal EMG reposant sur les contractions isométriques maximales (Boettcher et al., 2008; Dal Maso et al., 2016; Schwartz et al., 2017). Ces contractions à intensité maximale restent cependant peu adaptées pour l'évaluation de populations pathologiques et la normalisation du signal par l'intermédiaire de contractions sous-maximales isométriques est une alternative. Cette technique de normalisation présente une bonne reproductibilité (Cooper et al., 2022) et a permis de limiter les risques d'épisode d'instabilité ou de douleur au sein du groupe patient. Pour une population de sportifs sains, Tooth et al. (2020) ont décrit des ratios d'activations UT/SA compris entre 0,5 et 2,5 au cours des mouvements d'élévation dans les plans sagittal et frontal, similairement à notre étude. Pour les ratios d'activation UT/LT, la présence d'écarts plus importants peut être notée entre nos résultats et l'étude de Tooth et al. (2020) avec des valeurs moyennes deux à trois fois supérieures au sein de notre effectif. Ces valeurs témoignent d'une activation supérieure du TS ou d'une activation plus faible du TI pour notre groupe contrôle. L'utilisation de procédures de normalisation différentes (contractions sous-maximales isométriques unilatérales vs. contractions maximales isométriques bilatérales) peut être un des facteurs explicatifs de ces divergences. A notre connaissance, aucune étude n'a rapporté de valeurs de ratios d'activation des muscles péri-scapulaires pour une population de patients opérés selon la technique de Latarjet, limitant ainsi les comparaisons du groupe patient avec la littérature.

Les différents chefs du muscle trapèze et le dentelé antérieur sont les principaux muscles stabilisateurs de l'articulation scapulo-thoracique. Leurs actions coordonnées au cours du mouvement, évaluées à travers les ratios d'activation, sont déterminantes dans le positionnement de la scapula sur le thorax (Martins et al., 2008; Schory et al., 2016). Les résultats de cette étude soulignent que comparativement à une épaule saine, la stabilisation chirurgicale par procédure Latarjet augmente les différences bilatérales de ratio UT/MT lors des phases d'abaissement du bras, suggérant une adaptation des stratégies motrices. Cette augmentation des différences bilatérales peut aussi bien résulter d'une

augmentation de l'activation de UT en parallèle d'une diminution ou d'une absence de variation de MT, que d'une absence de variation de UT en parallèle d'une diminution de MT. Ces modifications du schéma d'activation pourraient être consécutives aux modifications anatomiques réalisées lors du temps chirurgical sur les éléments musculaires du pourtour coracoïdien i.e. sous-scapulaire, petit pectoral, coraco-brachial, biceps brachial. Ce résultat reste cependant à nuancer du fait d'une faible taille d'effet. Pour les autres plans et pour les phases d'élévation, les différences bilatérales restent similaires entre les deux groupes. Les activités des muscles péri-scapulaires étaient donc similaires avant et après chirurgie et à celles des épaules saines. Ils pourraient donc traduire une absence de modifications des stratégies neuro-musculaires pour la stabilisation de la scapula sur le grill thoracique entre les temps pré et post-opératoire chez les patients opérés selon la technique de Latarjet. Malgré l'absence de mesure de référence des ratios d'activation musculaire chez des patients Latarjet dans la littérature, d'autres travaux ont mesuré l'influence d'une intervention chirurgicale selon la technique de Bankart sur les activations des muscles du complexe de l'épaule. Parmi eux, certains rapportent une absence de différences bilatérales significatives d'activation des muscles deltoïde, supra-épineux, infra-épineux et petit rond entre l'épaule opérée et l'épaule non-opérée, à 24 mois post-opératoires (Tahta et al., 2013) ; tandis que d'autres décrivent une diminution significative de l'activité du muscle deltoïde du côté opéré par rapport au côté sain à 3 ans post-opératoire (Fremerey et al., 2006). Les différences entre les deux techniques chirurgicales, les procédures d'évaluation et les muscles investigués limitent toutefois les comparaisons entre ces trois études. Nos résultats ont montré que la transposition des muscles court biceps, coraco-brachial et la ténotomie du petit pectoral induite par la technique de Latarjet ne provoquaient pas de modification majeure des équilibres des muscles péri-scapulaires à 3 mois post-opératoires.

Plusieurs limites peuvent être soulevées pour cette étude. Tout d'abord, alors que l'analyse des ratios d'activation musculaire a été réalisée à partir des valeurs moyennes définies pour les phases d'élévation et d'abaissement huméro-thoracique, l'analyse de la cinématique selon la technique SPM permet une analyse angle par angle sur l'ensemble du mouvement mesuré (Pataky et al., 2015). A notre connaissance, aucune analyse de type SPM n'a cependant été conduite à partir de ratios d'activation musculaire. Ensuite, notre groupe de patients Latarjet comprenait à la fois des patients opérés du membre dominant et du membre non-dominant, et les comparaisons effectuées avec les participants du groupe contrôle n'ont pas été conduites avec un membre d'une latéralité équivalente. Pour pallier cette problématique, les différences bilatérales d'angles et de ratios d'activation ont été exprimées en valeur absolue. Une cohorte plus grande permettrait de scinder le groupe patient en un groupe opéré du côté dominant et un groupe du côté non-dominant. Enfin, le nombre de participants inclus dans le groupe contrôle et le groupe Latarjet reste inférieur à la taille d'échantillon calculé a priori. L'inclusion de huit participants sains et de cinq patients supplémentaires reste nécessaire pour valider ces premiers résultats. Ce travail reste néanmoins le premier à associer une évaluation dynamique des mouvements scapulaires

et des muscles péri-scapulaires dans les temps pré et post-opératoires de l'intervention de Latarjet, permettant ainsi de conclure à l'absence d'effet immédiat de la chirurgie sur la biomécanique scapulaire.

En conclusion, la pose de butée coracoïdienne selon la technique de Latarjet constitue un traitement de référence pour la prise en charge du sportif souffrant d'instabilité gléno-humérale antérieure. Notre étude a montré qu'à 3 mois post-opératoires, cette technique chirurgicale n'entraîne pas de modification majeure de la cinématique scapulaire et des ratios d'activation des muscles péri-scapulaires chez les patients comparativement à des sportifs sains.

7 Discussion générale

Cette thèse avait pour objectif d'apporter des connaissances additionnelles sur les caractéristiques métrologiques des tests de performance physique afin de caractériser le statut fonctionnel de l'épaule saine et blessée chez le sportif mais également de caractériser les adaptations biomécaniques scapulaire suite à une procédure de stabilisation chirurgicale selon la technique de Latarjet.

Cet objectif a été décliné en trois sous-objectifs. Le premier, abordé dans les chapitres 3 et 4, était d'évaluer la validité statistique des indicateurs de performance de l'USSPT, du CKCUEST modifié et de l'UQYBT, et la validité concurrente des tests USSPT et UQYBT. Le second, exploré dans le chapitre 5, était de déterminer la validité prédictive des forces maximales isométriques des rotateurs gléno-huméraux et des scores de performance issus de l'USSPT, du CKCUEST modifié et de l'UQYBT sur la survenue de blessures à l'épaule chez le joueur de rugby de haut niveau. Enfin, le dernier sous-objectif, exposé dans le chapitre 6, visait à évaluer l'influence d'une intervention chirurgicale selon la technique de Latarjet sur la biomécanique scapulaire lors des mouvements d'élévation et d'abaissement du bras chez des patients sportifs.

Conjointement à l'augmentation du niveau d'exigence dans le monde sportif, un nombre croissant d'outils de mesure sont développés et mis à disposition des entraîneurs, préparateurs physiques, et cliniciens. Parmi eux, les tests de performance physique sont de plus en plus utilisés dans le cadre de la préparation physique des athlètes mais aussi lors des processus de retour au sport (Declève et al., 2021; Declève et al., 2020; Fanning et al., 2021; Hegedus et al., 2014; Otley et al., 2022). Face à la difficulté d'obtenir une caractérisation complète des fonctions de l'épaule du sportif à travers un test unique, la nécessité d'associer plusieurs tests fonctionnels au sein d'une batterie fait aujourd'hui consensus (Ardern et al., 2016; Fanning et al., 2021; Hegedus et al., 2014; Juré et al., 2022). Leur coût restreint, leur large disponibilité, et leur applicabilité sur le terrain constituent des arguments ayant nettement participé à leur succès (Ljungqvist et al., 2009). Cependant, du fait de leur développement récent, les connaissances relatives aux qualités métrologiques des tests de performances USSPT, CKCUEST modifié et UQYBT étaient surtout relatives à la validité statistique des critères de jugement (Borms et al., 2018; Goldbeck & Davies, 2000; Gorman et al., 2012; Negrete et al., 2010; Tarara et al., 2016) (Tableau 10). Toutefois, la diversité des procédures de réalisation, i.e. nombre d'essais, positionnement corporel, instructions de réalisation, et la diversité des méthodes de production des critères de jugement, i.e. moyenne des essais, meilleur essai, interrogeaient la fiabilité des critères de jugement issus de ces procédures modifiées. C'est pourquoi la première partie du travail expérimental réalisé dans le cadre de cette thèse s'est attachée à tester différentes méthodes de calcul pour produire des critères de jugement reproductibles et concordants tout en précisant les procédures de réalisation des tests USSPT, CKCUEST modifié et UQYBT. Nos travaux ont montré que lorsque les poussées de MB étaient

réalisées dans la direction horizontale, les meilleures valeurs de reproductibilité et de concordance des critères de jugement issus de l'USSPT étaient obtenues en moyennant les distances de trois essais. Lors de la réalisation du CKCUEST avec un écartement des mains standardisé par la demi-envergure du participant, une bonne validité statistique était obtenue à partir de la moyenne du nombre de touches pour les séries 2 et 3, et l'implémentation d'une série additionnelle a permis le calcul d'un indice d'endurance fiable. Enfin, pour une réalisation du UQYBT limitant les mouvements de flexion du coude et de translation du pelvis, les meilleures valeurs de reproductibilité et de concordance des indicateurs ont été obtenues en utilisant les distances maximales obtenues après trois essais par membre. Comme pour tout outil de mesure, la validité statistique des indicateurs de performance mise en avant dans ces travaux reste toutefois tributaire des conditions de réalisation (Edouard et al., 2011). Contrairement à des évaluations analytiques où le positionnement du participant est standardisé par l'intermédiaire de sangle ou d'une assise spécifique (ergomètre isocinétique), la liberté de mouvement requise pour les évaluations fonctionnelles reste importante. De par leur implication directe sur les indicateurs de reproductibilité et de concordance, toute variation de positionnement du participant ou des paramètres d'exécution doit être prise en compte lors de l'interprétation des performances et des comparaisons inter-individuelles (Degot et al., 2019; Tucci et al., 2014). L'adaptation des procédures proposées à travers ces travaux, i.e. éjection du MB dans la direction horizontale lors de l'USSPT, individualisation de l'écartement des mains pour la réalisation du CKCUEST ou limitation des mouvements du pelvis et du coude au cours de l'UQYBT s'inscrit directement dans une démarche de limitation des facteurs de variabilité inter-individuelle. Face aux divergences de positionnement et d'instructions de réalisation de chacun de ces tests, l'adoption de procédures standardisées faisant consensus paraît plus que jamais nécessaire (Tarara et al., 2016). Ce type d'approche pourrait ensuite permettre de faciliter les comparaisons entre les études et la production de valeurs normatives qui sont indispensables à l'interprétation des performances (Cools et al., 2015; Schwiertz et al., 2021). Les caractéristiques métrologiques des tests fonctionnels étudiés restent également spécifiques et sensibles aux populations étudiées (Pichonnaz, 2021). Les travaux rapportés dans les chapitres 3 et 4 sont basés sur l'évaluation d'athlètes asymptomatiques engagés dans des disciplines sportives variées, avec une pratique majoritairement amatrice. Bien que le choix d'une population d'athlètes multi-activités ait engendré une certaine variabilité dans les mesures effectuées, cela a permis la sélection d'indicateurs fiables et utilisables pour des athlètes de provenances diverses, permettant ainsi une application généralisable à un grand nombre d'athlètes. L'USSPT, le CKCUEST modifié et l'UQYBT sont également décrits comme des outils pouvant être utilisés comme aide décisionnelle par les équipes médicales et sportives dans les processus de retour au sport faisant suite à une blessure ou une chirurgie de l'épaule (Juré et al., 2022; Otley et al., 2022). Toutefois, il est probable qu'à la suite d'une blessure du complexe de l'épaule, les douleurs limitent la capacité du patient à produire une mesure reproductible et concordante. Bien que deux études menées chez des sportifs atteints de douleurs chroniques à l'épaule aient conclu à la validité statistique des indicateurs de performance de l'USSPT (Pinheiro et al., 2020) et du CKCUEST (Tucci

et al., 2014), ces résultats doivent être complétés pour l'UQYBT mais également pour différentes blessures touchant le complexe de l'épaule et pour différents niveaux d'atteintes. Une réalisation possible pour des patients présentant des atteintes modérées ne signifie pas qu'il en sera de même chez des patients présentant des douleurs ou des lésions plus étendues (Pichonnaz, 2021). Dans le cas de la prise en charge d'individus symptomatiques, deux autres indicateurs sont régulièrement cités, la différence minimale cliniquement significative (Minimal Clinically Important Difference, MCID) et l'amélioration cliniquement significative (Minimal Clinically Important Improvement, MCII) (Katz et al., 2015; Pichonnaz, 2021). La MCID est un indicateur matérialisant la plus petite différence que le patient considère comme importante dans son processus de guérison (de Vet et al., 2006; Picot et al., 2022). La MCII remplace le critère d'évolution par le critère d'amélioration (Tubach et al., 2012). Pour la caractérisation du profil fonctionnel de l'athlète sain, les valeurs de MDC, mises en avant dans le chapitre 3, peuvent être utilisées par les préparateurs physiques comme des valeurs seuils à partir desquelles la variation de la performance du sportif est considérée comme significative. A l'inverse, les valeurs de MCID et MCII restent à être établies pour les tests USSPT, CKCUEST modifié, UQYBT afin de déterminer à partir de quel moment la variation de la performance peut être considérée comme significative par les patients et les cliniciens lors des processus de rééducation (Katz et al., 2015; Putman et al., 2021). Nos résultats ont montré la validité statistique des indicateurs de performances issus de l'USSPT, du CKCUEST modifié et de l'UQYBT (Tableau 35). Pour l'USSPT et UQYBT, les indices de symétrie obtenus permettent une quantification reproductible des différences bilatérales et le CKCUEST modifié permet la production d'un indice d'endurance des membres supérieurs à moindre coût temporel et matériel. Les différents indicateurs retenus peuvent donc être utilisés pour l'évaluation fonctionnelle du membre supérieur de l'athlète sain, aussi bien pour une évaluation unique que dans le cadre d'un suivi longitudinal. Ces tests de performance peuvent également être utilisés de manière séparée ou associée au sein d'une batterie, et sont applicables aussi bien en pré-saison qu'aux différents temps de la saison compétitive.

Pour optimiser l'exploitation des résultats issus de ces tests de performance physique, il convient de savoir quelles sont la ou les fonction(s) du membre supérieur et en particulier de l'épaule, évaluée(s) au cours de leur réalisation. L'évaluation de la validité concourante des tests repose sur l'analyse biomécanique de la tâche à travers les mesures cinématiques et dynamiques d'une part (Tucci et al., 2017; Welch et al., 2020), ou des analyses corrélationnelles entre la mesure produite par le nouvel outil et la mesure effectuée avec un outil de référence, d'autre part. Bien que cette dernière approche soit régulièrement utilisée (Guirelli et al., 2021; Riemann & Davies, 2020; Watson et al., 2020), elle ne permet l'étude de la relation qu'entre deux variables. L'utilisation de modèles statistiques intégrant plusieurs variables explicatives comme ceux utilisés dans le chapitre 4, i.e. modèles linéaires à effets mixtes pour l'USSPT ou modèle de mélange pour l'UQYBT, offre une approche permettant d'évaluer simultanément les contributions de plusieurs facteurs dans une réponse. Aussi, ce type d'approche

semble prometteuse pour la caractérisation des fonctions du membre supérieur évaluées à travers les tests de performance physique. En effet, les résultats de notre étude sur l'USSPT et le développé couché balistique ont montré que l'utilisation de l'USSPT est pertinente pour l'évaluation de la puissance maximale de chaque membre supérieur sur le terrain, et plus particulièrement pour investiguer la capacité de production de force à des vitesses élevées (Tableau 35). Toutefois, nos résultats ont également montré que la dominance contribuait aussi à la performance, suggérant des stratégies neuro-musculaires spécifiques pour chaque membre supérieur. Parmi les éléments constitutifs des stratégies neuro-musculaires de chaque individu, la coordination intermusculaire entraîne une combinaison de moments de force qui implique des mouvements osseux se traduisant alors par les coordinations articulaires (Huang et al., 2020; Hug & Tucker, 2017). Aussi, l'étude des coordinations musculaires et/ou articulaires propres à chaque membre au cours de la réalisation de l'USSPT permettrait de déterminer si les différences de stratégies neuro-musculaires expliquent les différences bilatérales de distances observées. Enfin, si ces coordinations sont à l'origine de la différence de performance, l'USSPT pourrait être utilisé comme outil d'évaluation et d'entraînement de la coordination articulaire et/ou musculaire du membre supérieur. L'approche menée à travers des modèles de régression pour l'étude de la validité concurrente de l'USSPT n'est cependant possible qu'à la condition qu'un test préalablement validé puisse être utilisé comme référence. Concernant la validité concurrente du UQYBT, l'application de modèle de mélange a permis d'explorer simultanément les contributions articulaires du membre d'appui et du membre mobile dans la distance maximale atteinte dans chacune des directions (Tableau 35). Pour la direction supéro-latérale, une différence bilatérale de performance traduirait un déséquilibre dans la capacité de stabilisation du complexe de l'épaule du membre d'appui. Pour les athlètes impliqués dans des disciplines où la stabilité de l'épaule est fortement sollicitée, ce diagnostic fonctionnel peut ensuite conduire vers la prescription d'un entraînement spécifique des capacités de production de force des muscles stabilisateurs scapulo-thoracique et gléno-huméraux tels que les différents chefs du trapèze, le dentelé antérieur, ou la coiffe des rotateurs. Pour la direction inféro-latérale, les distances atteintes sont principalement influencées par la mobilité scapulaire du membre libre. Un défaut dans la mobilité scapulaire du membre libre pourrait donc être suspecté dans le cas d'un athlète présentant une différence bilatérale marquée dans cette direction. Aussi, le développement spécifique des capacités de mobilité scapulaire et plus largement de l'épaule du membre libre pourrait être une piste de travail pour les athlètes impliqués dans des disciplines où cette qualité physique est importante. Plusieurs axes de travail de rééducation ont été proposés pour améliorer ces qualités de mobilité scapulaire notamment les techniques de mobilisation passive ou les étirements (Cools et al., 2014). Parmi ces derniers, les techniques ciblant le muscle petit pectoral (Borstad & Ludewig, 2006; Le Gal et al., 2017), l'élévateur de la scapula (Struyf et al., 2013) ou la partie postérieure de la capsule articulaire gléno-humérale (Cools et al., 2012; Le Gal et al., 2017) sont les plus fréquemment proposées et peuvent être facilement mises en place par l'athlète, de manière autonome ou supervisée. Pour la direction médiale, les distances atteintes étaient influencées simultanément par les qualités de

stabilité du membre d'appui et de mobilité du membre mobile. Dans le cas d'une mise en évidence de différences bilatérales dans cette direction, un travail spécifique de chacune de ces qualités pourrait donc être prescrit au sportif. Toutefois, l'analyse conjointe des performances obtenues dans les deux autres directions pourrait également conduire les préparateurs physiques à cibler le travail d'une composante spécifique. Malgré certaines limites inhérentes à notre approche telles que les artefacts de tissus mous et les proportions de variance expliqués par nos modèles, les modèles cinématiques employés constituent des approches sophistiquées et d'actualité pour l'analyse des facteurs de performance de l'USSPT, CKCUEST modifié et UQYBT. Nos travaux ont confirmé expérimentalement que l'USSPT peut être utilisé pour la caractérisation de la puissance maximale du membre supérieur du sportif d'une part, et que l'UQYBT fournit une évaluation des qualités de stabilité de l'articulation huméro-thoracique et de mobilité du complexe de l'épaule du membre mobile, d'autre part. Dans les disciplines mettant en jeu ces qualités, la caractérisation du statut fonctionnel de l'épaule du sportif à travers ces outils constitue une approche prometteuse pour l'individualisation de l'entraînement et l'optimisation de la performance.

Afin de savoir quand programmer la réalisation des tests de performance physique au sein d'une saison sportive, la connaissance de leur validité prédictive est une information importante pour les équipes sportives. Face à la diversité et à la prévalence des blessures du complexe de l'épaule rencontrées dans certaines disciplines (section 2.2), la capacité à prédire la survenue de blessure reste un enjeu majeur pour le développement de programmes de prévention (Ejnisman et al., 2016) et limiter les arrêts de la pratique (Ardern et al., 2016; Delvaux et al., 2018). Le faible niveau de connaissance actuel autour de la capacité des tests de performance physique à prédire la survenue de blessure est probablement lié aux difficultés de mise en œuvre des procédures prospectives. Ce type d'étude nécessite *a minima* l'inclusion et la surveillance d'une large cohorte de sportifs, d'une incidence de blessure suffisante, et d'un suivi médical permettant le diagnostic et le recensement de toutes les blessures des sportifs. Les travaux de thèse détaillés dans le chapitre 5 ont su réunir ces différentes conditions et contribuent ainsi à l'amélioration du niveau de connaissance sur la capacité des tests de performance physique à prédire la survenue de blessures à l'épaule pour des joueurs de rugby de haut niveau (Tableau 35). Par ailleurs, le modèle de prédiction de blessure employé dans ce chapitre représente une approche statistique innovante dans le champ des Sciences du Sport. La création d'un modèle prédictif de blessure repose sur l'utilisation de données issues d'un échantillon initial. Une fois le modèle prédictif final déterminé, sa validation constitue une étape indispensable et permet d'évaluer la précision avec laquelle il pourra prédire le risque de survenue de blessure (Moons et al., 2012). La validation d'un modèle prédictif à partir du jeu de données initial, i.e. jeu de données d'apprentissage, est la méthode la plus fréquemment rapportée pour les modèles prédictifs de la blessure du sportif car elle ne nécessite pas un échantillon de très grande taille (Feijen et al., 2021; Hughes et al., 2019). Cette validation dite « interne » repose le plus souvent sur des techniques de rééchantillonnage définies comme des méthodes d'inférence basées

sur la réplication multiple des données à partir de tirages aléatoires réalisés dans le jeu de données initial (Kuijpers et al., 2006; Pavlou et al., 2015). Dans le cas où le jeu de données d'apprentissage et celui de validation sont indépendants, on parle de technique de validation externe (Lukas et al., 2022). Cette technique de validation de modèle prédictif est actuellement considérée comme la meilleure option possible car elle permet d'éviter les problématiques de surajustement (Moons et al., 2012; Pavlou et al., 2015). Ce dernier est évoqué lorsqu'un modèle de prédiction présente des performances prédictives élevées dans l'échantillon qui a été utilisé pour le développer, mais qui à l'inverse, ne prédit pas précisément la survenue d'un événement à partir d'un autre échantillon (Pavlou et al., 2015). Cette validation externe nécessite néanmoins des moyens logistiques conséquents (grande taille d'échantillon) et reste plutôt réservée aux modèles prédictifs de blessures ou de maladies pour lesquels le pronostic vital du patient est engagé (Ohnuma & Uchino, 2017; Usher-Smith et al., 2018; Zhao et al., 2017). A l'inverse, elle est plus rarement mise en place pour les modèles de prédiction des blessures de l'appareil musculo-squelettique du sportif (Bullock, et al., 2022). Du fait du nombre d'épaules blessées recensées dans le chapitre 5, une technique de rééchantillonnage de type « Leave One Out (LVO) » (Jiang & Simon, 2007) a été appliquée sur l'échantillon initial puis une courbe ROC du modèle de régression final a été construite à partir de l'échantillon modifié pour déterminer la capacité prédictive du modèle de régression utilisé. Bien que la technique LVO reste peu commune dans les modèles de prédiction de blessure du sportif, elle permet de pallier en partie le faible nombre d'épaules blessées recensées dans ces travaux et favorise la généralisation des prédictions du modèle constitué pour des populations similaires¹. Toutefois, la validation de ce modèle prédictif sur un autre échantillon de joueurs de rugby reste nécessaire pour caractériser plus précisément les capacités prédictives des tests de performance physique sur la survenue de blessure du complexe de l'épaule. Par ailleurs, la validité prédictive mise en avant au terme de ces travaux reste spécifique aux blessures du joueur de rugby de haut niveau qui sont pour la grande majorité des blessures traumatiques. Ces résultats ne peuvent pas être extrapolés à d'autres types de blessure, i.e. surutilisation ; ou d'autres populations sportives telles que les athlètes « overhead ». D'autres études prospectives restent donc nécessaires pour évaluer la capacité prédictive des indicateurs de l'USSPT, du CKCUEST modifié et de l'UQYBT pour d'autres populations d'athlètes et d'autres types de blessures à l'épaule. On peut également souligner qu'une blessure sportive est un événement complexe et multifactoriel et l'association entre un indicateur de performance et la survenue de blessure ne peut être considérée comme la prédiction fiable d'une future lésion (Delvaux et al., 2018). Un indicateur de performance éloigné d'une valeur seuil doit plutôt être considéré comme un facteur de risque à inclure au sein d'une toile de déterminants pouvant conduire à la survenue de blessure (Van Dyk & Clarsen, 2017). Ces déterminants peuvent être d'autres facteurs intrinsèques à l'athlète, i.e. qualités physiques, antécédents de blessures, âge, niveau de forme, état psychologique mais également

¹ Informations tirées des cours de programmation de Ricco Rakotomalala, Maître de Conférences à l'Université Lumière Lyon 2 : [Régression Logistique - Courbe ROC, critère AUC, Leave-one-out - YouTube](#)

des facteurs extrinsèques (Delvaux et al., 2018). Parmi ces derniers, les conditions du sol, les conditions météorologiques (Gabbett et al., 2007) ou encore la charge de travail (Cousins et al., 2019) font l'objet d'un intérêt croissant. Aussi, des périodes de récupération courtes, des charges de travail hebdomadaires et/ou mensuelles trop faibles ou trop élevées ont été associées à un risque de blessure accru au cours de la saison compétitive (Cross et al., 2016). Les méthodes d'évaluation de cette charge restent variables en fonction des études. Toutefois, le séance-Rating of Perceived Exertion (RPE) (Foster et al., 2001) reste un des outils le plus fréquemment utilisé. Bien que des normes hebdomadaires ou mensuelles commencent à être proposées, d'autres travaux semblent encore nécessaires pour la définition de valeurs seuils. Les relations entre les variations de la charge de travail, mesurées via un ratio charge aiguë/charge chronique (Acute Chronic Workload ratio – ACWR) et la survenue de blessure sont également de plus en plus investiguées (Andrade et al., 2020; Bourdon et al., 2017). Plusieurs travaux ont mis en avant l'association entre ce ratio et la survenue de blessure traumatique et de surutilisation chez des joueurs de rugby (Hulin et al., 2016; Stares et al., 2018) ou chez des joueurs de football (McCall et al., 2018) évoluant à des niveaux de compétition élites. Malgré ces résultats prometteurs, une grande variabilité est retrouvée dans les définitions de la charge de travail limitant ainsi les comparaisons entre les études (Andrade et al., 2020). L'inclusion des paramètres de charge de travail, tels que le volume hebdomadaire rugbystique, de préparation physique, le temps de jeu par match ou encore le ratio ACWR au sein de futurs modèles de prédiction semble donc nécessaire pour une meilleure évaluation de risque de survenue de blessure. Ces types de modélisation permettraient une meilleure prise en considération des interactions potentielles pouvant survenir entre les facteurs de risques intrinsèques et extrinsèques chez de joueurs de rugby de haut niveau. Cette composante multifactorielle de la blessure est plus facilement abordée ces dernières années à travers l'intelligence artificielle (Van Eetvelde et al., 2021). Des méthodes de « machine learning » sont utilisées pour construire des modèles de prédiction incluant de nombreuses variables indépendantes tout en soulignant leurs interactions potentielles (Rommers et al., 2020). Tout comme les modèles statistiques classiques, cette approche est tributaire de la qualité et de la quantité de données fournies pour alimenter le modèle prédictif mais également de la méthodologie employée dans la préparation du jeu de données (Van Eetvelde et al., 2021). Bien que l'intelligence artificielle reste encore principalement utilisée sur des cohortes d'athlètes élites (Carey et al., 2018; Ruddy et al., 2017) et que son application soit limitée pour les équipes médicales (Liu et al., 2019), elle constitue une approche prometteuse pour l'établissement de modèles statistiques capables d'identifier avec précision des facteurs de risques de blessure sportive.

Tableau 35. Apports (en gras) de ce travail de thèse relatifs aux qualités métrologiques des tests de performance physique ciblant les membres supérieurs.

	Validité statistique	Validité concourante	Sensibilité au changement	Validité prédictive	Validité discriminante
Unilateral seated shot put test	Forte	Modérée	-	Limitée	Conflictuelle
Upper quarter Y balance test	Forte	Modérée	-	Limitée	Modérée
Closed kinetic upper extremity stability test	Forte	Limitée	-	Limitée	Limitée

En dépit de l'individualisation de l'entraînement et des stratégies de prévention permises par l'utilisation de batterie de tests, l'augmentation du niveau de performance conduit quasi nécessairement à la survenue de blessure du complexe de l'épaule. Ces blessures engendrent des adaptations biomécaniques des différentes articulations et muscles du complexe de l'épaule. Ces adaptations sont très fréquentes au sein de l'articulation scapulo-thoracique et des tissus mous périphériques et peuvent aboutir à la survenue de dyskinésie scapulaire (Forthomme et al., 2018). Aussi, l'influence de la chirurgie de stabilisation gléno-humérale selon la technique de Latarjet sur la survenue de dyskinésie scapulaire dans le temps post-opératoire reste l'objet de débats (Carbone et al., 2016; do Val Sella et al., 2022). Malgré les apports de la caractérisation du statut fonctionnel de l'épaule blessée, les tests de performance détaillés dans les chapitres expérimentaux 3, 4 et 5 ne permettent pas d'établir un diagnostic précis des troubles de l'articulation scapulo-thoracique (Amasay et al., 2016; Manokas, 2020). L'évaluation analytique de l'épaule reste donc une étape primordiale pour les chercheurs et les cliniciens dans le diagnostic des perturbations du positionnement et du mouvement scapulaire. Les travaux présentés au sein du chapitre 6 de cette thèse ont montré qu'à trois mois post-opératoires, l'intervention chirurgicale de stabilisation gléno-humérale selon la technique de Latarjet n'entraîne pas de modification majeure de la cinématique scapulaire et de l'activité des muscles péri-scapulaires chez les patients comparativement à des sportifs sains. Cette procédure chirurgicale est actuellement considérée comme une référence pour la prise en charge de l'épaule instable du jeune athlète du fait d'un faible taux de récurrence post-opératoire (Hurley et al., 2019) et elle reste la plus pratiquée en France pour la stabilisation gléno-humérale (Villatte et al., 2020). Malgré nos résultats encourageants, d'autres auteurs ont souligné l'incidence élevée de dyskinésie scapulaire chez les athlètes souffrant d'instabilité gléno-humérale (Kibler & Sciascia, 2016; Ogston & Ludewig, 2007). Aussi, nous recommandons *a minima* une inspection visuelle des positionnements et mouvements scapulaires lors des examens pré et post-opératoires chez ces patients. Si l'examen est négatif dans le temps pré-opératoire, nos résultats suggèrent que le risque de développement de dyskinésie dans le temps immédiat post-chirurgie reste faible. L'influence de la reprise sportive sur les mouvements et positions scapulaires de l'épaule opérée

selon la technique de Latarjet reste toutefois inconnue. Cependant, que ce soit au temps pré-opératoire ou post-opératoire, une des observations réalisées au cours de ces travaux était la difficulté rencontrée par une partie des patients Latarjet à suivre le guide vertical, notamment dans les plans scapulaire et frontal. La réalisation de tâche motrice complexe coordonnée est conditionnée par l'intégration des informations sensorielles et notamment les informations proprioceptives (Sober & Sabes, 2005; Suprak, 2006). La proprioception peut être divisée en plusieurs sous-modalités (Ager et al., 2020) dont le sens de la position articulaire. Cette dernière est principalement régie par l'activité des fuseaux neuromusculaires tandis que les ligaments gléno-huméraux jouent essentiellement un rôle en fin d'amplitude articulaire (Bachasson, 2015; Proske & Gandevia, 2012). Les organes tendineux de Golgi sont également des propriocepteurs importants, principalement impliqués dans la régulation de la force et la détection de charge (Proske & Gandevia, 2012). Chez des patients ayant subi des épisodes d'instabilités gléno-humérales récurrents, les déficits proprioceptifs sont fréquents avec des atteintes des capacités sensorimotrices (Edouard et al., 2014), et plus particulièrement du sens de la position articulaire (Mornieux et al., 2018). Lors de notre tâche expérimentale, l'ajout d'un métronome a pu créer une contrainte cognitive supplémentaire à gérer par le système nerveux central. La synchronisation des muscles agonistes-antagonistes a pu être prise à défaut par le rythme imposé conduisant à des difficultés pour le sujet à maîtriser le mouvement demandé. Ceci est d'autant plus vrai dans le plan frontal et scapulaire car ces positions se rapprochent de la position d'appréhension utilisée pour le diagnostic d'instabilité gléno-humérale (Milgrom et al., 2014). Bien que l'intervention de Latarjet permette de stopper le cercle insidieux de l'instabilité (Myers & Lephart, 2002), son influence sur les capacités proprioceptives du membre supérieur dans le temps post-opératoire reste controversée (Arzi et al., 2014). Les observations préliminaires réalisées dans cette étude pourraient constituer un argument en faveur d'une moindre restauration des capacités proprioceptives dans les premiers temps post-opératoires. Nous restons cependant prudents dans nos suppositions car des évaluations complémentaires telles qu'un test de reproduction d'angle (Ager et al., 2017) ou des tests de stabilité sur plateforme stabilométrique (Edouard et al., 2012) auraient été nécessaires pour objectiver ces éventuels déficits. Dans la continuité des études menées pour la technique de Bankart (Pötzl et al., 2004; Tsuda et al., 2021) de futurs travaux pourraient être menés pour évaluer ces capacités à différents temps autour de l'opération pour identifier la présence d'un déficit initial, d'une part, et, d'autre part, son évolution dans les temps post-opératoires. Dans le cadre de la prise en charge de l'épaule instable du jeune sportif, nos travaux ont montré que les modifications anatomiques induites par la stabilisation gléno-humérale selon la procédure de Latarjet n'entraînent pas d'adaptation majeure de la biomécanique scapulaire à trois mois post-opératoires comparativement à des sportifs sains.

8 Conclusion et perspectives

Les travaux menés au sein de cette thèse ont montré que les tests de performance physique USSPT, CKCUEST modifié et UQYBT présentent la validité statistique requise pour l'évaluation fonctionnelle du membre supérieur chez des populations sportives saines. Bien que chacun de ces tests de performance puisse être utilisé de manière isolée, leur association semble pertinente pour une caractérisation plus complète des fonctions de l'épaule. Conformément aux recommandations du Comité International Olympique, leur caractère peu coûteux, reproductible, largement disponible et facile d'utilisation en font des outils pertinents pour les évaluations de pré-saison des athlètes mais également pour les évaluations de routine ponctuant la saison sportive. Nos travaux ont souligné que leur utilisation permet l'investigation du profil fonctionnel de l'athlète amateur comme de l'athlète professionnel et que les standardisations des procédures de réalisation proposées autorisent les comparaisons d'athlètes issus de diverses disciplines. L'évaluation des qualités de puissance, de mobilité et de stabilité de l'épaule ainsi que la quantification des différences bilatérales qu'ils permettent en font des outils de choix pour la caractérisation du profil fonctionnel de l'épaule de l'athlète sain. Ce statut fonctionnel peut ensuite être utilisé pour la mise en place d'entraînements individualisés dans un but d'amélioration des performances mais également pour la prévention des blessures. Pour les entraîneurs et les athlètes, l'emploi des tests de performance physique constitue donc une approche complémentaire aux évaluations analytiques traditionnelles du complexe de l'épaule telles que les mesures de forces et des amplitudes articulaires. Dans le cas du sportif ayant subi une blessure du complexe de l'épaule entraînant des récurrences ou une baisse des performances, les traitements conservateurs sont parfois insuffisants et l'intervention chirurgicale peut être nécessaire. Pour les athlètes évoluant dans des disciplines de contact ou d'armes-contré souffrant d'instabilité gléno-humérale, la stabilisation chirurgicale selon la procédure de Latarjet est régulièrement préconisée du fait du faible taux de récurrence recensé. Nos travaux ont montré qu'à trois mois post-opératoires, les modifications anatomiques induites par cette technique chirurgicale n'entraînent ni d'altérations de la cinématique ni des stratégies neuro-musculaires de stabilisation de la scapula comparativement à des sportifs sains, confortant l'utilisation de cette procédure en cas d'instabilité gléno-humérale.

Pour les préparateurs physiques, les tests de performance physique étudiés à travers ce travail de thèse peuvent être utilisés comme des outils d'évaluation du membre supérieur du sportif au même titre que des tests de force ou d'amplitude articulaire. La mesure objective des qualités de puissance, stabilité et mobilité peut ensuite être utilisée comme outil complémentaire de planification de l'entraînement, à la fois pour l'optimisation de la performance et la prévention de blessure. En fin de rééducation de l'athlète ayant subi une blessure à l'épaule, ces tests peuvent également être utilisés par les cliniciens pour évaluer objectivement le recouvrement fonctionnel du membre supérieur et ainsi constituer une aide décisionnelle pour le retour au sport. Bien que la validité statistique des indicateurs de performance issus

de l'USSPT, CKCUEST modifié et UQYBT a été montrée pour des sportifs sains, l'étude de l'influence des différents types de blessures de l'épaule sur la validité statistique de ces indicateurs et le développement de nouveaux indicateurs « cliniques » semblent aujourd'hui indispensables pour l'intégration de ces tests dans les protocoles de rééducation de l'athlète blessé. La poursuite de l'étude de la validité concurrente des tests USSPT, CKCUEST modifié et UQYBT reste également nécessaire et il semble primordial que les futures études portant sur l'analyse biomécanique de ces tests se fassent à la lumière des progrès de la modélisation biomécanique de l'épaule et du membre supérieur. Aussi, une description précise des paramètres cinématiques et dynamiques des tests USSPT, CKCUEST modifié et UQYBT fait encore défaut et pourrait constituer une base de réflexion supplémentaire pour la détermination des qualités physiques mises en jeu durant leur réalisation. La validité concurrente du CKCUEST modifié reste à ce jour limitée et la fatigue générée à travers la réalisation d'une série additionnelle doit encore être caractérisée avant de définir le CKCUEST comme outil d'évaluation de l'endurance musculaire. Parmi les différentes qualités métrologiques étudiées, la sensibilité au changement des indicateurs de performance des tests USSPT, CKCUEST modifiée et UQYBT reste, à notre connaissance, la composante la plus méconnue. Aussi, l'étude des effets de l'entraînement sur les différents indicateurs de performance retenus pourrait constituer une première approche pour l'exploration de cette qualité métrologique. Dans le cas de l'épaule instable prise en charge selon la technique de Latarjet, les trois premiers mois post-opératoires sont caractérisés par une mise au repos de l'épaule opérée puis d'une auto-rééducation progressive afin de permettre la cicatrisation des éléments musculaires, capsulo-ligamentaires et osseux. La biomécanique scapulaire évaluée dans nos travaux à trois mois post-opératoires résulte donc de l'effet de la chirurgie, mais également des effets de l'auto-rééducation et de l'arrêt de la pratique sportive. Dans la majorité des cas, le retour au sport s'effectue autour du sixième mois post-opératoire, sans que les effets de cette reprise sur la biomécanique de l'épaule opérée ne soient connus. Aussi, une évaluation de la cinématique scapulaire et des activations des muscles péri-scapulaires dans les différentes phases du retour au sport pourrait permettre une caractérisation de l'influence de la reprise sportive sur l'épaule opérée selon la technique de Latarjet. L'investigation des capacités proprioceptives de l'épaule opérée selon cette technique pourrait également constituer un axe de recherche supplémentaire pour déterminer l'influence de cette chirurgie et du retour au sport sur le recouvrement fonctionnel de l'épaule du sportif blessé.

9 Bibliographie

- Abdul-rassoul, H., Galvin, J. W., Curry, E. J., Simon, J., & Li, X. (2018). Return to Sport After Surgical Treatment for Anterior Shoulder Instability A Systematic Review. *The American Journal of Sports Medicine*, 47(6), 1507–1515. <https://doi.org/10.1177/0363546518780934>
- Achenbach, L., Laver, L., Walter, S. S., Zeman, F., Kuhr, M., & Krutsch, W. (2020). Decreased external rotation strength is a risk factor for overuse shoulder injury in youth elite handball athletes. *Knee Surgery, Sports Traumatology, Arthroscopy*, 28(4), 1202–1211. <https://doi.org/10.1007/s00167-019-05493-4>
- Ager, A. L., Borms, D., Deschepper, L., Dhooghe, R., Dijkhuis, J., Roy, J. S., & Cools, A. (2020). Proprioception: How is it affected by shoulder pain? A systematic review. *Journal of Hand Therapy*, 33(4), 507–516. <https://doi.org/10.1016/j.jht.2019.06.002>
- Ager, A. L., Roy, J. S., Roos, M., Belley, A. F., Cools, A., & Hébert, L. J. (2017). Shoulder proprioception: How is it measured and is it reliable? A systematic review. *Journal of Hand Therapy*, 30(2), 221–231. <https://doi.org/10.1016/j.jht.2017.05.003>
- Akoto, R., Lambert, C., Balke, M., Bouillon, B., Frosch, K. H., & Höher, J. (2018). Epidemiology of injuries in judo: A cross-sectional survey of severe injuries based on time loss and reduction in sporting level. *British Journal of Sports Medicine*, 52(17), 1109–1115. <https://doi.org/10.1136/bjsports-2016-096849>
- Albertus-Kajee, Y., Tucker, R., Derman, W., & Lambert, M. (2010). Alternative methods of normalising EMG during cycling. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, 20(6), 1036–1043. <https://doi.org/10.1016/j.jelekin.2010.07.011>
- Allain. (1998). Long-term results of the Latarjet procedure for anterior instability of the shoulder. *Journal of Shoulder and Elbow Surgery*. <https://doi.org/10.1016/j.jse.2014.02.015>
- Allman, L. (1967). Allman 1967. *The Journal of Bone and Joint Surgery*, 774–784.
- Amador García-Ramos and Slobodan Jaric. (2017). Optimization of the Force-Velocity Relationship Obtained From the Bench Press Throw Exercise: An A-Posteriori Multicentre Reliability Study. *International Journal of Sports Physiology and Performance*, 14(2), 156-162. <https://www.cochranelibrary.com/central/doi/10.1002/central/CN-01787161/full>
- Amasay, T., Shapiro, S., & Ludewig, K. (2016). The Relation between Scapular Dyskinesia and the Upper Quarter Y-Balance Test. *International Journal of Anatomy & Applied Physiology*, October, 20–25. <https://doi.org/10.19070/2572-7451-160003>

- Andrade, R., Wik, E. H., Rebelo-Marques, A., Blanch, P., Whiteley, R., Espregueira-Mendes, J., & Gabbett, T. J. (2020). Is the Acute: Chronic Workload Ratio (ACWR) Associated with Risk of Time-Loss Injury in Professional Team Sports? A Systematic Review of Methodology, Variables and Injury Risk in Practical Situations. *Sports Medicine*, *50*(9), 1613–1635.
<https://doi.org/10.1007/s40279-020-01308-6>
- Araújo, C. G. S. de. (2002). Flexiteste: proposição de cinco índices de variabilidade da mobilidade articular. *Revista Brasileira de Medicina Do Esporte*, *8*(1), 13–19. <https://doi.org/10.1590/s1517-86922002000100003>
- Arden, C. L., Glasgow, P., Schneiders, A., Witvrouw, E., Clarsen, B., Cools, A., Gojanovic, B., Griffin, S., Khan, K. M., Moksnes, H., Mutch, S. A., Phillips, N., Reurink, G., Sadler, R., Silbernagel, K. G., Thorborg, K., Wangensteen, A., Wilk, K. E., & Bizzini, M. (2016). 2016 Consensus statement on return to sport from the First World Congress in Sports Physical Therapy, Bern. *British Journal of Sports Medicine*, *50*(14), 853–864.
<https://doi.org/10.1136/bjsports-2016-096278>
- Arzi, H., Krasovsky, T., Pritsch, M., & Liebermann, D. G. (2014). Movement control in patients with shoulder instability: A comparison between patients after open surgery and nonoperated patients. *Journal of Shoulder and Elbow Surgery*, *23*(7), 982–992.
<https://doi.org/10.1016/j.jse.2013.09.021>
- Ashworth, B., Hogben, P., Singh, N., Tulloch, L., & Cohen, D. D. (2018). The Athletic Shoulder (ASH) test: Reliability of a novel upper body isometric strength test in elite rugby players. *BMJ Open Sport and Exercise Medicine*, *4*(1), 1–6. <https://doi.org/10.1136/bmjsem-2018-000365>
- Bachasson. (2015). The Role of the Peripheral and Central Nervous Systems in Rotator Cuff Disease. *Journal of Shoulder and Elbow Surgery*. <https://doi.org/10.1016/j.jse.2015.04.004>.The
- Bak, K., Wiesler, E. R., & Poehling, G. G. (2010). Consensus Statement on Shoulder Instability. *Arthroscopy - Journal of Arthroscopic and Related Surgery*, *26*(2), 249–255.
<https://doi.org/10.1016/j.arthro.2009.06.022>
- Balg, F., & Boileau, P. (2007). The instability severity index score: A simple pre-operative score to select patients for arthroscopic or open shoulder stabilisation. *Journal of Bone and Joint Surgery - Series B*, *89*(11), 1470–1477. <https://doi.org/10.1302/0301-620X.89B11.18962>
- Barden, C., & Stokes, K. (2018). Epidemiology of injury in elite english schoolboy rugby union: A 3-year study comparing different competitions. *Journal of Athletic Training*, *53*(5), 514–520.
<https://doi.org/10.4085/1062-6050-311-16>
- Barth, J., Duparc, F., Baverel, L., Bahurel, J., Toussaint, B., Bertiaux, S., Clavert, P., Gastaud, O.,

- Brassart, N., Beaudouin, E., De Mourgues, P., Berne, D., Duport, M., Najihi, N., Boyer, P., Faivre, B., Meyer, A., Nourissat, G., Poulain, S., ... Ménard, J. F. (2015). Prognostic factors to succeed in surgical treatment of chronic acromioclavicular dislocations. *Revue de Chirurgie Orthopedique et Traumatologique*, *101*(8), S279–S285.
<https://doi.org/10.1016/j.rcot.2015.09.283>
- Bates, D., Mächler, M., Bolker, B. M., & Walker, S. C. (2015). Fitting linear mixed-effects models using lme4. *Journal of Statistical Software*, *67*(1). <https://doi.org/10.18637/jss.v067.i01>
- Beranger, Klouche, S., Bauer, T., Se, J., Demoures, T., & Hardy, P. (2016). Anterior shoulder stabilization by Bristow – Latarjet procedure in athletes : return-to-sport and functional outcomes at minimum. *Eur J Orthop Surg Traumatol*, *277*–282. <https://doi.org/10.1007/s00590-016-1751-5>
- Best, J. P., McIntosh, A., & Savage, T. N. (2005). Rugby World Cup 2003 injury surveillance project. *British Journal of Sports Medicine*, *39*(11), 812–817. <https://doi.org/10.1136/bjism.2004.016402>
- Bigliani, L. U., Newton, P. M., Steinmann, S. P., Connor, P. M., & McIlveen, S. J. (1998). Glenoid rim lesions associated with recurrent anterior dislocation of the shoulder. *American Journal of Sports Medicine*, *26*(1), 41–45. <https://doi.org/10.1177/03635465980260012301>
- Bixby, E. C., & Ahmad, C. S. (2021). Anterior Shoulder Instability in the Throwing Athlete. *Operative Techniques in Sports Medicine*, *29*(1), 150801.
<https://doi.org/10.1016/j.otsm.2021.150801>
- 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 and Kinesiology*, *25*(2), 355–362.
<https://doi.org/10.1016/j.jelekin.2014.11.004>
- Blache, Y., Degot, M., Duprey, S., Begon, M., & Rogowski, I. (2021). Closed-loop multibody kinematic optimization coupled with double calibration improves scapular kinematic estimates in asymptomatic population. *Journal of Biomechanics*, *126*(July), 110653.
<https://doi.org/10.1016/j.jbiomech.2021.110653>
- Blache, Y., Dumas, R., Lundberg, A., & Begon, M. (2017). Main component of soft tissue artifact of the upper-limbs with respect to different functional, daily life and sports movements. *Journal of Biomechanics*, *62*, 39–46. <https://doi.org/10.1016/j.jbiomech.2016.10.019>
- Blache, Y., Rogowski, I., Degot, M., Trama, R., & Dumas, R. (2022). Uncertainty analysis and sensitivity of scapulothoracic joint angles to kinematic model parameters. *Medical & Biological Engineering & Computing*, *0123456789*. <https://doi.org/10.1007/s11517-022-02593-1>

- Blair, S. N., & Morris, J. N. (2009). Healthy Hearts-and the Universal Benefits of Being Physically Active: Physical Activity and Health. *Annals of Epidemiology*, *19*(4), 253–256.
<https://doi.org/10.1016/j.annepidem.2009.01.019>
- Blana, D., Hincapie, J. G., Chadwick, E. K., & Kirsch, R. F. (2008). A musculoskeletal model of the upper extremity for use in the development of neuroprosthetic systems. *Journal of Biomechanics*, *41*(8), 1714–1721. <https://doi.org/10.1016/j.jbiomech.2008.03.001>
- Boettcher, C. E., Ginn, K. A., & Cathers, I. (2008). Standard maximum isometric voluntary contraction tests for normalizing shoulder muscle EMG. *Journal of Orthopaedic Research*, *26*(12), 1591–1597. <https://doi.org/10.1002/jor.20675>
- Bohannon, R. W. (2018). Reliability of manual muscle testing: A systematic review. *Isokinetics and Exercise Science*, *26*(4), 245–252. <https://doi.org/10.3233/IES-182178>
- Bohu, Y., Klouche, S., Lefevre, N., Peyrin, J. C., Dusfour, B., Hager, J. P., Ribaut, A., & Herman, S. (2015). The epidemiology of 1345 shoulder dislocations and subluxations in French Rugby Union players: A five-season prospective study from 2008 to 2013. *British Journal of Sports Medicine*, *49*(23), 1535–1540. <https://doi.org/10.1136/bjsports-2014-093718>
- Boileau, P. (2017). *Butée de Latarjet sous arthroscopie : peut-on diminuer les complications ?* 2016–2017. <https://doi.org/10.1016/j.rcot.2017.09.298>
- Bonfanti, S., Gremion, G., & Gojanovic, B. (2012). Scores de mesure fonctionnelle articulaire pour le praticien. *Revue Medicale Suisse*, *8*(349), 1501–1507.
- Bonnel, F., Marc, T., & S. française de rééducation de l'épaule. (2016). *Les muscles de l'épaule: nouvelle anatomie, biomécanique, rééducation* (Sauramps Médical (ed.)).
- Borbas, P., Churchill, J., & Ek, E. T. (2019). Surgical management of chronic high-grade acromioclavicular joint dislocations: a systematic review. *Journal of Shoulder and Elbow Surgery*, *28*(10), 2031–2038. <https://doi.org/10.1016/j.jse.2019.03.005>
- Borms, D., Cools, A., Medicine, S., Sciences, R., & Sciences, R. (2018). Upper-Extremity Functional Performance Tests: Reference Values for Overhead Athlete. *International Journal Sports Med*, *39*(6), 433–441.
- Borms, D., Maenhout, A., & Cools, A. M. (2016). Upper quadrant field tests and isokinetic upper limb strength in overhead athletes. *Journal of Athletic Training*, *51*(10), 789–796.
<https://doi.org/10.4085/1062-6050-51.12.06>
- Borsa, P. A., Laudner, K. G., & Sauer, E. L. (2008). Mobility and stability adaptations in the shoulder of the overhead athlete: A theoretical and evidence-based perspective. *Sports Medicine*, *38*(1),

17–36. <https://doi.org/10.2165/00007256-200838010-00003>

- Borstad, J. D., & Ludewig, P. M. (2006). Comparison of three stretches for the pectoralis minor muscle. *Journal of Shoulder and Elbow Surgery*, *15*(3), 324–330.
<https://doi.org/10.1016/j.jse.2005.08.011>
- Bourdon, P. C., Cardinale, M., Murray, A., Gustin, P., Kellmann, M., Varley, M. C., Gabbett, T. J., Coutts, A. J., Burgess, D. J., Gregson, W., & Cable, N. T. (2017). Monitoring athlete training loads: Consensus statement. *International Journal of Sports Physiology and Performance*, *12*, 161–170. <https://doi.org/10.1123/IJSPP.2017-0208>
- Brooks, J. H. M., Fuller, C. W., Kemp, S. P. T., & Reddin, D. B. (2005a). Epidemiology of injuries in English professional rugby union: Part 1 match injuries. *British Journal of Sports Medicine*, *39*(10), 757–766. <https://doi.org/10.1136/bjism.2005.018135>
- Brooks, J. H. M., Fuller, C. W., Kemp, S. P. T., & Reddin, D. B. (2005b). Epidemiology of injuries in English professional rugby union: Part 2 training injuries. *British Journal of Sports Medicine*, *39*(10), 767–775. <https://doi.org/10.1136/bjism.2005.018408>
- Brophy, R. H., Gill, C. S., Lyman, S., Barnes, R. P., Rodeo, S. A., & Warren, R. F. (2011). Effect of shoulder stabilization on career length in national football league athletes. *American Journal of Sports Medicine*, *39*(4), 704–709. <https://doi.org/10.1177/0363546510382887>
- Bruttel, H., Spranz, D. M., Wolf, S. I., & Maier, M. W. (2020). Scapulohumeral rhythm in patients after total shoulder arthroplasty compared to age-matched healthy individuals. *Gait and Posture*, *82*(May 2019), 38–44. <https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2020.08.111>
- Bullock, G.S., Mylott, J., Hughes, T. et al. (2022). Just How Confident Can We Be in Predicting Sports Injuries? A Systematic Review of the Methodological Conduct and Performance of Existing Musculoskeletal Injury Prediction Models in Sport. *Sports Medicine*.
- Bullock, G. S., Brookreson, Knab, & Butler. (2017). Examining Fundamental Movement Competency and Closed-Chain Upper-Extremity Dynamic Balance in Swimmers. *The Journal of Strength & Conditioning Research*, 1544–1551.
- Burkhart, S. S., Morgan, C. D., & Kibler, W. Ben. (2003). The disabled throwing shoulder: Spectrum of pathology part III: The SICK scapula, scapular dyskinesis, the kinetic chain, and rehabilitation. *Arthroscopy - Journal of Arthroscopic and Related Surgery*, *19*(6), 641–661.
[https://doi.org/10.1016/S0749-8063\(03\)00389-X](https://doi.org/10.1016/S0749-8063(03)00389-X)
- Burnham, K.P.; Anderson, D. R. (2002). *Model Selection and Multimodel Inference. A Practical Information-Theoretic Approach*. 488.

- Butler, R. J., Myers, H. S., Black, D., Kiesel, K. B., Plisky, P. J., Moorman, C. T., & Queen, R. M. (2014). Bilateral differences in the upper quarter function of high school aged baseball and softball players. In *International journal of sports physical therapy* (Vol. 9, Issue 4). <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/25133080><http://www.pubmedcentral.nih.gov/articlerender.fcgi?artid=PMC4127514>
- C R Rowe, D Patel, W. W. S. (1978). The Bankart procedure: a long-term end-result study. *J Bone Joint Surg Am* .
- Carbone, S., Moroder, P., Runer, A., Resch, H., Gumina, S., & Hertel, R. (2016). Scapular dyskinesis after Latarjet procedure. *Journal of Shoulder and Elbow Surgery*, 25(3), 422–427. <https://doi.org/10.1016/j.jse.2015.08.001>
- Carey, D. L., Ong, K., Whiteley, R., Crossley, K. M., Crow, J., & Morris, M. E. (2018). Predictive modelling of training loads and injury in Australian football. *International Journal of Computer Science in Sport*, 17(1), 49–66. <https://doi.org/10.2478/ijcss-2018-0002>
- Castellani, Cerbasi, Massetti, Maresca, Fantasia, Sangiovanni, & Pascarella. (2017). Posterior Sternoclavicular Joint Dislocation: A Case Report of a Surgical Stabilization Technique with PDS Cord. *Clinics in Surgery*, 2.
- Cerciello, S., Edwards, T. B., Cerciello, G., & Walch, G. (2015). Scapular position after the open Latarjet procedure: Results of a computed tomography scan study. *Journal of Shoulder and Elbow Surgery*. <https://doi.org/10.1016/j.jse.2014.07.007>
- Cerciello, S., Edwards, T. B., & Walch, G. (2012). Chronic anterior glenohumeral instability in soccer players: Results for a series of 28 shoulders treated with the Latarjet procedure. *Journal of Orthopaedics and Traumatology*, 13(4), 197–202. <https://doi.org/10.1007/s10195-012-0201-3>
- Charbonnier, C., Chagué, S., Kolo, F. C., Chow, J. C. K., & Lädermann, A. (2014). A patient-specific measurement technique to model shoulder joint kinematics. *Orthopaedics and Traumatology: Surgery and Research*, 100(7), 715–719. <https://doi.org/10.1016/j.otsr.2014.06.015>
- Charbonnier, C., Chagué, S., Kolo, F. C., & Lädermann, 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. <https://doi.org/10.1007/s11548-014-1135-4>
- Chmielewski, T. L., Martin, C., Lentz, T. A., Tillman, S. M., Moser, M. W., Farmer, K. W., & Jaric, S. (2014). Normalization considerations for using the unilateral seated shot put test in rehabilitation. *Journal of Orthopaedic and Sports Physical Therapy*, 44(7), 518–524. <https://doi.org/10.2519/jospt.2014.5004>

- Ciccotti, M. C., Syed, U., Hoffman, R., Abboud, J. A., Ciccotti, M. G., & Freedman, K. B. (2018). Return to Play Criteria Following Surgical Stabilization for Traumatic Anterior Shoulder Instability: A Systematic Review. *Arthroscopy - Journal of Arthroscopic and Related Surgery*, 34(3), 903–913. <https://doi.org/10.1016/j.arthro.2017.08.293>
- Clarsen, B., Bahr, R., Andersson, S. H., & Munk, R. (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*. 1–7. <https://doi.org/10.1136/bjsports-2014-093702>
- Clemons, Campbell, J. (2010). Validity and reliability of a new test of upper body power. *Journal of Strength and Conditioning Research*, 24(6), 1559–1565.
- Cogley, R. M., Archambault, T. A., Fibeger, J. F., Koverman, M. M., Youdas, J. W., & Hollman, J. H. (2005). Comparison of muscle activation using various hand positions during the push-up exercise. *Journal of Strength and Conditioning Research*. <https://doi.org/10.1519/15094.1>
- Conso, C. (2021). *L'arthroscopie de l'épaule* (Elsevier Masson (ed.)).
- Constant CR, M. A. (1987). A clinical method for functional assessment of the shoulder. *Clinical Orthopaedics and Related Research*. https://doi.org/10.1007/978-1-4471-5451-8_79
- Contemori, Biscarini, Botti, Busti, Panichi, P. (2017). Sensorimotor Control of the Shoulder in Professional Volleyball Players with Isolated Infraspinatus Muscle Atrophy. *Journal of Sport Rehabilitation*, 29, 622–627.
- Contemori, S., Panichi, R., & Biscarini, A. (2019). Human Movement Science Effects of scapular retraction / protraction position and scapular elevation on shoulder girdle muscle activity during glenohumeral. *Human Movement Science*, 64(July 2018), 55–66. <https://doi.org/10.1016/j.humov.2019.01.005>
- Cook, K. F., Gartsman, G. M., & Roddey, T. S. (2001). The measurement level and trait-specific reliability of 4 scales of shoulder functioning: An empiric investigation. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, 82(11), 1558–1565. <https://doi.org/10.1053/apmr.2001.26622>
- Cook, K. F., Roddey, T. S., Gartsman, G. M., & Olson, S. L. (2003). Development and psychometric evaluation of the flexilevel scale of shoulder function. *Medical Care*, 41(7), 823–835. <https://doi.org/10.1097/00005650-200307000-00006>
- Cools, A. M., De Wilde, L., van Tongel, A., Ceyskens, C., Ryckewaert, R., & Cambier, D. C. (2014). Measuring shoulder external and internal rotation strength and range of motion: Comprehensive intra-rater and inter-rater reliability study of several testing protocols. *Journal of Shoulder and Elbow Surgery*. <https://doi.org/10.1016/j.jse.2014.01.006>

- Cools, A. M. J., Struyf, F., De Mey, K., Maenhout, A., Castelein, B., & Cagnie, B. (2014). Rehabilitation of scapular dyskinesis: From the office worker to the elite overhead athlete. *British Journal of Sports Medicine*, *48*(8), 692–697. <https://doi.org/10.1136/bjsports-2013-092148>
- Cools, A. M. J., Vanderstukken, F., Vereecken, F., Duprez, M., Heyman, K., Goethals, N., & Johansson, F. (2016). Eccentric and isometric shoulder rotator cuff strength testing using a hand-held dynamometer: reference values for overhead athletes. *Knee Surgery, Sports Traumatology, Arthroscopy*. <https://doi.org/10.1007/s00167-015-3755-9>
- Cools, A. M., Johansson, F. R., Borms, D., & Maenhout, A. (2015). Prevention of shoulder injuries in overhead athletes: A science-based approach. In *Brazilian Journal of Physical Therapy*. <https://doi.org/10.1590/bjpt-rbf.2014.0109>
- Cools, A. M., Johansson, F. R., Cagnie, B., Cambier, D. C., & Witvrouw, E. E. (2012). Stretching the Posterior Shoulder Structures in Subjects with Internal Rotation Deficit: Comparison of Two Stretching Techniques. *Shoulder and Elbow*, *4*(1), 56–63. <https://doi.org/10.1111/j.1758-5740.2011.00159.x>
- Cools, A. M., Johansson, F. R., Cambier, D. C., Velde, A. Vande, 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. <https://doi.org/10.1136/bjism.2009.070128>
- Cousins, B. E. W., Morris, J. G., Sunderland, C., Bennett, A. M., Shahtahmassebi, G., & Cooper, S. B. (2019). Match and Training Load Exposure and Time-Loss Incidence in Elite Rugby Union Players. *Frontiers in Physiology*, *10*(November), 1–11. <https://doi.org/10.3389/fphys.2019.01413>
- Cross, M. J., Williams, S., Trewartha, G., Kemp, S. P. T., & Stokes, K. A. (2016). The influence of in-season training loads on injury risk in professional rugby union. *International Journal of Sports Physiology and Performance*, *11*(3), 350–355. <https://doi.org/10.1123/ijsp.2015-0187>
- Cunningham, G., Benchouk, S., Kherad, O., & Lädermann, A. (2016). Comparison of arthroscopic and open Latarjet with a learning curve analysis. *Knee Surgery, Sports Traumatology, Arthroscopy*, *24*(2), 540–545. <https://doi.org/10.1007/s00167-015-3910-3>
- Cutti, A. G., Paolini, G., Troncossi, M., Cappello, A., & Davalli, A. (2005). Soft tissue artefact assessment in humeral axial rotation. *Gait and Posture*, *21*(3), 341–349. <https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2004.04.001>
- Dal Maso, F., Blache, Y., Raison, M., Lundberg, A., & Begon, M. (2016). Glenohumeral joint kinematics measured by intracortical pins, reflective markers, and computed tomography: A

- novel technique to assess acromiohumeral distance. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, 29, 4–11. <https://doi.org/10.1016/j.jelekin.2015.07.008>
- 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.e2. <https://doi.org/10.1016/j.apmr.2015.12.024>
- Dal Maso, F., Raison, M., Lundberg, A., Arndt, A., & Begon, M. (2014). Coupling between 3D displacements and rotations at the glenohumeral joint during dynamic tasks in healthy participants. *Clinical Biomechanics*, 29(9), 1048–1055. <https://doi.org/10.1016/j.clinbiomech.2014.08.006>
- Davey, M. S., Davey, M. G., Hurley, E. T., & Mullett, H. (2022). Subscapularis Management during Open Latarjet Procedure— Does Subscapularis Split versus Tenotomy Matter? A Systematic Review & Meta-Analysis. *Journal of Shoulder and Elbow Surgery*, 1–7. <https://doi.org/10.1016/j.jse.2022.03.008>
- Davey, M. S., Hurley, E. T., Scanlon, J. P., Gaafar, M., Pauzenberger, L., & Mullett, H. (2021). Excellent Clinical Outcomes and Rates of Return to Play After Arthroscopic Rotator Cuff Repair for Traumatic Tears in Athletes Aged 30 Years or Less. *Arthroscopy, Sports Medicine, and Rehabilitation*, 3(3), e667–e672. <https://doi.org/10.1016/j.asmr.2021.01.003>
- de Oliveira, V. M. A., Pitangui, A. C. R., Nascimento, V. Y. S., da Silva, H. A., Dos Passos, M. H. P., & de Araújo, R. C. (2017). Test-Retest Reliability of the Closed Kinetic Chain Upper Extremity Stability Test (Ckquest) in Adolescents: Reliability of Ckquest in Adolescents. *International Journal of Sports Physical Therapy*, 12(1), 125–132. <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/28217423> <http://www.pubmedcentral.nih.gov/articlerender.fcgi?artid=PMC5294939>
- de Vet, H. C., Terwee, C. B., Ostelo, R. W., Beckerman, H., Knol, D. L., & Bouter, L. M. (2006). Minimal changes in health status questionnaires: Distinction between minimally detectable change and minimally important change. *Health and Quality of Life Outcomes*, 4(Mic), 3–7. <https://doi.org/10.1186/1477-7525-4-54>
- Decleve, P., Attar, T., Benameur, T., Gaspar, V., Van Cant, J., & Cools, A. M. (2020). The “upper limb rotation test”: Reliability and validity study of a new upper extremity physical performance test. *Physical Therapy in Sport*, 42, 118–123. <https://doi.org/10.1016/j.ptsp.2020.01.009>
- Decleve, P., Cant, J. Van, de Buck, E., van Doren, J., Verkouille, J., & Cools, A. M. (2020). The self-assessment corner for shoulder strength: Reliability, validity, and correlations with upper

- extremity physical performance tests. *Journal of Athletic Training*, 55(4), 350–358.
<https://doi.org/10.4085/1062-6050-471-18>
- Declève, P., Van Cant, J., Attar, T., Urbain, E., Marcel, M., Borms, D., & Cools, A. M. (2021). The shoulder endurance test (SET): A reliability and validity and comparison study on healthy overhead athletes and sedentary adults. *Physical Therapy in Sport*, 47, 201–207.
<https://doi.org/10.1016/j.ptsp.2020.12.005>
- Degot, Rogowski, Renou, Neyton, Blache, Y. (2021). Static scapular positioning assessment: comparison between external and patient-specific reference systems. *Computer Methods in Biomechanics and Biomedical Engineering*.
- Degot, Blache, & Rogowski. (2018). Reproductibilité intra- et inter-session de tests fonctionnels de l'épaule sur des sportifs multi activités. *Mémoire de l'Université de Lyon*.
- Degot, M., Blache, Y., Neyton, L., & Rogowski, I. (2019). Intersession reliability of the upper quarter Y balance test score. *Computer Methods in Biomechanics and Biomedical Engineering*, 22(sup1), S405–S407. <https://doi.org/10.1080/10255842.2020.1714961>
- Degot, M., Blache, Y., Vigne, G., Franger, G., Neyton, L., & Rogowski, I. (2021). *Intra- and intersession reliability and agreement of the Unilateral Seated Shot- Put Test outcome measures in healthy male athletes*. 4, 1–7. <https://doi.org/https://doi.org/10.1186/s13102-021-00301-4>
- Degot, M., Blache, Y., Vigne, G., Juré, D., Borel, F., Neyton, L., & Rogowski, I. (2019). Intrarater reliability and agreement of a modified Closed Kinetic Chain Upper Extremity Stability Test. *Physical Therapy in Sport*, 38, 44–48. <https://doi.org/10.1016/j.ptsp.2019.04.017>
- Degot, M., Rogowski, I., & Blache, Y. (2020). Ground reaction force during the Upper Quarter Y-Balance Test. *Computer Methods in Biomechanics and Biomedical Engineering*, 23(sup1), S69–S70. <https://doi.org/10.1080/10255842.2020.1812162>
- Deitch, J., Mehlman, C. T., Foad, S. L., Obbehath, A., & Mallory, M. (2003). Traumatic anterior shoulder dislocation in adolescents. *American Journal of Sports Medicine*, 31(5), 758–763.
<https://doi.org/10.1177/03635465030310052001>
- Delorme, J., Blache, Y., Degot, M., & Rogowski, I. (2022). Factors affecting the shoulder functional profile in elite judo athletes. *European Journal of Sport Science*, 0(0), 1–8.
<https://doi.org/10.1080/17461391.2022.2069511>
- Delvaux, F., Kaux, J. F., Forthomme, B., & Croisier, J. L. (2018). The prevention of sports injuries: Conceptual models and keys elements of an efficient strategy. *Journal de Traumatologie Du Sport*, 35(3), 152–157. <https://doi.org/10.1016/j.jts.2018.07.004>

- Dickens, J. F., Owens, B. D., Cameron, K. L., Kilcoyne, K., Allred, C. D., Svoboda, S. J., Sullivan, R., Tokish, J. M., Peck, K. Y., & Rue, J. P. (2014). Return to play and recurrent instability after in-season anterior shoulder instability: A prospective multicenter study. *American Journal of Sports Medicine*, 42(12), 2842–2850. <https://doi.org/10.1177/0363546514553181>
- do Val Sella, G., da Silva, L. A., Almeida, G. X., Santana, D. S., Barela, A. M. F., & Miyazaki, A. N. (2022). Evaluation of Scapular Dyskinesia in Patients that Underwent a Latarjet Procedure. *Acta Ortopedica Brasileira*, 30(3). <https://doi.org/10.1590/1413-785220223003e245237>
- Dodson, C. C., & Cordasco, F. A. (2008). Anterior Glenohumeral Joint Dislocations. *Orthopedic Clinics of North America*, 39(4), 507–518. <https://doi.org/10.1016/j.ocl.2008.06.001>
- Dolan, C. M., Hariri, S., Hart, N. D., & McAdams, T. R. (2011). An anatomic study of the coracoid process as it relates to bone transfer procedures. *Journal of Shoulder and Elbow Surgery*, 20(3), 497–501. <https://doi.org/10.1016/j.jse.2010.08.015>
- 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 and Sports Physical Therapy*, 30(9), 544–551. <https://doi.org/10.2519/jospt.2000.30.9.544>
- Downar, J. M., & Sauers, E. L. (2005). Clinical measures of shoulder mobility in the professional baseball player.(original research)(Author Abstract). *Journal of Athletic Training*, 40(1), 23. <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pmc/articles/PMC1088341/pdf/i1062-6050-40-1-23.pdf>
- Dragoo, J. L., Braun, H. J., Bartlinski, S. E., & Harris, A. H. S. (2012). Acromioclavicular joint injuries in national collegiate athletic association football: Data from the 2004-2005 through 2008-2009 national collegiate athletic association injury surveillance system. *American Journal of Sports Medicine*, 40(9), 2066–2071. <https://doi.org/10.1177/0363546512454653>
- Drake, R. L., Vogl, A. W., & Mitchell, A. M. (2006). *GRAY'S Anatomie pour les étudiants, 2ème édition* (Elsevier).
- Dufour, M. (2005). *Biomécanique fonctionnelle : rappels anatomiques, stabilités, mobilités, contraintes : membres, tête, tronc* (Masson (ed.)).
- Dumas, R., Andersen, M. S., & Begon, M. (2016). What are the joint models used in multibody kinematic optimisation for the estimation of human joint kinematics ? a review. *4th International Digital Human Modeling Symposium*, 1–5.
- Dumont, G. D., Fogerty, S., Rosso, C., & Lafosse, L. (2014). The arthroscopic latarjet procedure for anterior shoulder instability: 5-year minimum follow-up. *American Journal of Sports Medicine*, 42(11), 2560–2566. <https://doi.org/10.1177/0363546514544682>

- Dumontier, C. (2007). Sternoclavicular traumatism in the rugby player. *Journal de Traumatologie Du Sport*, 24(3), 157–160. <https://doi.org/10.1016/j.jts.2007.06.002>
- Duprey, S., Naaim, A., Moissenet, F., Begon, M., & Chèze, L. (2017). Kinematic models of the upper limb joints for multibody kinematics optimisation: An overview. *Journal of Biomechanics*, 62, 87–94. <https://doi.org/10.1016/j.jbiomech.2016.12.005>
- Dvorak, J., Junge, A., Grimm, K., & Kirkendall, D. (2007). Medical report from the 2006 FIFA World Cup Germany. *British Journal of Sports Medicine*, 41(9), 578–581. <https://doi.org/10.1136/bjism.2006.034579>
- Edler, C., Droste, J. N., Anemüller, R., Pietsch, A., Gebhardt, M., & Riepenhof, H. (2021). Injuries in elite road cyclists during competition in one UCI WorldTour season: a prospective epidemiological study of incidence and injury burden. *Physician and Sportsmedicine*. <https://doi.org/10.1080/00913847.2021.2009744>
- Edouard, P., Bankol??, C., Calmels, P., Beguin, L., & Degache, F. (2013). Isokinetic rotator muscles fatigue in glenohumeral joint instability before and after Latarjet surgery A pilot prospective study. *Scandinavian Journal of Medicine and Science in Sports*, 23(2), 1–7. <https://doi.org/10.1111/sms.12011>
- Edouard, P., Beguin, L., Fayolle-Minon, I., Degache, F., Farizon, F., & Calmels, P. (2010). Relation entre la force musculaire et l'évaluation fonctionnelle après stabilisation chirurgicale de l'épaule selon la technique de Latarjet. *Annals of Physical and Rehabilitation Medicine*, 53(8), 499–510. <https://doi.org/10.1016/j.rehab.2010.07.033>
- Edouard, P., Damotte, A., Lance, G., Degache, F., & Calmels, P. (2013). Static and dynamic shoulder stabilizer adaptations in javelin throwers: A preliminary study. *Isokinetics and Exercise Science*, 21(1), 47–55. <https://doi.org/10.3233/IES-2012-0470>
- 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*. <https://doi.org/10.1055/s-0032-1312587>
- Edouard, P., Frize, N., Calmels, P., Samozino, P., Garet, M., & Degache, F. (2009). Influence of rugby practice on shoulder internal and external rotators strength. *International Journal of Sports Medicine*. <https://doi.org/10.1055/s-0029-1237391>
- Edouard, P., Gasq, D., Calmels, P., & Degache, F. (2014). Sensorimotor control deficiency in recurrent anterior shoulder instability assessed with a stabilometric force platform. *Journal of Shoulder and Elbow Surgery*, 23(3), 355–360. <https://doi.org/10.1016/j.jse.2013.06.005>
- Edouard, P., Gasq, D., Calmels, P., Ducrot, S., & Degache, F. (2012). *Shoulder sensorimotor control*

assessment by force platform : feasibility and reliability. 1–5. <https://doi.org/10.1111/j.1475-097X.2012.01140.x>

- Edouard, P., Lahti, J., Nagahara, R., Samozino, P., Navarro, L., & Guex, K. (2021). Low Horizontal Force Production Capacity during Sprinting as Potencial Risk factor of Hamstring Injury in Football. *International Journal of Environmental Research and Public Health, model 2*, 1–13.
- Edouard, P., Samozino, P., Julia, M., Cervera, S. G., Vanbiervliet, W., Calmels, P., & Gremeaux, V. (2011). Reliability of isokinetic assessment of shoulder-rotator strength: A systematic review of the effect of position. *Journal of Sport Rehabilitation, 20*(3), 367–383. <https://doi.org/10.1123/jsr.20.3.367>
- 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. <https://doi.org/10.1016/j.jbiomech.2005.10.002>
- Ejnisman, B., Barbosa, G., Andreoli, C. V., Zogaib, R., Cohen, M., & Bizzini, M. (2016). Shoulder injuries in soccer goalkeepers: review and development of a FIFA 11+ shoulder injury prevention program. *Open Access Journal of Sports Medicine, 75–80*.
- El Habachi, A., Duprey, S., Cheze, L., & Dumas, R. (2015). A parallel mechanism of the shoulder—application to multi-body optimisation. *Multibody System Dynamics, 33*(4), 439–451. <https://doi.org/10.1007/s11044-014-9418-7>
- El Sanharawi, M., & Naudet, F. (2013). Comprendre la régression logistique. *Journal Francais d’Ophthalmologie, 36*(8), 710–715. <https://doi.org/10.1016/j.jfo.2013.05.008>
- Ersen, A., Birisik, F., Ozben, H., Can, A., & Turker, A. (2017). Latarjet procedure using subscapularis split approach offers better rotational endurance than partial tenotomy for anterior shoulder instability. *Knee Surgery, Sports Traumatology, Arthroscopy, 0*(0), 0. <https://doi.org/10.1007/s00167-017-4480-3>
- Fabien Dal Maso ; Maxime Raison ; Arne Lundberg ; Anton Arndt; Paul Allard, P. D. M. B. (2015). Glenohumeral translations during range-of-motion movements, activities of daily living, and sports activities in healthy participants. *Clinical Biomechanics, 30*(9).
- Falsone, S. A., Gross, M. T., Guskiewicz, K. M., & Schneider, R. A. (2013). One-Arm Hop Test: Reliability and Effects of Arm Dominance. *Journal of Orthopaedic & Sports Physical Therapy, 32*(3), 98–103. <https://doi.org/10.2519/jospt.2002.32.3.98>
- Fanning, E., Daniels, K., Cools, A., Miles, J. J., & Falvey, É. (2021). Biomechanical upper-extremity performance tests and isokinetic shoulder strength in collision and contact athletes. *Journal of Sports Sciences, 39*(16), 1873–1881. <https://doi.org/10.1080/02640414.2021.1904694>

- Fayad, F., Lefevre-Colau, M. M., Gautheron, V., Macé, Y., Fermanian, J., Mayoux-Benhamou, A., Roren, A., Rannou, F., Roby-Brami, A., Revel, M., & Poiraudreau, S. (2009). Reliability, validity and responsiveness of the French version of the questionnaire Quick Disability of the Arm, Shoulder and Hand in shoulder disorders. *Manual Therapy, 14*(2), 206–212. <https://doi.org/10.1016/j.math.2008.01.013>
- Fayad, F., Mace, Y., & Lefevre-Colau, M. M. (2005). Shoulder disability questionnaires: A systematic review. *Annales de Readaptation et de Medecine Physique, 48*(6), 298–306. <https://doi.org/10.1016/j.annrmp.2005.04.007>
- Feijen, S., Struyf, T., Kuppens, K., Tate, A., & Struyf, F. (2021). Prediction of Shoulder Pain in Youth Competitive Swimmers: The Development and Internal Validation of a Prognostic Prediction Model. *American Journal of Sports Medicine, 49*(1), 154–161. <https://doi.org/10.1177/0363546520969913>
- Flurin, Laprelle, Bentz, Lachaud, Boy, Pellet, & Benichou. (2006). Rééducation de l'épaule non opérée. *EMC - Kinésithérapie - Médecine Physique - Réadaptation, 1*(1), 1–13. [https://doi.org/10.1016/s1283-0887\(05\)74359-0](https://doi.org/10.1016/s1283-0887(05)74359-0)
- Flurin, P. H., Guillemette, C., Guillo, S., Baudot, C., Nové-Josserand, L., Landreau, P., Gregory, T., Gadea, J., & Fontes, D. (2007). Ruptures traumatiques de la coiffe des rotateurs chez le rugbyman. *Journal de Traumatologie Du Sport, 24*(4), 203–206. <https://doi.org/10.1016/j.jts.2007.06.012>
- Forthomme, B., Croisier, J.-L., Delvaux, F., Kaux, J.-F., Crielaard, J.-M., & Gleizes-Cervera, S. (2018). Preseason Strength Assessment of the Rotator Muscles and Shoulder Injury in Handball Players. *Journal of Athletic Training, 53*(2), 174–180. <https://doi.org/10.4085/1062-6050-216-16>
- Forthomme, B., Tooth, C., Schwartz, C., Kaux, J. F., Delvaux, F., & Croisie, J. L. (2018). Scapular dyskinesis in overhead athlete: Is it necessary to treat it? *Journal de Traumatologie Du Sport, 35*(3), 158–162. <https://doi.org/10.1016/j.jts.2018.07.001>
- Foster, C., Florhaug, J. A., Franklin, J., Gottschall, L., Hrovatin, L. A., Parker, S., Doleshal, P., & Dodge, C. (2001). A New Approach to Monitoring Exercise Training. *Journal of Strength and Conditioning Research, 15*(1), 109–115.
- Freehill, M. T., Srikumaran, U., Archer, K. R., McFarland, E. G., & Petersen, S. A. (2013). The Latarjet coracoid process transfer procedure: Alterations in the neurovascular structures. *Journal of Shoulder and Elbow Surgery, 22*(5), 695–700. <https://doi.org/10.1016/j.jse.2012.06.003>
- Fremerey, R., Bosch, U., Freitag, N., Lobenhoffer, P., & Wippermann, B. (2006). Proprioception and EMG pattern after capsulolabral reconstruction in shoulder instability: A clinical and

- experimental study. *Knee Surgery, Sports Traumatology, Arthroscopy*, 14(12), 1315–1320.
<https://doi.org/10.1007/s00167-006-0084-z>
- Freund, Y. (2016). Concordance entre deux méthodes de mesure d'une même variable : diagramme de Bland et Altman. *Annales Francaises de Medecine d'Urgence*, 6(2), 143–146.
<https://doi.org/10.1007/s13341-016-0621-4>
- Fukuda, H. (2000). Partial-thickness rotator cuff tears: A modern view on Codman's classic. *Journal of Shoulder and Elbow Surgery*, 9(2), 163–168. <https://doi.org/10.1067/mse.2000.101959>
- Fuller, C. W., Molloy, M. G., Bagate, C., Bahr, R., Brooks, J. H. M., Donson, H., Kemp, S. P. T., McCrory, P., McIntosh, A. S., Meeuwisse, W. H., Quarrie, K. L., Raftery, M., & Wiley, P. (2007). Consensus statement on injury definitions and data collection procedures for studies of injuries in rugby union. *Clinical Journal of Sport Medicine*, 17(3), 177–181.
<https://doi.org/10.1097/JSM.0b013e31803220b3>
- Funk, L., Tambe, A., & Badge, R. (2009). Arthroscopic rotator cuff repair in elite rugby players. *International Journal of Shoulder Surgery*, 3(1), 8. <https://doi.org/10.4103/0973-6042.50876>
- Gabbett, T. J., Ullah, S., & Finch, C. F. (2012). Identifying risk factors for contact injury in professional rugby league players - Application of a frailty model for recurrent injury. *Journal of Science and Medicine in Sport*, 15(6), 496–504. <https://doi.org/10.1016/j.jsams.2012.03.017>
- Gabbett, T., Minbashian, A., & Finch, C. (2007). Influence of environmental and ground conditions on injury risk in rugby league. *Journal of Science and Medicine in Sport*, 10(4), 211–218.
<https://doi.org/10.1016/j.jsams.2006.11.003>
- Gail, G., & Künzell, S. (2014). Reliabilität eines 5-RM krafttests für den gesundheits- und fitnesssport. *Deutsche Zeitschrift Fur Sportmedizin*, 65(11), 314–317. <https://doi.org/10.5960/dzsm.2014.138>
- García-Ramos, A., Haff, G. G., Padial, P., & Feriche, B. (2018). Reliability of power and velocity variables collected during the traditional and ballistic bench press exercise. *Sports Biomechanics*, 17(1), 117–130. <https://doi.org/10.1080/14763141.2016.1260767>
- Garcia, J. A., Arguello, A. M., Momaya, A. M., & Ponce, B. A. (2020). Sternoclavicular joint instability: Symptoms, diagnosis and management. *Orthopedic Research and Reviews*, 12, 75–87. <https://doi.org/10.2147/ORR.S170964>
- Garnacho-Castaño, M. V., López-Lastra, S., & Maté-Muñoz, J. L. (2014). Reliability and validity assessment of a linear position transducer. *Journal of Sports Science and Medicine*, 14(1), 128–136.
- Garusi, C., Manconi, A., Lanni, G., Lomeo, G., Loschi, P., Simoncini, M. C., Santoro, L., Rietjens,

- M., & Petit, J. Y. (2016). Shoulder function after breast reconstruction with the latissimus dorsi flap: A prospective cohort study - Combining DASH score and objective evaluation. *Breast*, 27, 78–86. <https://doi.org/10.1016/j.breast.2016.02.017>
- Geeson-Brown, T., Jones, B., Till, K., Chantler, S., & Deighton, K. (2020). Body composition differences by age and playing standard in male rugby union and rugby league: A systematic review and meta-analysis. *Journal of Sports Sciences*, 38(19), 2161–2176. <https://doi.org/10.1080/02640414.2020.1775990>
- Gerometta, A., Klouche, S., Herman, S., Lefevre, N., & Bohu, Y. (2017). The Shoulder Instability - Return to Sport after Injury (SIRSI): a valid and reproducible scale to quantify psychological readiness to return to sport after traumatic shoulder instability. *Knee Surgery, Sports Traumatology, Arthroscopy*. <https://doi.org/10.1007/s00167-017-4645-0>
- Giphart, J. E., Brunkhorst, J. P., Horn, N. H., Shelburne, K. B., Torry, M. R., & Millett, P. J. (2013). Effect of Plane of Arm Elevation on Glenohumeral Kinematics A Normative Biplane Fluoroscopy Study Background: Understanding glenohumeral motion in normal and pathologic states requires the precise measurement of. *Journal of Bone and Joint Surgery*, 95, 238–245.
- Glass, E. R., Thompson, J. D., Cole, P. A., Gause, T. M., & Altman, G. T. (2011). Treatment of sternoclavicular joint dislocations: A systematic review of 251 dislocations in 24 case series. *Journal of Trauma - Injury, Infection and Critical Care*, 70(5), 1294–1298. <https://doi.org/10.1097/TA.0b013e3182092c7b>
- Goldbeck, T. G., & Davies, G. J. (2000). Test-retest reliability of the closed kinetic chain upper extremity stability test: A clinical field test. *Journal of Sport Rehabilitation*, 9(1), 35–45. <https://doi.org/10.1123/jsr.9.1.35>
- Goldman, J. T., Miller, E., Runestad, S., Serpa, R., & Beck, J. (2020). Should Adolescents Run Marathons? *Clinical Journal of Sport Medicine, Publish Ah*(3), 293–299. <https://doi.org/10.1097/jsm.0000000000000870>
- Gorbaty, J. D., Hsu, J. E., & Gee, A. O. (2017). Classifications in Brief: Rockwood Classification of Acromioclavicular Joint Separations. *Clinical Orthopaedics and Related Research*, 475(1), 283–287. <https://doi.org/10.1007/s11999-016-5079-6>
- Gorman, P. P., Butler, R. J., Plisky, P. J., & Kiesel, K. B. (2012). Upper quarter y balance test: Reliability and performance comparison between genders in active adults. *Journal of Strength and Conditioning Research*, 26(11), 3043–3048. <https://doi.org/10.1519/JSC.0b013e3182472fdb>
- Groh, G. I., Wirth, M. A., & Rockwood, C. A. (2011). Treatment of traumatic posterior sternoclavicular dislocations. *Journal of Shoulder and Elbow Surgery*, 20(1), 107–113.

<https://doi.org/10.1016/j.jse.2010.03.009>

- Guirelli, A. R., dos Santos, J. M., Cabral, E. M. G., Pinto, J. P. C., De Lima, G. A., & Felicio, L. R. (2021). Relationship between upper limb physical performance tests and muscle strength of scapular, shoulder and spine stabilizers: A cross-sectional study. *Journal of Bodywork and Movement Therapies*, 27, 612–619. <https://doi.org/10.1016/j.jbmt.2021.05.014>
- Gumina, S., Carbone, S., & Postacchini, F. (2009). Scapular Dyskinesia and SICK Scapula Syndrome in Patients With Chronic Type III Acromioclavicular Dislocation. *Arthroscopy - Journal of Arthroscopic and Related Surgery*, 25(1), 40–45. <https://doi.org/10.1016/j.arthro.2008.08.019>
- Hackett, D. A., Davies, T. B., Ibel, D., Cobley, S., Hackett, D. A., Davies, T. B., Ibel, D., Cobley, S., Hackett, D. A., Davies, T. B., Ibel, D., Cobley, S., & Sanders, R. (2017). Predictive ability of the medicine ball chest throw and vertical jump tests for determining muscular strength and power in adolescents determining muscular strength and power in adolescents. *Measurement in Physical Education and Exercise Science*, 00(00), 1–9. <https://doi.org/10.1080/1091367X.2017.1385462>
- Haines, M. R. (2018). Differences in glenohumeral joint rotation and peak power output between Super league and championship rugby league players. *Journal of Strength and Conditioning Research*, 32(6), 1685–1691. <https://doi.org/10.1519/jsc.0000000000002029>
- Harris, C., Wattles, A. P., Debeliso, M., Sevens-Adams, P. G., Berning, J. M., & Adams, K. J. (2011). The seated medicine ball throw as a test of upper body power in older adults. *Journal of Strength and Conditioning Research*, 25(8), 2344–2348. <https://doi.org/10.1519/JSC.0b013e3181ecd27b>
- Hazar, Z., Ulug, N., & Yuksel, I. (2014). Upper quarter Y-balance test score of patients with shoulder impingement syndrome. *Orthopaedic Journal of Sports Medicine*, 2(11), 2015. <https://doi.org/10.1177/2325967114S00275>
- Headey, J., Brooks, J. H. M., & Kemp, S. P. T. (2007). The epidemiology of shoulder injuries in English professional rugby union. *American Journal of Sports Medicine*, 35(9), 1537–1543. <https://doi.org/10.1177/0363546507300691>
- Hegedus, E. J., Goode, A. P., Cook, C. E., Michener, L., Myer, C. A., Myer, D. M., & Wright, A. A. (2012). Which physical examination tests provide clinicians with the most value when examining the shoulder? Update of a systematic review with meta-analysis of individual tests. *British Journal of Sports Medicine*, 46(14), 964–978. <https://doi.org/10.1136/bjsports-2012-091066>
- Hegedus, E. J., McDonough, S., Bleakley, C., Cook, C. E., & Baxter, G. D. (2015). Clinician-friendly lower extremity physical performance measures in athletes: A systematic review of measurement properties and correlation with injury, part 1. The tests for knee function including the hop tests. *British Journal of Sports Medicine*, 49(10), 642–648. <https://doi.org/10.1136/bjsports-2014->

- Hegedus, E. J., Vidt, M. E., & Tarara, D. T. (2014). The best combination of physical performance and self-report measures to capture function in three patient groups. *Physical Therapy Reviews*, *19*(3), 196–203. <https://doi.org/10.1179/1743288X13Y.0000000121>
- Hermens. (2000). Development of recommendations for SEMG sensors and sensor placement procedures. *Journal of Electromyography and Kinesiology*. <https://doi.org/10.1007/s10750-015-2551-3>
- Hibberd, E. E., Oyama, S., Spang, J. T., Prentice, W., & Myers, J. B. (2012). Effect of a 6-week strengthening program on shoulder and scapular-stabilizer strength and scapular kinematics in division I collegiate swimmers. *Journal of Sport Rehabilitation*, *21*(3), 253–265. <https://doi.org/10.1123/jsr.21.3.253>
- Hickey, D., Solvig, V., Cavalheri, V., Harrold, M., & Mckenna, L. (2018). Scapular dyskinesis increases the risk of future shoulder pain by 43% in asymptomatic athletes: A systematic review and meta-analysis. *British Journal of Sports Medicine*, *52*(2), 102–110. <https://doi.org/10.1136/bjsports-2017-097559>
- Hollinshead, R. M., Mohtadi, N. G. H., Vande Guchte, R. A., & Wadey, V. M. R. (2000). Two 6-year follow-up studies of large and massive rotator cuff tears: Comparison of outcome measures. *Journal of Shoulder and Elbow Surgery*, *9*(5), 373–379. <https://doi.org/10.1067/mse.2000.108389>
- Hootman, J. M., Dick, R., & Agel, J. (2007). Epidemiology of collegiate injuries for 15 sports: Summary and recommendations for injury prevention initiatives. *Journal of Athletic Training*, *42*(2), 311–319.
- Horsley, I. G., Fowler, E. M., & Rolf, C. G. (2013). Shoulder injuries in professional rugby: A retrospective analysis. *Journal of Orthopaedic Surgery and Research*, *8*(1), 9. <https://doi.org/10.1186/1749-799X-8-9>
- Hovellius, L., Olofsson, A., Sandström, B., Augustini, B. G., Krantz, L., Fredin, H., Tillander, B., Skoglund, U., Salomonsson, B., Nowak, J., & Sennerby, U. (2008). Nonoperative treatment of primary anterior shoulder dislocation in patients forty years of age and younger: A prospective twenty-five-year follow up. *Journal of Bone and Joint Surgery - Series A*, *90*(5), 945–952. <https://doi.org/10.2106/JBJS.G.00070>
- Hovellius, L., Vikerfors, O., Olofsson, A., Svensson, O., & Rahme, H. (2011). Bristow-Latarjet and Bankart: A comparative study of shoulder stabilization in 185 shoulders during a seventeen-year follow-up. *Journal of Shoulder and Elbow Surgery*, *20*(7), 1095–1101.

<https://doi.org/10.1016/j.jse.2011.02.005>

- Huang, Q., Hu, M., Xu, B., & Zhou, J. (2020). The coordination of upper and lower limbs in curve-turning walking of healthy preschoolers: Viewed in continuous relative phase. *Gait and Posture*, 75(March 2019), 1–7. <https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2019.09.013>
- Huang, T. S., Ou, H. L., Huang, C. Y., & Lin, J. J. (2015). Specific kinematics and associated muscle activation in individuals with scapular dyskinesis. *Journal of Shoulder and Elbow Surgery*. <https://doi.org/10.1016/j.jse.2014.12.022>
- Hudak, P. L., Amadio, P. C., & Bombardier, C. (1996). Development of an upper extremity outcome measure: The DASH (disabilities of the arm, shoulder, and head). *American Journal of Industrial Medicine*, 29(6), 602–608. [https://doi.org/10.1002/\(SICI\)1097-0274\(199606\)29:6<602::AID-AJIM4>3.0.CO;2-L](https://doi.org/10.1002/(SICI)1097-0274(199606)29:6<602::AID-AJIM4>3.0.CO;2-L)
- Hudson, V. J. (2010). Evaluation, Diagnosis, and Treatment of Shoulder Injuries in Athletes. *Clinics in Sports Medicine*, 29(1), 19–32. <https://doi.org/10.1016/j.csm.2009.09.003>
- Hug, F., & Tucker, K. (2017). Muscle Coordination and the Development of Musculoskeletal Disorders. *Exercise and Sport Sciences Reviews*, 45(4), 201–208. <https://doi.org/10.1249/JES.0000000000000122>
- Hughes, T., Riley, R. D., Callaghan, M. J., United, M., Club, F., Road, B., Road, O. I., Health, A., Centre, S., Care, S., Academic, M., Science, H., & Building, B. (2019). *Pre-season screening currently has no value for injury prediction: The development and internal validation of a multivariable prognostic model to predict indirect muscle injury risk in elite football (soccer) players*.
- Huguet, D., Pietu, G., Bresson, C., Potaux, F., & Letenneur, J. (1996). Instabilité antérieure de l'épaule chez le sportif: À propos de 51 cas de stabilisation par intervention de Latarjet-Patte. In *Acta Orthopaedica Belgica* (Vol. 62, Issue 4).
- Hulin, B. T., Gabbett, T. J., Lawson, D. W., Caputi, P., & Sampson, J. A. (2016). The acute: Chronic workload ratio predicts injury: High chronic workload may decrease injury risk in elite rugby league players. *British Journal of Sports Medicine*, 50(4), 231–236. <https://doi.org/10.1136/bjsports-2015-094817>
- Hurley, E. T., Jamal, M. S., Ali, Z., Montgomery, C., Pauzenberger, L., & Mullett, H. (2019). Long-term outcomes of the Latarjet procedure for anterior shoulder instability: a systematic review of studies at 10-year follow-up. *Journal of Shoulder and Elbow Surgery*. <https://doi.org/10.1177/0363546519831005>
- Hurley, E. T., Montgomery, C., Jamal, M. S., Shimozone, Y., Ali, Z., Pauzenberger, L., & Mullett, H.

- (2019). Return to Play After the Latarjet Procedure for Anterior Shoulder Instability: A Systematic Review. *American Journal of Sports Medicine*, 47(12), 3002–3008. <https://doi.org/10.1177/0363546519831005>
- Ialenti, M. N., Mulvihill, J. D., Feinstein, M., Zhang, A. L., & Feeley, B. T. (2017). Return to Play Following Shoulder Stabilization: A Systematic Review and Meta-analysis. *Orthopaedic Journal of Sports Medicine*, 5(9), 1–6. <https://doi.org/10.1177/2325967117726055>
- Ignjatovic, A. M., Markovic, Z. M., & Radovanovic, D. S. (2012). Effects of 12-week medicine ball training on muscle strength and power in young female handball players. *Journal of Strength and Conditioning Research*, 28, 2166–2173.
- Illyés, Á., & Kiss, R. M. (2006). Kinematic and muscle activity characteristics of multidirectional shoulder joint instability during elevation. *Knee Surgery, Sports Traumatology, Arthroscopy*, 14(7), 673–685. <https://doi.org/10.1007/s00167-005-0012-7>
- Imam, M. A., Shehata, M. S. A., Martin, A., Attia, H., Sinokrot, M., Bahbah, E. I., Gwilym, S., Jacob, J., Narvani, A. A., & Meyer, D. C. (2021). Bankart Repair Versus Latarjet Procedure for Recurrent Anterior Shoulder Instability: A Systematic Review and Meta-analysis of 3275 Shoulders. *American Journal of Sports Medicine*, 49(7), 1945–1953. <https://doi.org/10.1177/0363546520962082>
- Ingram, D., Engelhardt, C., Farron, A., Terrier, A., & Müllhaupt, P. (2016). Modelling of the human shoulder as a parallel mechanism without constraints. *Mechanism and Machine Theory*, 100, 120–137. <https://doi.org/10.1016/j.mechmachtheory.2016.02.004>
- Jackson, M., Michaud, B., Tétreault, P., & Begon, M. (2012). Improvements in measuring shoulder joint kinematics. *Journal of Biomechanics*, 45(12), 2180–2183. <https://doi.org/10.1016/j.jbiomech.2012.05.042>
- Jean-Michel Lerais, Denis Krausé, Bruno Kastler, C. T. (2009). Pathologie Articulaires Et Péri-Articulaires Des Membres. In Masson (Ed.), *Masson*.
- Jiang, W., & Simon, R. (2007). A comparison of bootstrap methods and an adjusted bootstrap approach for estimating the prediction error in microarray classification. *Statistics in Medicine*, 26(29), 5320–5334. <https://doi.org/10.1002/sim.2968>
- Jildeh, T. R., Ference, D. A., Abbas, M. J., Jiang, E. X., & Okoroha, K. R. (2021). Scapulothoracic Dyskinesia: A Concept Review. In *Current Reviews in Musculoskeletal Medicine* (Vol. 14, Issue 3, pp. 246–254). <https://doi.org/10.1007/s12178-021-09705-8>
- Johansson, F. R., Skillgate, E., Lapauw, M. L., Clijmans, D., Deneulin, V. P., Palmans, T., Engineer, H. K., & Cools, A. M. (2015). Measuring eccentric strength of the shoulder external rotators

- using a handheld dynamometer: Reliability and validity. *Journal of Athletic Training*, 50(7), 719–725. <https://doi.org/10.4085/1062-6050-49.3.72>
- Junge, A., Cheung, K., Edwards, T., & Dvorak, J. (2004). Injuries in youth amateur soccer and rugby players - Comparison of incidence and characteristics. *British Journal of Sports Medicine*, 38(2), 168–172. <https://doi.org/10.1136/bjism.2002.003020>
- Junge, A., Dvorak, J., & Graf-Baumann, T. (2004). Football Injuries during the World Cup 2002. *American Journal of Sports Medicine*, 32(SUPPL. 1), 23–27. <https://doi.org/10.1177/0363546503261246>
- Juré, D., Blache, Y., Degot, M., Vigne, G., Nové-Josserand, L., Godenèche, A., Collotte, P., Franger, G., Borel, F., Rogowski, I., & Neyton, L. (2022). The S-STARTS Test: Validation of a Composite Test for the Assessment of Readiness to Return to Sport After Shoulder Stabilization Surgery. *Sports Health*, 14(2), 254–261. <https://doi.org/10.1177/19417381211004107>
- Kadlec, D., Griffiths, K. M., Young, J. D., & Downes, P. (2020). The relationship of upper body multi-joint and single-joint strength The relationship of upper body multi-joint and single-joint strength and function in male Rugby athletes. *Sports Perf Sci Rep, Mvic*, 1–4.
- Kamina, P. (2009). *Anatomie Générale, Membres*.
- Kapandji. (2021). *Anatomie fonctionnelle: Volume 1-Membre supérieur*. (Maloine (ed.)).
- Kaplan, L. D., Flanigan, D. C., Norwig, J., Jost, P., & Bradley, J. (2005). Prevalence and variance of shoulder injuries in elite collegiate football players. *American Journal of Sports Medicine*, 33(8), 1142–1146. <https://doi.org/10.1177/0363546505274718>
- Katz, N. P., Paillard, F. C., & Ekman, E. (2015). Determining the clinical importance of treatment benefits for interventions for painful orthopedic conditions. *Journal of Orthopaedic Surgery and Research*, 10(1). <https://doi.org/10.1186/s13018-014-0144-x>
- Kawasaki, T., Yamakawa, J., Kaketa, T., Kobayashi, H., & Kaneko, K. (2012). Does scapular dyskinesis affect top rugby players during a game season? *Journal of Shoulder and Elbow Surgery*. <https://doi.org/10.1016/j.jse.2011.11.032>
- Kay, J., Memon, M., & Alolabi, B. (2018). Return to Sport and Clinical Outcomes After Surgical Management of Acromioclavicular Joint Dislocation: A Systematic Review. *Arthroscopy - Journal of Arthroscopic and Related Surgery*, 34(10), 2910-2924.e1. <https://doi.org/10.1016/j.arthro.2018.04.027>
- Kelly, B. T., Kadrmaz, W. R., & Speer, K. P. (1996). The manual muscle examination for rotator cuff strength: An electromyographic investigation. *American Journal of Sports Medicine*, 24(5), 581–

588. <https://doi.org/10.1177/036354659602400504>

- Kendal, J. K., Thomas, K., Lo, I. K. Y., & Bois, A. J. (2018). Clinical Outcomes and Complications Following Surgical Management of Traumatic Posterior Sternoclavicular Joint Dislocations. *JBJS Reviews*, 6(11), E2. <https://doi.org/10.2106/JBJS.RVW.17.00157>
- Khiami, F., Gérometta, A., & Loriaut, P. (2014). Conduite à tenir devant une première luxation gléno-humérale traumatique antérieure récente. In *Conférences d'enseignement 2014*. Elsevier Masson SAS. <https://doi.org/10.1016/b978-2-294-74506-5.00007-2>
- Kibler, W. Ben, 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.'* 877–885. <https://doi.org/10.1136/bjsports-2013-092425>
- Kibler, W. Ben, 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. <https://doi.org/10.1136/bjsports-2013-092425>
- Kibler, W. Ben, & Sciascia, A. (2016). The role of the scapula in preventing and treating shoulder instability. *Knee Surgery, Sports Traumatology, Arthroscopy*, 24(2), 390–397. <https://doi.org/10.1007/s00167-015-3736-z>
- Kibler, W. Ben, Uhl, T. L., Maddux, J. W. Q., Brooks, P. V., Zeller, B., & McMullen, J. (2002). Qualitative clinical evaluation of scapular dysfunction: A reliability study. *Journal of Shoulder and Elbow Surgery*, 11(6), 550–556. <https://doi.org/10.1067/mse.2002.126766>
- Kibler, W. B., Chandler, T. J., Shapiro, R., Conuel, M., & Kibler, W. B. (2007). *Muscle activation in coupled scapulohumeral motions in the high performance tennis serve.* 745–749. <https://doi.org/10.1136/bjism.2007.037333>
- Kibler, W., Sciascia, A., & Wilkes, T. (2012). Scapular dyskinesis and its relation to shoulder injury. *Journal of the American Academy of Orthopaedic Surgeons*, 20(6), 364–372. <https://doi.org/10.5435/JAAOS-20-06-364>
- Kirkley, A., Alvarez, C., & Griffin, S. (2003). The Development and Evaluation of a Disease-s.pdf. *Clinical Journal of Sport Medicine*, 13, 84–92.
- Kirkley, A., Griffin, S., & Dainty, K. (2003). Scoring Systems for the Functional Assessment of the Shoulder. *Arthroscopy - Journal of Arthroscopic and Related Surgery*. <https://doi.org/10.1016/j.arthro.2003.10.030>
- Kirkley, A., Griffin, S., McLintock, H., & Ng, L. (1998). The development and evaluation of a

- disease-specific quality of life measurement tool for shoulder instability: The Western Ontario Shoulder Instability Index (WOSI). *American Journal of Sports Medicine*, 26(6), 764–771. <https://doi.org/10.1177/03635465980260060501>
- Klingels, K., De Cock, P., Molenaers, G., Desloovere, K., Huenaerts, C., Jaspers, E., & Feys, H. (2010). Upper limb motor and sensory impairments in children with hemiplegic cerebral palsy. Can they be measured reliably? *Disability and Rehabilitation*, 32(5), 409–416. <https://doi.org/10.3109/09638280903171469>
- Klouche, S., Lefevre, N., Herman, S., Gerometta, A., & Bohu, Y. (2015). Return to Sport After Rotator Cuff Tear Repair: A Systematic Review and Meta-Analysis. *The American Journal of Sports Medicine*, 44(7), 1877–1887. <https://doi.org/10.1177/0363546515598995>
- Kocher, M. S., & Feagin, J. A. (1996). Shoulder injuries during alpine skiing. *American Journal of Sports Medicine*, 24(5), 665–669. <https://doi.org/10.1177/036354659602400517>
- Kolk, A., Overbeek, C. L., de Witte, P. B., Canete, A. N., Reijnierse, M., Nagels, J., Nelissen, R. G. H. H., & de Groot, J. H. (2021). Kinematics and muscle activation in subacromial pain syndrome patients and asymptomatic controls. *Clinical Biomechanics*, 89. <https://doi.org/10.1016/j.clinbiomech.2021.105483>
- Korsten, K., Gunning, A. C., & Leenen, L. P. H. (2014). Operative or conservative treatment in patients with Rockwood type III acromioclavicular dislocation: A systematic review and update of current literature. *International Orthopaedics*, 38(4), 831–838. <https://doi.org/10.1007/s00264-013-2143-7>
- Kostrzewa, M., Laskowski, R., Wilk, M., Błach, W., Ignatjeva, A., & Nitychoruk, M. (2020). Significant predictors of sports performance in elite men judo athletes based on multidimensional regression models. *International Journal of Environmental Research and Public Health*, 17(21), 1–10. <https://doi.org/10.3390/ijerph17218192>
- Kottner, J., Audige, L., Brorson, S., Donner, A., Gajewski, B. J., Hróbjartsson, A., Roberts, C., Shoukri, M., & Streiner, D. L. (2011). Guidelines for Reporting Reliability and Agreement Studies (GRRAS) were proposed. *International Journal of Nursing Studies*, 48(6), 661–671. <https://doi.org/10.1016/j.ijnurstu.2011.01.016>
- 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. <https://doi.org/10.1177/1941738111414175>
- Kuhn, Helmer, D. (2012). Development and Reliability Testing of the FEDS System for Classifying Glenohumeral Instability. *J Shoulder Elbow Surg*, 20(4), 548–556.

<https://doi.org/10.1016/j.jse.2010.10.027>.Development

- Kuijpers, T., Van Der Windt, D. A. W. M., Van Der Heijden, G. J. M. G., Twisk, J. W. R., Vergouwe, Y., & Bouter, L. M. (2006). A prediction rule for shoulder pain related sick leave: A prospective cohort study. *BMC Musculoskeletal Disorders*, 7, 1–11. <https://doi.org/10.1186/1471-2474-7-97>
- Lacroix & Billaud. (2021). Épaule du lanceur : évaluation expérimentale 3D d'une dyskinésie scapulothoracique par imagerie EOS. *Revue de Chirurgie Orthopédique et Traumatologique*, 107.
- Lambelet, G., & Farron, P. A. (2013). *Evaluation des résultats du traitement chirurgical des luxations acromio-claviculaires de type III selon un score cinématique*. 788, 1–20.
- Landreau, P., & Zumstein, M. A. (2018). Handball Sports Medicine. *Handball Sports Medicine*, May. <https://doi.org/10.1007/978-3-662-55892-8>
- Larsen, S., Danielsen, J. H., Søndergård, S. D., Sogaard, D., Vigelsee, A., Dybboe, R., Skaaby, S., Dela, F., & Helge, J. W. (2015). The effect of high-intensity training on mitochondrial fat oxidation in skeletal muscle and subcutaneous adipose tissue. *Scandinavian Journal of Medicine and Science in Sports*, 25(1), e59–e69. <https://doi.org/10.1111/sms.12252>
- 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 and Sports Physical Therapy*, 44(9), 636–645. <https://doi.org/10.2519/jospt.2014.5339>
- Lawrence, R. L., Ellingson, A. M., & Ludewig, P. M. (2018). Validation of single-plane fluoroscopy and 2D/3D shape-matching for quantifying shoulder complex kinematics. *Medical Engineering and Physics*, 52, 69–75. <https://doi.org/10.1016/j.medengphy.2017.11.005>
- Leahy, T. M., Kenny, I. C., Campbell, M. J., Warrington, G. D., Cahalan, R., Harrison, A. J., Lyons, M., Glynn, L. G., O'Sullivan, K., Purtill, H., & Comyns, T. M. (2021). Epidemiology of Shoulder Injuries in Schoolboy Rugby Union in Ireland. *Orthopaedic Journal of Sports Medicine*, 9(8), 1–8. <https://doi.org/10.1177/23259671211023431>
- Lee, D.-R., & Kim, L. J. (2015). Reliability and validity of the closed kinetic chain upper extremity stability test. *Journal of Physical Therapy Science*, 27(4), 1071–1073. <https://doi.org/10.1589/jpts.27.1071>
- Lee, J. H., Cynn, H. S., Yoon, T. L., Choi, S. A., Choi, W. J., Choi, B. S., & Ko, C. H. (2015). Comparison of scapular posterior tilting exercise alone and scapular posterior tilting exercise after pectoralis minor stretching on scapular alignment and scapular upward rotators activity in subjects with short pectoralis minor. *Physical Therapy in Sport*, 16(3), 255–261. <https://doi.org/10.1016/j.ptsp.2015.01.002>

- LeGal, Begon, Gillet, & Rogowski. (2017). Effects of self-myofascial release on shoulder function and perception in adolescent tennis players. *Journal of Sport Rehabilitation*, 28, 588–595.
https://research.rug.nl/files/30892751/Den_Hartigh_et_al._Short_and_long_term_PM_JSEP_accepted_version_Pure.pdf
- Lempereur, M., Brochard, S., Leboeuf, F., & Rémy-Néris, O. (2014). Validity and reliability of 3D marker based scapular motion analysis: A systematic review. *Journal of Biomechanics*, 47(10), 2219–2230. <https://doi.org/10.1016/j.jbiomech.2014.04.028>
- Leroux, T., Wasserstein, D., Veillette, C., Khoshbin, A., Henry, P., Chahal, J., Austin, P., Mahomed, N., & Ogilvie-Harris, D. (2014). Epidemiology of primary anterior shoulder dislocation requiring closed reduction in Ontario, Canada. *American Journal of Sports Medicine*, 42(2), 442–450.
<https://doi.org/10.1177/0363546513510391>
- Levinger, I., Goodman, C., Hare, D. L., Jerums, G., Toia, D., & Selig, S. (2009). The reliability of the 1RM strength test for untrained middle-aged individuals. *Journal of Science and Medicine in Sport*, 12(2), 310–316. <https://doi.org/10.1016/j.jsams.2007.10.007>
- Lima, E. B. S., Osés, G. L., de Godoy, G. P., Lara, P. H. S., Ribeiro, L. M., de Figueiredo, E. A., Pochini, A. de C., Andreoli, C. V., Belangero, P. S., & Ejnisman, B. (2022). Evaluation of Latarjet procedure in female athletes: a 3-year follow-up prospective cohort study. *JSES International*, 6(3), 343–348. <https://doi.org/10.1016/j.jseint.2022.01.007>
- Lin, J. J., Hsieh, S. C., Cheng, W. C., Chen, W. C., & Lai, Y. (2011). Adaptive Patterns of Movement during Arm Elevation Test in Patients with Shoulder Impingement Syndrome. *Journal of Orthopaedic Research*, 29(5), 653–657. <https://doi.org/10.1002/jor.21300>
- Lippit. (1993). *A practical tool for evaluating shoulder function. The simple shoulder test.*
- Liu, Y., Chen, P. H. C., Krause, J., & Peng, L. (2019). How to Read Articles That Use Machine Learning: Users' Guides to the Medical Literature. *JAMA - Journal of the American Medical Association*, 322(18), 1806–1816. <https://doi.org/10.1001/jama.2019.16489>
- Ljungqvist, A., Jenoure, P., Engebretsen, L., Alonso, J. M., Bahr, R., Clough, A., de Bondt, G., Dvorak, J., Maloley, R., Matheson, G., Meeuwisse, W., Meijboom, E., Mountjoy, M., Pelliccia, A., Schwellnus, M., Sprumont, D., Schamasch, P., Gauthier, J. B., Dubi, C., ... Thill, C. (2009). The International Olympic Committee (IOC) consensus statement on periodic health evaluation of elite athletes. *International SportMed Journal*, 10(3).
- Lo, I. K. Y., Griffin, S., & Kirkley, A. (2001). The development of a disease-specific quality of life measurement tool for osteoarthritis of the shoulder: The Western Ontario Osteoarthritis of the Shoulder (WOOS) index. *Osteoarthritis and Cartilage*, 9(8), 771–778.

<https://doi.org/10.1053/joca.2001.0474>

- Louati, A., Bouche, P. A., Bauer, T., & Hardy, A. (2022). Translation and validation of the shoulder instability - return to sport after injury (SIRSI) score in French. *Journal of Experimental Orthopaedics*. <https://doi.org/10.1186/s40634-022-00470-2>
- Lüdecke, D., Ben-Shachar, M., Patil, I., Waggoner, P., & Makowski, D. (2021). performance: An R Package for Assessment, Comparison and Testing of Statistical Models. *Journal of Open Source Software*, 6(60), 3139. <https://doi.org/10.21105/joss.03139>
- Ludewig, M. (2000). *Alterations in Shoulder Kinematics and Associated Muscle Activity in People With Symptoms of Shoulder Impingement*.
- Ludewig, P. M., Hoff, M. S., Osowski, E. E., Meschke, S. A., & Rundquist, P. J. (2004). Relative Balance of Serratus Anterior and Upper Trapezius Muscle Activity During Push-Up Exercises. *The American Journal of Sports Medicine*, 484–493. <https://doi.org/10.1177/0363546503258911>
- 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 and Joint Surgery - Series A*, 91(2), 378–389. <https://doi.org/10.2106/JBJS.G.01483>
- Ludewig, P. M., & Reynolds, J. F. (2009). The association of scapular kinematics and glenohumeral joint pathologies. *Journal of Orthopaedic and Sports Physical Therapy*, 39(2), 90–104. <https://doi.org/10.2519/jospt.2009.2808>
- Lukas, S., Putman, S., Delay, C., Blairon, A., Chazard, E., & Letartre, R. (2022). Knee ligament sprains: Diagnosing anterior cruciate ligament injuries by patient interview. Development and evaluation of the anterior cruciate ligament injury score (ACLIS). *Revue de Chirurgie Orthopedique et Traumatologique*, 108(3), 280–285. <https://doi.org/10.1016/j.rcot.2022.02.031>
- MacDonald, P. B. (2012). Arthroscopic Rotator Cuff Repair with and without Acromioplasty in the Treatment of Full-Thickness Rotator Cuff Tears. *Operative Orthopadie Und Traumatologie*, 24(6), 486–494. <http://www.embase.com/search/results?subaction=viewrecord&from=export&id=L52116970%0Ahttp://dx.doi.org/10.1007/s00064-012-0158-7>
- MacDonald, P. B., & Lapointe, P. (2008). Acromioclavicular and Sternoclavicular Joint Injuries. *Orthopedic Clinics of North America*, 39(4), 535–545. <https://doi.org/10.1016/j.ocl.2008.05.003>
- Macht, J. W., Abel, M. G., Mullineaux, D. R., & Yates, J. W. (2016). Development of 1rm prediction equations for bench press in moderately trained men. *Journal of Strength and Conditioning Research*, 30(10), 2901–2906. <https://doi.org/10.1519/JSC.0000000000001385>

- Maffiuletti, N. A., Bizzini, M., Desbrosses, K., Babault, N., & Munzinger, U. (2007). Reliability of knee extension and flexion measurements using the Con-Trex isokinetic dynamometer. *Clinical Physiology and Functional Imaging*, 27(6), 346–353. <https://doi.org/10.1111/j.1475-097X.2007.00758.x>
- Manokas. (2020). The effect of scapular dyskinesis on Upper Quarter Y balance Test Performance. *International Journal of Exercise Science*.
- Mansa. (2005). *Chirurgie de l'épaule et du coude* (Elsevier Masson (ed.)).
- Marker. (1996). Posterior sternoclavicular dislocation: an American football injury. *British Journal of Sports Medicine*, 30(1), 73–74. <https://doi.org/10.1136/bjism.30.1.72>
- Martins, J. A. M., Tucci, H. E. T. T., Andrade, R. O. A., & Rodrigo, R. O. C. A. (2008). ELECTROMYOGRAPHIC AMPLITUDE RATIO OF SERRATUS ANTERIOR AND UPPER TRAPEZIUS MUSCLES DURING MODIFIED PUSH-UPS AND BENCH PRESS EXERCISES. *The Journal of Strength & Conditioning Research*, 22(2), 477–484.
- Martins, L. V., & Marziale, M. H. P. (2012). Assessment of proprioceptive exercises in the treatment of rotator cuff disorders in nursing professionals: a randomized controlled clinical trial. *Brazilian Journal of Physical Therapy*, 16(6), 502–509. <https://doi.org/10.1590/s1413-35552012005000057>
- Matsui, K., Shimada, K., & Andrew, P. D. (2006). Deviation of skin marker from bone target during movement of the scapula. *Journal of Orthopaedic Science*, 11(2), 180–184. <https://doi.org/10.1007/s00776-005-1000-y>
- Mayhew, J. L., Bembien, M. G., & Rohrs, D. M. (1992). *Seated Shot Put as a Measure of Upper Body Power in Adolescent Wrestlers*. 78–84.
- Mazzocca, A. D., Arciero, R. A., & Bicos, J. (2007). Evaluation and treatment of acromioclavicular joint injuries. *American Journal of Sports Medicine*, 35(2), 316–329. <https://doi.org/10.1177/0363546506298022>
- McCall, A., Dupont, G., & Ekstrand, J. (2018). Internal workload and non-contact injury: A one-season study of five teams from the UEFA Elite Club Injury Study. *British Journal of Sports Medicine*, 52(23), 1517–1522. <https://doi.org/10.1136/bjsports-2017-098473>
- McClure, P., Tate, A. R., Kareha, S., Irwin, D., & Zlupko, E. (2009). A clinical method for identifying scapular dyskinesis, part 1: Reliability. *Journal of Athletic Training*, 44(2), 160–164.
- Mcclure, P. W., Kareha, S., McClure, P., & Greenberg, E. (2012). Evaluation and Management of Scapular Dysfunction Evaluation and Management of Scapular Dysfunction. *SPORTS*

- McCunn, R., aus der Fünten, K., Fullagar, H. H. K., McKeown, I., & Meyer, T. (2016). Reliability and Association with Injury of Movement Screens: A Critical Review. *Sports Medicine*, 46(6), 763–781. <https://doi.org/10.1007/s40279-015-0453-1>
- McDonough, A., & Funk, L. (2014). Can glenohumeral joint isokinetic strength and range of movement predict injury in professional rugby league. *Physical Therapy in Sport*, 15(2), 91–96. <https://doi.org/10.1016/j.ptsp.2013.07.001>
- McIntosh, A. S., Savage, T. N., McCrory, P., Fréchède, B. O., & Wolfe, R. (2010). Tackle characteristics and injury in a cross section of rugby union football. *Medicine and Science in Sports and Exercise*, 42(5), 977–984. <https://doi.org/10.1249/MSS.0b013e3181c07b5b>
- McLaine, S. J., Ginn, K. A., Fell, J. W., & Bird, M. L. (2018). Isometric shoulder strength in young swimmers. *Journal of Science and Medicine in Sport*, 21(1), 35–39. <https://doi.org/10.1016/j.jsams.2017.05.003>
- McMaster, D. T., Gill, N. D., Cronin, J. B., & McGuigan, M. R. (2016). Force-Velocity-Power Assessment in Semiprofessional Rugby Union Players. *The Journal of Strength & Conditioning Research*, 30(4), 1118–1126. <https://doi.org/doi:10.1519/JSC.0b013e3182a1da46>
- Mell, Lascalza, Guffey, Carpenter, & Hughes. (2002). Effect of Rotator Cuff Pathology on Shoulder Rhythm. *Journal of Shoulder and Elbow Surgery*. <https://doi.org/https://doi.org/10.1016/j.jse.2004.09.018>
- Mendiguchia, J., Edouard, P., Samozino, P., Brughelli, M., Cross, M., Ross, A., Gill, N., & Morin, J. B. (2016). Field monitoring of sprinting power–force–velocity profile before, during and after hamstring injury: two case reports. *Journal of Sports Sciences*, 34(6), 535–541. <https://doi.org/10.1080/02640414.2015.1122207>
- 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. <https://doi.org/10.1080/23335432.2017.1405741>
- 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 and Physics*, 38(3), 290–296. <https://doi.org/10.1016/j.medengphy.2015.12.004>
- Mihata, T., Gates, J., McGarry, M. H., Neo, M., & Lee, T. Q. (2015). Effect of posterior shoulder

- tightness on internal impingement in a cadaveric model of throwing. *Knee Surgery, Sports Traumatology, Arthroscopy*, 23(2), 548–554. <https://doi.org/10.1007/s00167-013-2381-7>
- Mihata, T., Lee, Y. S., McGarry, M. H., Abe, M., & Lee, T. Q. (2004). Excessive humeral external rotation results in increased shoulder laxity. *American Journal of Sports Medicine*, 32(5), 1278–1285. <https://doi.org/10.1177/0363546503262188>
- Milgrom, C., Milgrom, Y., Radeva-Petrova, D., Jaber, S., Beyth, S., & Finestone, A. S. (2014). The supine apprehension test helps predict the risk of recurrent instability after a first-time anterior shoulder dislocation. *Journal of Shoulder and Elbow Surgery*, 23(12), 1838–1842. <https://doi.org/10.1016/j.jse.2014.07.013>
- Mirsafaei Rizi, R., Yeung, S. S., Stewart, N. J., & Yeung, E. W. (2017). Risk factors that predict severe injuries in university rugby sevens players. *Journal of Science and Medicine in Sport*, 20(7), 648–652. <https://doi.org/10.1016/j.jsams.2016.11.022>
- Mirza, A. H., Alam, K., & Ali, A. (2005). Posterior sternoclavicular dislocation in a rugby player as a cause of silent vascular compromise: a case report. *British Journal of Sports Medicine*, 39(5), 3–5. <https://doi.org/10.1136/bjism.2004.014852>
- Mitchell, J. A., Pumpa, K. L., Williams, K. J., & Pyne, D. B. (2016). Variable Changes in Body Composition, Strength and Lower-Body Power during an International Rugby Sevens Season. *Journal of Strength and Conditioning Research*, 30(4), 1127–1136. <https://doi.org/10.1519/JSC.0000000000001188>
- Mokkink, L. B., Terwee, C. B., Patrick, D. L., Alonso, J., Stratford, P. W., Knol, D. L., Bouter, L. M., & de Vet, H. C. W. (2010). The COSMIN study reached international consensus on taxonomy, terminology, and definitions of measurement properties for health-related patient-reported outcomes. *Journal of Clinical Epidemiology*, 63(7), 737–745. <https://doi.org/10.1016/j.jclinepi.2010.02.006>
- Mokkink, L. B., Terwee, C. B., Patrick, D. L., Alonso, J., Stratford, P. W., Knol, D. L., Bouter, L. M., & De Vet, H. C. W. (2010). The COSMIN checklist for assessing the methodological quality of studies on measurement properties of health status measurement instruments: An international Delphi study. *Quality of Life Research*, 19(4), 539–549. <https://doi.org/10.1007/s11136-010-9606-8>
- Møller, M., Nielsen, R. O., Attermann, J., Wedderkopp, N., Lind, M., Sørensen, H., & Myklebust, G. (2017). *Handball load and shoulder injury rate : a 31-week cohort study of 679 elite youth handball players*. 231–237. <https://doi.org/10.1136/bjsports-2016-096927>
- Montgomery, C., O’Briain, D. E., Hurley, E. T., Pauzenberger, L., Mullett, H., & Moran, C. J. (2019).

- Video Analysis of Shoulder Dislocations in Rugby: Insights Into the Dislocating Mechanisms. *American Journal of Sports Medicine*, 47(14), 3469–3475.
<https://doi.org/10.1177/0363546519882412>
- Moons, K. G. M., Kengne, A. P., Grobbee, D. E., Royston, P., Vergouwe, Y., Altman, D. G., & Woodward, M. (2012). Risk prediction models: II. External validation, model updating, and impact assessment. *Heart*, 98(9), 691–698. <https://doi.org/10.1136/heartjnl-2011-301247>
- Moore, S. D., Uhl, T. L., & Kibler, W. Ben. (2013). Improvements in Shoulder Endurance Following a Baseball-Specific Strengthening Program in High School Baseball Players. *Sports Health*, 5(3), 233–238. <https://doi.org/10.1177/1941738113477604>
- Mornieux, G., Hir Hirschmüller, A., Gollhofer, A., Südkamp, N. P., & Maier, D. (2018). Multimodal assessment of sensorimotor shoulder function in patients with untreated anterior shoulder instability and asymptomatic handball players. *Journal of Sports Medicine and Physical Fitness*, 58(4), 472–479. <https://doi.org/10.23736/S0022-4707.17.06874-8>
- Mussigmann, T., Lagniaux, F., Trouveroy, G., Drigny, J., Quesada, C., & Edouard, P. (2020). Association between sensorimotor function and shoulder injury: Prospective pilot study in a cohort of handballers. *Journal de Traumatologie Du Sport*, 37(1), 10–19.
<https://doi.org/10.1016/j.jts.2019.12.007>
- Myers, J. B., Laudner, K. G., Pasquale, M. R., Bradley, J. P., & Lephart, S. M. (2005). Scapular position and orientation in throwing athletes. *American Journal of Sports Medicine*, 33(2), 263–271. <https://doi.org/10.1177/0363546504268138>
- Myers, J. B., & Lephart, S. M. (2002). Sensorimotor deficits contributing to glenohumeral instability. *Clinical Orthopaedics and Related Research*, 400(400), 98–104.
<https://doi.org/10.1097/00003086-200207000-00013>
- Myers, J. B., Wassinger, C. A., & Lephart, S. M. (2006). Sensorimotor contribution to shoulder stability: Effect of injury and rehabilitation. *Manual Therapy*, 11(3), 197–201.
<https://doi.org/10.1016/j.math.2006.04.002>
- Naaim, A., Moissenet, F., Duprey, S., Begon, M., & Chèze, L. (2017). Effect of various upper limb multibody models on soft tissue artefact correction: A case study. *Journal of Biomechanics*, 62, 102–109. <https://doi.org/10.1016/j.jbiomech.2017.01.031>
- Nakagawa, S., Johnson, P. C. D., & Schielzeth, H. (2017). The coefficient of determination R² and intra-class correlation coefficient from generalized linear mixed-effects models revisited and expanded. *Journal of the Royal Society Interface*, 14(134). <https://doi.org/10.1098/rsif.2017.0213>
- Nazari, G., Lu, S., MacDermid, J. C., Azizi, A., Stokes, N., Hiller, S., Kim, A., & Akhavan, K. (2020).

- Psychometric Properties of Performance-Based Functional Tests in Patients With Shoulder Pathologies: A Systematic Review and Meta-analysis. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, 101(6), 1053–1063. <https://doi.org/10.1016/j.apmr.2019.11.011>
- Negrete, R. J., Hanney, W. J., Kolber, M. J., Davies, G. J., Ansley, M. K., McBride, A. B., & Overstreet, A. L. (2010). Reliability, minimal detectable change, and normative values for tests of upper extremity function and power. *Journal of Strength and Conditioning Research*, 24(12), 3318–3325. <https://doi.org/10.1519/JSC.0b013e3181e7259c>
- Negrete, R. J., & Kolber, M. J. (2011). Can upper extremity functional tests predict the softball throw for distance: a predictive validity investigation. *The International Journal of Sports Physical Therapy* |, 6(2), 104–111.
- Neyton, L. (2014). L' épaule du handballeur : pathologie traumatique, instabilité anterieure. *La Lettre Du Rhumatologue*, 406, 29–31. <https://dev.edimark.fr/Front/frontpost/getfiles/22134.pdf>
- Neyton, L., Dagher, E., Jouve, F., Nové-Josserand, L., & Walch, G. (2007). Instabilité antérieure récidivante de l'épaule chez le rugbyman. Résultats d'une série de 85 épaules opérées par la technique de Latarjet avec un recul moyen de sept ans. *Journal de Traumatologie Du Sport*. <https://doi.org/10.1016/j.jts.2007.06.007>
- Nguyen, C., Guerini, H., Zauderer, J., Roren, A., Seror, P., & Lefèvre-Colau, M. M. (2016). Magnetic resonance imaging of dynamic scapular winging secondary to a lesion of the long thoracic nerve. *Joint Bone Spine*, 83(6), 747–749. <https://doi.org/10.1016/j.jbspin.2015.11.013>
- Nicholson, K. F., Richardson, R. T., Miller, F., & Richards, J. G. (2017). Determining 3D scapular orientation with scapula models and biplane 2D images. *Medical Engineering and Physics*, 41, 103–108. <https://doi.org/10.1016/j.medengphy.2017.01.012>
- North, A. S. (2016). Rockwood grade I and II acromioclavicular injuries: as benign as commonly believed? *Joints*.
- Nové-Josserand, L. (2013). Traitement arthroscopique des tendinopathies non rompues, non calcifiantes et des ruptures partielles de coiffe: Arthroscopic treatment of non calcifying tendinopathy and partial-thickness tear of the rotator cuff. *Techniques Arthroscopiques Du Membre Supérieur*.
- Nové-Josserand, L., Hager, J. P., & Zilber, S. (2007). Traumatismes de l'épaule chez les joueurs français de rugby de haut niveau. *Science and Sports*, 22(2), 92–96. <https://doi.org/10.1016/j.scispo.2007.01.003>
- Ogaki, R., Nariai, M., & Nagai, S. (2016). Preseason muscle strength tests in the assessment of shoulder injury risk in collegiate rugby union players Preventive measure of cervical injuries in

- rugby players View project. *Football Science*, 13(July), 36–43.
<https://www.researchgate.net/publication/309155734>
- Ogaki, R., Otake, G., Nakane, S., Kosasa, Y., Kanno, Y., Ogura, A., & Takemura, M. (2020). Descriptive epidemiology of injuries in Japanese male collegiate rugby union players. *The Journal of Physical Fitness and Sports Medicine*, 9(5), 223–233.
<https://doi.org/10.7600/jpfsm.9.223>
- Ogaki, R., Takemura, M., Iwai, K., & Miyakawa, S. (2015). Risk factors for shoulder injury in collegiate rugby union players*. *Taiikugaku Kenkyu (Japan Journal of Physical Education, Health and Sport Sciences)*, 60(2), 807–814. <https://doi.org/10.5432/jjpehss.15020>
- Ogston, J. B., & Ludewig, P. M. (2007). Differences in 3-dimensional shoulder kinematics between persons with multidirectional instability and asymptomatic controls. *American Journal of Sports Medicine*, 35(8), 1361–1370. <https://doi.org/10.1177/0363546507300820>
- Ohnuma, T., & Uchino, S. (2017). Prediction models and their external validation studies for mortality of patients with acute kidney injury: A systematic review. *PLoS ONE*, 12(1), 1–14.
<https://doi.org/10.1371/journal.pone.0169341>
- Olds, M., Coulter, C., Marrant, D., & Uhl, T. (2019). Reliability of a shoulder arm return to sport test battery. *Physical Therapy in Sport*, 39, 16–22. <https://doi.org/10.1016/j.ptsp.2019.06.001>
- Olds, M., & Webster, K. E. (2021). Factor Structure of the Shoulder Instability Return to Sport After Injury Scale: Performance Confidence, Reinjury Fear and Risk, Emotions, Rehabilitation and Surgery. *American Journal of Sports Medicine*, 49(10), 2737–2742.
<https://doi.org/10.1177/03635465211024924>
- Otley, T., Myers, H., Lau, B. C., & Taylor, D. C. (2022). Return to Sport After Shoulder Stabilization Procedures: A Criteria-Based Testing Continuum to Guide Rehabilitation and Inform Return-to-Play Decision Making. *Arthroscopy, Sports Medicine, and Rehabilitation*, 4(1), e237–e246.
<https://doi.org/10.1016/j.asmr.2021.09.039>
- Owens, B. D., Agel, J., Mountcastle, S. B., Cameron, K. L., & Nelson, B. J. (2009). Incidence of glenohumeral instability in collegiate athletics. *American Journal of Sports Medicine*, 37(9), 1750–1754. <https://doi.org/10.1177/0363546509334591>
- Paladini, P., Merolla, G., Santis, E. De, Campi, F., & Porcellini, G. (2012). Long-term subscapularis strength assessment after Bristow-Latarjet procedure : isometric study. *Journal of Shoulder and Elbow Surgery*, 21(1), 42–47. <https://doi.org/10.1016/j.jse.2011.03.027>
- Pan, X., Lv, R. yan, Lv, M. gang, & Zhang, D. guang. (2020). TightRope vs Clavicular Hook Plate for Rockwood III–V Acromioclavicular Dislocations: A Meta-Analysis. *Orthopaedic Surgery*,

12(4), 1045–1052. <https://doi.org/10.1111/os.12724>

- Parier, J., Demarais, Y., & Montalvan, B. (2008). *Articulation sterno-costo-claviculaire et pratique sportive (aspects mécaniques) – Sternoclavicular joint in sports*. 12–14.
- Parry, G. N., Herrington, L. C., Horsley, I. G., & Gatt, I. (2021). The Test–Retest Reliability of Bilateral and Unilateral Force Plate–Derived Parameters of the Countermovement Push-Up in Elite Boxers. *Journal of Sport Rehabilitation*, 1–5. <https://doi.org/10.1123/jsr.2020-0340>
- Pataky, T. C., Vanrenterghem, J., & Robinson, M. A. (2015). Zero- vs. one-dimensional, parametric vs. non-parametric, and confidence interval vs. hypothesis testing procedures in one-dimensional biomechanical trajectory analysis. *Journal of Biomechanics*, 48(7), 1277–1285. <https://doi.org/10.1016/j.jbiomech.2015.02.051>
- Patte, D; Debeyre, J. (1980). *Luxations recidivantes de l'épaule. Encyclopédie Médico Chirurgicale. Technique Chirurgicales. Orthopedie-Traumatologie*.
- Pavlou, M., Ambler, G., Seaman, S. R., Guttman, O., Elliott, P., King, M., & Omar, R. Z. (2015). How to develop a more accurate risk prediction model when there are few events. *BMJ (Online)*, 351, 7–11. <https://doi.org/10.1136/bmj.h3868>
- Perrin, C., Khiami, F., Beguin, L., Calmels, P., Gresta, G., & Edouard, P. (2017). Traduction et validation française du score algo-fonctionnel de l'épaule Western Ontario Shoulder Instability Index (WOSI) : WOSI-Fr. *Revue de Chirurgie Orthopedique et Traumatologique*, 103(2), 103–112. <https://doi.org/10.1016/j.rcot.2017.01.001>
- Pichonnaz, C. (2021). Les propriétés des outils de mesure : les questions utiles à se poser. *Mains Libres, June*, 121–127.
- Picot, B., Hardy, A., Terrier, R., Tassignon, B., Lopes, R., & Fourchet, F. (2022). Which Functional Tests and Self-Reported Questionnaires Can Help Clinicians Make Valid Return to Sport Decisions in Patients With Chronic Ankle Instability? A Narrative Review and Expert Opinion. *Frontiers in Sports and Active Living*, 4(May), 1–15. <https://doi.org/10.3389/fspor.2022.902886>
- Pincivero, D. M., Lephart, S. M., & Karunakara, R. A. (1997). Reliability and precision of isokinetic strength and muscular endurance for the quadriceps and hamstrings. *International Journal of Sports Medicine*, 18(2), 113–117. <https://doi.org/10.1055/s-2007-972605>
- Pinheiro, J. S., Monteiro, O. L. S., Pinheiro, C. A. B., Penha, L. M. B., Almeida, M. Q. G., Bassi-Dibai, D., Pires, F. de O., Cabido, C. E. T., Fidelis-de-Paula-Gomes, C. A., & Dibai-Filho, A. V. (2020). Seated Single-Arm Shot-Put Test to Measure the Functional Performance of the Upper Limbs in Exercise Practitioners With Chronic Shoulder Pain: A Reliability Study. *Journal of Chiropractic Medicine*, 19(3), 153–158. <https://doi.org/10.1016/j.jcm.2020.01.001>

- Pocecco, E., Ruedl, G., Stankovic, N., Sterkowicz, S., Del Vecchio, F. B., Gutiérrez-García, C., Rousseau, R., Wolf, M., Kopp, M., Miarka, B., Menz, V., Krüsmann, P., Calmet, M., Malliaropoulos, N., & Burtcher, M. (2013). Injuries in judo: A systematic literature review including suggestions for prevention. *British Journal of Sports Medicine*, *47*(18), 1139–1143. <https://doi.org/10.1136/bjsports-2013-092886>
- Pontillo, M., Spinelli, B. A., & Sennett, B. J. (2014). Prediction of In-Season Shoulder Injury From Preseason Testing in Division I Collegiate Football Players. *Sports Health*, *6*(6), 497–503. <https://doi.org/10.1177/1941738114523239>
- Popchak, A., Poploski, K., Patterson-Lynch, B., Nigolian, J., & Lin, A. (2021). Reliability and validity of a return to sports testing battery for the shoulder. *Physical Therapy in Sport*, *48*, 1–11. <https://doi.org/10.1016/j.ptsp.2020.12.003>
- Porschke, F., Schnetzke, M., Aytac, S., Studier-Fischer, S., Gruetzner, P. A., & Guehring, T. (2017). Sports activity after anatomic acromioclavicular joint stabilisation with flip-button technique. *Knee Surgery, Sports Traumatology, Arthroscopy*, *25*(7), 1995–2003. <https://doi.org/10.1007/s00167-016-4287-7>
- Pözl, W., Thorwesten, L., Götze, C., Garmann, S., & Steinbeck, J. (2004). Proprioception of the Shoulder Joint after Surgical Repair for Instability: A Long-term Follow-up Study. *American Journal of Sports Medicine*, *32*(2), 425–430. <https://doi.org/10.1177/0363546503261719>
- Pözl, W., Witt, K. A., Hackenberg, L., Marquardt, B., & Steinbeck, J. (2003). Results of suture anchor repair of anteroinferior shoulder instability: A prospective clinical study of 85 shoulders. *Journal of Shoulder and Elbow Surgery*, *12*(4), 322–326. [https://doi.org/10.1016/S1058-2746\(03\)00032-6](https://doi.org/10.1016/S1058-2746(03)00032-6)
- Prinold, J. A. I., & Bull, A. M. J. (2014). Scaling and kinematics optimisation of the scapula and thorax in upper limb musculoskeletal models. *Journal of Biomechanics*, *47*(11), 2813–2819. <https://doi.org/10.1016/j.jbiomech.2014.05.015>
- Privitera, D. M., Sinz, N. J., Miller, L. R., Siegel, E. J., Solberg, M. J., Daniels, S. D., & Higgins, L. D. (2018). Clinical outcomes following the Latarjet procedure in contact and collision athletes. *Journal of Bone and Joint Surgery - American Volume*, *100*(6), 459–465. <https://doi.org/10.2106/JBJS.17.00566>
- Proske, U., & Gandevia, S. C. (2012). The proprioceptive senses: Their roles in signaling body shape, body position and movement, and muscle force. *Physiological Reviews*, *92*(4), 1651–1697. <https://doi.org/10.1152/physrev.00048.2011>
- Provencher, M., Golijanin, P., Gross, D., Campbell, K., LeClere, L., Anthony, S., & Romeo, A.

- (2016). Surgical Release of the Pectoralis Minor Tendon for Scapular Dyskinesia and Shoulder Pain. *Arthroscopy: The Journal of Arthroscopic & Related Surgery*, 32(6), e23. <https://doi.org/10.1016/j.arthro.2016.03.085>
- Putman, S., Dartus, J., Migaud, H., Pasquier, G., Girard, J., Preda, C., & Duhamel, A. (2021). Can Minimal Clinically Important Difference be determined in a French-speaking population of primary hip replacement using one PROM item with the Anchor strategy ? *Revue de Chirurgie Orthopedique et Traumatologique*, 107(3), 285–293. <https://doi.org/10.1016/j.rcot.2021.01.018>
- Quental, C., Folgado, J., Ambrósio, J., & Monteiro, J. (2015). Critical analysis of musculoskeletal modelling complexity in multibody biomechanical models of the upper limb. *Computer Methods in Biomechanics and Biomedical Engineering*, 18(7), 749–759. <https://doi.org/10.1080/10255842.2013.845879>
- Rab, G., Petuskey, K., & Bagley, A. (2002). A method for determination of upper extremity kinematics. *Gait and Posture*, 15(2), 113–119. [https://doi.org/10.1016/S0966-6362\(01\)00155-2](https://doi.org/10.1016/S0966-6362(01)00155-2)
- Rahmani A, Samozino P, Morin JB, M. B. I. (2017). A simple method for assessing upper limb force-velocity profile in bench press. *International Journal of Sports Physiology and Performance*, 14(2), 156-162. <https://www.cochranelibrary.com/central/doi/10.1002/central/CN-01787161/full>
- Rambaud, O., Rahmani, A., Moyon, B., & Bourdin, M. (2008). Importance of upper-limb inertia in calculating concentric bench press force. *Journal of Strength and Conditioning Research*, 22(2), 383–389. <https://doi.org/10.1519/JSC.0b013e31816193e7>
- Richards, R. R., An, K. N., Bigliani, L. U., Friedman, R. J., Gartsman, G. M., Gristina, A. G., Iannotti, J. P., Mow, V. C., Sidles, J. A., & Zuckerman, J. D. (1994). A standardized method for the assessment of shoulder function. *Journal of Shoulder and Elbow Surgery*, 3(6), 347–352. [https://doi.org/10.1016/S1058-2746\(09\)80019-0](https://doi.org/10.1016/S1058-2746(09)80019-0)
- Riemann, B. L., & Davies, G. J. (2020). Association between the seated single-arm shot-put test with isokinetic pushing force. *Journal of Sport Rehabilitation*, 29(5), 689–692. <https://doi.org/10.1123/JSR.2019-0140>
- Riemann, B. L., Johnson, W., Murphy, T., & Davies, G. J. (2018). A bilateral comparison of the underlying mechanics contributing to the seated single-Arm shot-put functional performance test. *Journal of Athletic Training*, 53(10), 976–982. <https://doi.org/10.4085/1062-6050-388-17>
- Rockwood, C. A. (1984). *Fractures and dislocations of the shoulder*.
- Rogowski, I., Degot, M., Hager, J. P., Moral, B. Del, & Cardot, N. (2022). Normative values for internal and external glenohumeral rotation strength in rugby players : A systematic review with meta-analysis. *0(0)*, 1–14. <https://doi.org/10.1177/17585732221098738>

- Rogowski, I., Degot, M., Juré, D., Hager, J. P., Neyton, L., & Blache, Y. (2020). Shoulder functional status in rugby union players with and without history of shoulder problems. *Physical Therapy in Sport*, 45, 71–75. <https://doi.org/10.1016/j.ptsp.2020.06.014>
- Rommers, N., Rössler, R., Verhagen, E., Vandecasteele, F., Verstockt, S., Vaeyens, R., Lenoir, M., D'Hondt, E., & Witvrouw, E. (2020). A Machine Learning Approach to Assess Injury Risk in Elite Youth Football Players. *Medicine and Science in Sports and Exercise*, 52(8), 1745–1751. <https://doi.org/10.1249/MSS.0000000000002305>
- Rossi, L. A., Tanoira, I., Bruchmann, M. G., Pasqualini, I., & Ranalletta, M. (2020). The Latarjet procedure in competitive athletes younger than 20 years old with a significant glenoid bone loss. *Shoulder and Elbow*, 0(0), 1–8. <https://doi.org/10.1177/1758573220944166>
- Roulet, S., Borel, F., Franger, G., Liotard, J. P., Michelet, A., & Godenèche, A. (2019). Immediate self-rehabilitation after open Latarjet procedures enables recovery of preoperative shoulder mobility at 3 months. *Knee Surgery, Sports Traumatology, Arthroscopy*, 27(12), 3979–3988. <https://doi.org/10.1007/s00167-019-05635-8>
- Roy, J. S., MacDermid, J. C., Orton, B., Tran, T., Faber, K. J., Drosdowech, D., & Athwal, G. S. (2009). The Concurrent Validity of a Hand-held versus a Stationary Dynamometer in Testing Isometric Shoulder Strength. *Journal of Hand Therapy*, 22(4), 320–327. <https://doi.org/10.1016/j.jht.2009.04.008>
- Ruddy, J., Shield, A., Maniar, N., Williams, M., Duhig, S., Timmins, R., Hickey, J., & Opar, D. (2017). Predicting hamstring strain injury incidence in elite Australian footballers. In *Journal of Science and Medicine in Sport* (Vol. 20, Issue September 2020). <https://doi.org/10.1016/j.jsams.2017.09.210>
- Sabo, M. T., LeBlanc, J., & Hildebrand, K. A. (2021). Patient gender and rotator cuff surgery: are there differences in outcome? *BMC Musculoskeletal Disorders*, 22(1), 1–11. <https://doi.org/10.1186/s12891-021-04701-y>
- Saccol, M. F., Zanca, G. G., Ejnisman, B., de Mello, M. T., & Mattiello, S. M. (2014). Shoulder rotator strength and torque steadiness in athletes with anterior shoulder instability or SLAP lesion. *Journal of Science and Medicine in Sport*, 17(5), 463–468. <https://doi.org/10.1016/j.jsams.2013.10.246>
- Sahara. (2006). 3D Kinematic Analysis of the Acromioclavicular Joint during Arm Abduction Using Vertically Open MRI. *Journal of Orthopaedic Research September*, 25(June), 1121–1127. <https://doi.org/10.1002/jor>
- Salo, T. D., & Chaconas, E. (2017). Y-Balance Test Scores in Recreational Weightlifters : a

- Randomized Controlled Trial. *The International Journal of Sports Physical Therapy*, 12(2), 199–205.
- Samozino, P., Rejc, E., Di Prampero, P. E., Belli, A., & Morin, J. B. (2012). Optimal force-velocity profile in ballistic movements-Altius: Citius or Fortius? *Medicine and Science in Sports and Exercise*, 44(2), 313–322. <https://doi.org/10.1249/MSS.0b013e31822d757a>
- Schneiders, A. G., Takemura, M., & Wassinger, C. A. (2009). A prospective epidemiological study of injuries to New Zealand premier club rugby union players. *Physical Therapy in Sport*, 10(3), 85–90. <https://doi.org/10.1016/j.ptsp.2009.05.001>
- Schory, A., Bidinger, E., Wolf, J., & Murray, L. (2016). a Systematic Review of the Exercises That Produce Optimal Muscle Ratios of the Scapular Stabilizers in Normal Shoulders. *International Journal of Sports Physical Therapy*, 11(3), 321–336.
<http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/27274418><http://www.pubmedcentral.nih.gov/articlerender.fcgi?artid=PMC4886800>
- Schwartz, C., Tubez, F., Wang, F. C., Croisier, J. L., Bröls, O., Denoël, V., & Forthomme, B. (2017). Normalizing shoulder EMG: An optimal set of maximum isometric voluntary contraction tests considering reproducibility. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, 37(August), 1–8. <https://doi.org/10.1016/j.jelekin.2017.08.005>
- Schwartz, G., Bauer, J., & Muehlbauer, T. (2021). Upper Quarter Y Balance test performance: Normative values for healthy youth aged 10 to 17 years. *PLoS ONE*, 16(6 June), 1–15. <https://doi.org/10.1371/journal.pone.0253144>
- Sciascia, A., & Uhl, T. (2015). Reliability of Strength and Performance Testing Measures and Their Ability To Differentiate Persons With and Without Shoulder Symptoms. *International Journal of Sports Physical Therapy*, 10(5), 655–666.
<http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/26491616><http://www.pubmedcentral.nih.gov/articlerender.fcgi?artid=PMC4595919>
- Seitz, A. L., Reinold, M., Schneider, R. A., Gill, T. J., & Thigpen, C. A. (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. <https://doi.org/10.1123/jsr.21.2.186>
- Šenk, M., & Chèze, L. (2006). Rotation sequence as an important factor in shoulder kinematics. *Clinical Biomechanics*, 21(SUPPL. 1). <https://doi.org/10.1016/j.clinbiomech.2005.09.007>
- Šenk, M., & Chèze, L. (2010). A new method for motion capture of the scapula using an optoelectronic tracking device: A feasibility study. *Computer Methods in Biomechanics and Biomedical Engineering*, 13(3), 397–401. <https://doi.org/10.1080/10255840903263945>

- Seo, D. Il, Kim, E., Fahs, C. A., Rossow, L., Young, K., Ferguson, S. L., Thiebaud, R., Sherk, V. D., Loenneke, J. P., Kim, D., Lee, M. K., Choi, K. H., Bemben, D. A., Bemben, M. G., & So, W. Y. (2012). Reliability of the one-repetition maximum test based on muscle group and gender. *Journal of Sports Science and Medicine, 11*(2), 221–225.
- Servasier, L., Jeudy, J., Raimbeau, G., & Bigorre, N. (2022). Arthroscopic release of the pectoralis minor tendon as an adjunct to acromioplasty in the treatment of subacromial syndrome associated with scapular dyskinesia. *Revue de Chirurgie Orthopedique et Traumatologique, xxx*. <https://doi.org/10.1016/j.rcot.2022.01.012>
- Seth, A., Matias, R., Veloso, A. P., & Delp, S. L. (2016). A biomechanical model of the scapulothoracic joint to accurately capture scapular kinematics during shoulder movements. *PLoS ONE, 11*(1), 1–18. <https://doi.org/10.1371/journal.pone.0141028>
- Sewell, M. D., Al-Hadithy, N., Le Leu, A., & Lambert, S. M. (2013). Instability of the sternoclavicular joint: Current concepts in classification, treatment and outcomes. *Bone and Joint Journal, 95 B*(6), 721–731. <https://doi.org/10.1302/0301-620X.95B6.31064>
- Sing, T., Sander, O., Beerenwinkel, N., & Lengauer, T. (2005). ROCr: Visualizing classifier performance in R. *Bioinformatics, 21*(20), 3940–3941. <https://doi.org/10.1093/bioinformatics/bti623>
- Sirin, E., Aydin, N., & Topkar, O. M. (2018). Acromioclavicular joint injuries: Diagnosis, classification and ligamentoplasty procedures. *EFORT Open Reviews, 3*(7), 426–433. <https://doi.org/10.1302/2058-5241.3.170027>
- Smith, T. O., Chester, R., Pearse, E. O., & Hing, C. B. (2011). Operative versus non-operative management following Rockwood grade III acromioclavicular separation: A meta-analysis of the current evidence base. *Journal of Orthopaedics and Traumatology, 12*(1), 19–27. <https://doi.org/10.1007/s10195-011-0127-1>
- Sober, S. J., & Sabes, P. N. (2005). Flexible strategies for sensory integration during motor planning. *Nature Neuroscience, 8*(4), 490–497. <https://doi.org/10.1038/nn1427>
- Sørensen, L., Oestergaard, L. G., van Tulder, M., & Petersen, A. K. (2021). Measurement Properties of Isokinetic Dynamometry for Assessment of Shoulder Muscle Strength: A Systematic Review. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation, 102*(3), 510–520. <https://doi.org/10.1016/j.apmr.2020.06.005>
- Spatschil, A., Landsiedl, F., Anderl, W., Imhoff, A., Seiler, H., Vassilev, I., Klein, W., Boszotta, H., Hoffmann, F., & Rupp, S. (2006). Posttraumatic anterior-inferior instability of the shoulder: Arthroscopic findings and clinical correlations. *Archives of Orthopaedic and Trauma Surgery,*

126(4), 217–222. <https://doi.org/10.1007/s00402-005-0006-4>

- Speranza, M. J. A., Gabbett, T. J., Johnston, R. D., & Sheppard, J. M. (2015). Muscular Strength and Power Correlates of Tackling Ability in Semiprofessional Rugby League Players. *Journal of Strength and Conditioning Research*, 29(8), 2071–2078. <https://doi.org/10.1519/JSC.0000000000000897>
- Speranza, M. J. A., Gabbett, T. J., Johnston, R. D., & Sheppard, J. M. (2016). Effect of strength and power training on tackling ability in semiprofessional rugby league players. *Journal of Strength and Conditioning Research*, 30(2), 336–343. <https://doi.org/10.1519/JSC.0000000000001058>
- St-pierre, C. (2015). Évaluation par questionnaires auto-administrés des symptômes et des limitations fonctionnelles des patients présentant une atteinte de la coiffe des rotateurs. Revue systématique et adaptation d' un questionnaire. *Mémoire de l'Université de Laval*.
- St-Pierre, C., Dionne, C. E., Desmeules, F., & Roy, J. S. (2015). Reliability, validity, and responsiveness of a Canadian French adaptation of the Western Ontario Rotator Cuff (WORC) index. *Journal of Hand Therapy*, 28(3), 292–299. <https://doi.org/10.1016/j.jht.2015.02.001>
- Stares, J., Dawson, B., Peeling, P., Heasman, J., Rogalski, B., Drew, M., Colby, M., Dupont, G., & Lester, L. (2018). Identifying high risk loading conditions for in-season injury in elite Australian football players. *Journal of Science and Medicine in Sport*, 21(1), 46–51. <https://doi.org/10.1016/j.jsams.2017.05.012>
- Stark, T., Walker, B., Phillips, J. K., Fejer, R., & Beck, R. (2011). Hand-held dynamometry correlation with the gold standard isokinetic dynamometry: A systematic review. *PM and R*, 3(5), 472–479. <https://doi.org/10.1016/j.pmrj.2010.10.025>
- Stock, M. S., Beck, T. W., De Freitas, J. M., & Ye, X. (2013). Sex comparisons for relative peak torque and electromyographic mean frequency during fatigue. *Research Quarterly for Exercise and Sport*, 84(3), 345–352. <https://doi.org/10.1080/02701367.2013.810538>
- Stockbrugger, B. A., & Haennel, R. G. (2001). Validity and Reliability of a Medicine Ball. *The Journal of Strength & Conditioning Research*, 15(4), 431–438.
- Struyf, F., Nijs, J., Mollekens, S., Jeurissen, I., Truijen, S., Mottram, S., & Meeusen, R. (2013). Scapular-focused treatment in patients with shoulder impingement syndrome: A randomized clinical trial. *Clinical Rheumatology*, 32(1), 73–85. <https://doi.org/10.1007/s10067-012-2093-2>
- Sundaram, A., Bokor, D. J., & Davidson, A. S. (2011). Rugby Union on-field position and its relationship to shoulder injury leading to anterior reconstruction for instability. *Journal of Science and Medicine in Sport*, 14(2), 111–114. <https://doi.org/10.1016/j.jsams.2010.08.005>

- Suprak. (2006). Shoulder Joint Position Sense Improves with Elevation Angle in a Novel, Unconstrained Task David. *Journal of Orthopaedic Research September*.
<https://doi.org/10.1002/jor>
- Sy et al. (2022). There is No Difference in Return to Duty Following the Latarjet With Subscapularis Split Versus Tenotomy Technique in the Military Population. *Arthroscopy, Sports Medicine, and Rehabilitation*, 4(4), e1445–e1448. <https://doi.org/10.1016/j.asmr.2022.04.035>
- Tabasi, Noresteh, Mirzai, & Zareil. (2018). Relationship between neuromuscular mechanisms with dynamic balance and upper extremity function of wrestlers. *Journal of Clinical Physiotherap Research*.
- Tahta, M., Akmeşe, R., Özberk, Z. N., Coşkun, Ö. Ö., Işık, Ç., Korkusuz, F., & Bozkurt, M. (2013). Muscle strength and function of shoulders with Bankart lesion after successful arthroscopic treatment: Interlimb comparison 24 months after surgery. *Archives of Orthopaedic and Trauma Surgery*, 133(12), 1711–1718. <https://doi.org/10.1007/s00402-013-1859-6>
- Tarara, D. T., Fogaca, L. K., Taylor, J. B., & Hegedus, E. J. (2016). Clinician-friendly physical performance tests in athletes part 3: A systematic review of measurement properties and correlations to injury for tests in the upper extremity. *British Journal of Sports Medicine*, 50(9), 545–551. <https://doi.org/10.1136/bjsports-2015-095198>
- Tate, A. R., McClure, P., Kareha, S., Irwin, D., & Barbe, M. F. (2009). A clinical method for identifying scapular dyskinesis, part 2: Validity. *Journal of Athletic Training*, 44(2), 165–173. <https://doi.org/10.4085/1062-6050-44.2.165>
- Taylor, D. C., & Arciero, R. A. (1997). Pathologic changes associated with shoulder dislocations. Arthroscopic and physical examination findings in first-time, traumatic anterior dislocations. *American Journal of Sports Medicine*, 25(3), 306–311.
<https://doi.org/10.1177/036354659702500306>
- Taylor, J. B., Wright, A. A., Smoliga, J. M., DePew, J. T., & Hegedus, E. J. (2016). Upper-extremity physical-performance tests in college athletes. *Journal of Sport Rehabilitation*, 25(2), 146–154. <https://doi.org/10.1123/jsr.2014-0296>
- Tepolt, F., Carry, P. M., Heyn, P. C., & Miller, N. H. (2014). Posterior sternoclavicular joint injuries in the adolescent population: A meta-analysis. *American Journal of Sports Medicine*, 42(10), 2517–2524. <https://doi.org/10.1177/0363546514523386>
- Terwee, C. B., Bot, S. D. M., de Boer, M. R., van der Windt, D. A. W. M., Knol, D. L., Dekker, J., Bouter, L. M., & de Vet, H. C. W. (2007). Quality criteria were proposed for measurement properties of health status questionnaires. *Journal of Clinical Epidemiology*, 60(1), 34–42.

<https://doi.org/10.1016/j.jclinepi.2006.03.012>

- Terzis, G., Georgiadis, G., Vassiliadou, E., & Manta, P. (2003). Relationship between shot put performance and triceps brachii fiber type composition and power production. *European Journal of Applied Physiology*, *90*(1–2), 10–15. <https://doi.org/10.1007/s00421-003-0847-x>
- Till, Kevin; Tester, Emma; Jones, Ben; Emmonds, Stacey; Fahey, Jack; Cooke, C. (2014). Anthropometric and Physical Characteristics of English Academy Rugby League Players. *Journal of Strength and Conditioning Research*. <https://doi.org/10.1111/j.1468-3083.2004.01023.x>
- Timmons, M. K., Thigpen, C. A., Seitz, A. L., Karduna, A. R., Arnold, B. L., & Michener, L. A. (2012). Scapular kinematics and subacromial-impingement syndrome: A meta-analysis. *Journal of Sport Rehabilitation*, *21*(4), 354–370. <https://doi.org/10.1123/jsr.21.4.354>
- Tooth, C., Schwartz, C., Croisier, J. L., Bornheim, S., Bröls, O., Denoël, V., & Forthomme, B. (2020). Activation Profile of Scapular Stabilizing Muscles in Asymptomatic People: Does Scapular Dyskinesia Have an Impact on It? *American Journal of Physical Medicine and Rehabilitation*, *99*(10), 925–931. <https://doi.org/10.1097/PHM.0000000000001446>
- Tsuda, Y., Amako, M., Takashima, K., & Kawaguchi, M. (2021). Preoperative and postoperative shoulder position sense in patients who underwent arthroscopic Bankart repair for traumatic shoulder joint instability. *JSES International*, *5*(2), 190–193. <https://doi.org/10.1016/j.jseint.2020.10.027>
- Tubach, F., Ravaud, P., Martin-Mola, E., Awada, H., Bellamy, N., Bombardier, C., Felson, D. T., Hajjaj-Hassouni, N., Hochberg, M., Logeart, I., Matucci-Cerinic, M., Van De Laar, M., Van Der Heijde, D., & Dougados, M. (2012). Minimum clinically important improvement and patient acceptable symptom state in pain and function in rheumatoid arthritis, ankylosing spondylitis, chronic back pain, hand osteoarthritis, and hip and knee osteoarthritis: Results from a prospective multicenter study. *Arthritis Care and Research*, *64*(11), 1699–1707. <https://doi.org/10.1002/acr.21747>
- Tucci, H. T., Felicio, L. R., McQuade, K. J., Bevilacqua-Grossi, D., Camarini, P. M. F., & Oliveira, A. S. (2017). Biomechanical Analysis of the Closed Kinetic Chain Upper-Extremity Stability Test. *Journal of Sport Rehabilitation*. <https://doi.org/10.1123/jsr.2015-0071>
- Tucci, H. T., Martins, J., Sposito, G. D. C., Camarini, P. M. F., & De Oliveira, A. S. (2014). Closed Kinetic Chain Upper Extremity Stability test (CKCUES test): A reliability study in persons with and without shoulder impingement syndrome. *BMC Musculoskeletal Disorders*, *15*(1), 1–9. <https://doi.org/10.1186/1471-2474-15-1>
- Turner, N., Ferguson, K., Mobley, B. W., Riemann, B., & Davies, G. (2009). Establishing normative

- data on scapulothoracic musculature using handheld dynamometry. *Journal of Sport Rehabilitation*, 18(4), 502–520. <https://doi.org/10.1123/jsr.18.4.502>
- Tytherleigh-Strong, G., Pecheva, M., & Titchener, A. (2018). Treatment of First-Time Traumatic Anterior Dislocation of the Sternoclavicular Joint With Surgical Repair of the Anterior Capsule Augmented With Internal Bracing. *Orthopaedic Journal of Sports Medicine*, 6(7), 1–7. <https://doi.org/10.1177/2325967118783717>
- Uhl, T. L., Kibler, W. Ben, Gecewich, B., & Tripp, B. L. (2009). Evaluation of Clinical Assessment Methods for Scapular Dyskinesis. *Arthroscopy - Journal of Arthroscopic and Related Surgery*, 25(11), 1240–1248. <https://doi.org/10.1016/j.arthro.2009.06.007>
- Usher-Smith, J. A., Harshfield, A., Saunders, C. L., Sharp, S. J., Emery, J., Walter, F. M., Muir, K., & Griffin, S. J. (2018). External validation of risk prediction models for incident colorectal cancer using UK Biobank. *British Journal of Cancer*, 118(5), 750–759. <https://doi.org/10.1038/bjc.2017.463>
- Usman, J., & McIntosh, A. S. (2013). Upper limb injury in rugby union football: Results of a cohort study. *British Journal of Sports Medicine*, 47(6), 374–379. <https://doi.org/10.1136/bjsports-2012-091224>
- Usman, J., McIntosh, A. S., & Fréchède, B. (2011). An investigation of shoulder forces in active shoulder tackles in rugby union football. *Journal of Science and Medicine in Sport*, 14(6), 547–552. <https://doi.org/10.1016/j.jsams.2011.05.006>
- Usman, J., McIntosh, A. S., Quarrie, K., & Targett, S. (2015). Shoulder injuries in elite rugby union football matches: Epidemiology and mechanisms. *Journal of Science and Medicine in Sport*, 18(5), 529–533. <https://doi.org/10.1016/j.jsams.2014.07.020>
- Van Den Bogert, A. J., Geijtenbeek, T., Even-Zohar, O., Steenbrink, F., & Hardin, E. C. (2013). A real-time system for biomechanical analysis of human movement and muscle function. *Medical and Biological Engineering and Computing*, 51(10), 1069–1077. <https://doi.org/10.1007/s11517-013-1076-z>
- Van Dyk, N., & Clarsen, B. (2017). Prevention forecast: Cloudy with a chance of injury. *British Journal of Sports Medicine*, 51(23), 1646–1647. <https://doi.org/10.1136/bjsports-2017-097861>
- Van Eetvelde, H., Mendonça, L. D., Ley, C., Seil, R., & Tischer, T. (2021). Machine learning methods in sport injury prediction and prevention: a systematic review. *Journal of Experimental Orthopaedics*, 8(1). <https://doi.org/10.1186/s40634-021-00346-x>
- van Mechelen, W., Hlobil, H., & Kemper, H. C. G. (1992). Incidence, severity, aetiology and prevention of sports injuries. *Sports Medicine*, 14(2), 82–99.

- Verstift, D. E., Welsink, C. L., Spaans, A. J., & van den Bekerom, M. P. J. (2019). Return to sport after surgical treatment for high-grade (Rockwood III–VI) acromioclavicular dislocation. *Knee Surgery, Sports Traumatology, Arthroscopy*, 27(12), 3803–3812. <https://doi.org/10.1007/s00167-019-05528-w>
- Villatte, G., Erivan, R., Barth, J., Bonneville, N., Descamps, S., & Boisgard, S. (2020). Progression and projection for shoulder surgery in France, 2012–2070: Epidemiologic study with trend and projection analysis. *Revue de Chirurgie Orthopedique et Traumatologique*, 106(6), 625–636. <https://doi.org/10.1016/j.rcot.2020.07.023>
- Wagner, H., Finkenzeller, T., Würth, S., & Von Duvillard, S. P. (2014). Individual and team performance in team-handball: A review. *Journal of Sports Science and Medicine*, 13(4), 808–816.
- Wagstrom, E., Raynor, B., Jani, S., Carey, J., Cox, C. L., Wolf, B. R., Gao, Y., Kuhn, J. E., & Hettrich, C. M. (2019). Epidemiology of Glenohumeral Instability Related to Sporting Activities Using the FEDS (Frequency, Etiology, Direction, and Severity) Classification System: A Multicenter Analysis. *Orthopaedic Journal of Sports Medicine*, 7(7), 1–6. <https://doi.org/10.1177/2325967119861038>
- Walch, G. (n.d.). The Walch-Duplay Score for Instability of the Shoulder. Directions for the use of the quotation of anterior instabilities of the shoulder. 1987.
- Walch, G. (1991). La luxation récidivante antérieure de l'épaule. *Revue de Chirurgie Orthopedique et Traumatologique Chir Orthop.*
- Walch, G., Boileau, P., Noel, E., & Donell, S. T. (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. [https://doi.org/10.1016/S1058-2746\(09\)80065-7](https://doi.org/10.1016/S1058-2746(09)80065-7)
- Waldén, M., Häggglund, M., & Ekstrand, J. (2007). Football injuries during European Championships 2004-2005. *Knee Surgery, Sports Traumatology, Arthroscopy*, 15(9), 1155–1162. <https://doi.org/10.1007/s00167-007-0290-3>
- Wang, R., & Arciero, R. A. (2008). Treating the Athlete with Anterior Shoulder Instability. *Clin Sports Med*, 27, 631–648. <https://doi.org/10.1016/j.csm.2008.06.003>
- Warth, R. J., Briggs, K. K., Dornan, G. J., Horan, M. P., & Millett, P. J. (2013). Patient expectations before arthroscopic shoulder surgery: Correlation with patients' reasons for seeking treatment. *Journal of Shoulder and Elbow Surgery*, 22(12), 1676–1681. <https://doi.org/10.1016/j.jse.2013.05.003>
- Watson, M. D., Davies, G. J., & Riemann, B. L. (2020). Relationship Between Seated Single Arm

- Shot Put And Isokinetic Shoulder Flexion And Elbow Extension Strength. *Medicine & Science in Sports & Exercise*, 52(7S), 1031–1031. <https://doi.org/10.1249/01.mss.0000686812.26931.53>
- Welch, E. S., Watson, M. D., Davies, G. J., & Riemann, B. L. (2020). Biomechanical analysis of the closed kinetic chain upper extremity stability test in healthy young adults. *Physical Therapy in Sport*, 45, 120–125. <https://doi.org/10.1016/j.ptsp.2020.06.010>
- Westrick, R. B., Miller, J. M., Carow, S. D., & Gerber, J. P. (2012). Exploration of the Y-Balance Test for Assessment of upper Quarter Closed Kinetic Chain Performance. *International Journal of Sports Physical Therapy*, 7(2), 139–147.
- Willemot, L., Thoreson, A., Ryan Breighner, Hooke, A., Verborgt, O., & An, K. N. (2015). Mid-range shoulder instability modeled as a cam-follower mechanism. *Journal of Biomechanics*, 48(10), 2227–2231. <https://doi.org/10.1016/j.jbiomech.2015.02.053>
- Wolf, E. M., Wilk, R. M., & Richmond, J. C. (1991). Arthroscopic Bankart repair using suture anchors. *Operative Techniques in Orthopaedics*, 1(2), 184–191. [https://doi.org/10.1016/S1048-6666\(05\)80030-8](https://doi.org/10.1016/S1048-6666(05)80030-8)
- Wu, G., Van Der Helm, F. C. T., Veeger, H. E. J., Makhsous, M., Van Roy, P., Anglin, C., Nagels, J., Karduna, A. R., McQuade, K., Wang, X., Werner, F. W., & Buchholz, B. (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. <https://doi.org/10.1016/j.jbiomech.2004.05.042>
- Yamamoto, A., Takagishi, K., Osawa, T., Yanagawa, T., Nakajima, D., Shitara, H., & Kobayashi, T. (2010). Prevalence and risk factors of a rotator cuff tear in the general population. *Journal of Shoulder and Elbow Surgery*, 19(1), 116–120. <https://doi.org/10.1016/j.jse.2009.04.006>
- Yang, J. S., Bogunovic, L., Brophy, R. H., Wright, R. W., Scott, R., & Matava, M. (2015). A Case of Posterior Sternoclavicular Dislocation in a Professional American Football Player. *Sports Health*, 7(4), 318–325. <https://doi.org/10.1177/1941738113502153>
- Yiannakopoulos, C. K., Mataragas, E., & Antonogiannakis, E. (2007). A Comparison of the Spectrum of Intra-articular Lesions in Acute and Chronic Anterior Shoulder Instability. *Arthroscopy - Journal of Arthroscopic and Related Surgery*, 23(9), 985–990. <https://doi.org/10.1016/j.arthro.2007.05.009>
- Young, K. P., Haff, G. G., Newton, R. U., Gabbett, T. J., & Sheppard, J. M. (2015). Assessment and monitoring of ballistic and maximal upper-body strength qualities in athletes. *International Journal of Sports Physiology and Performance*, 10(2), 232–237. <https://doi.org/10.1123/ijsp.2014-0073>

Zhang, Z. & Wang, L. (2017). *Advanced statistics using R*.

Zhao, Z., Wickersham, N., Kangelaris, K. N., May, A. K., Bernard, G. R., Matthay, M. A., Calfee, C. S., Koyama, T., & Ware, L. B. (2017). External validation of a biomarker and clinical prediction model for hospital mortality in acute respiratory distress syndrome. *Intensive Care Medicine*, 43(8), 1123–1131. <https://doi.org/10.1007/s00134-017-4854-5>

10 Annexes

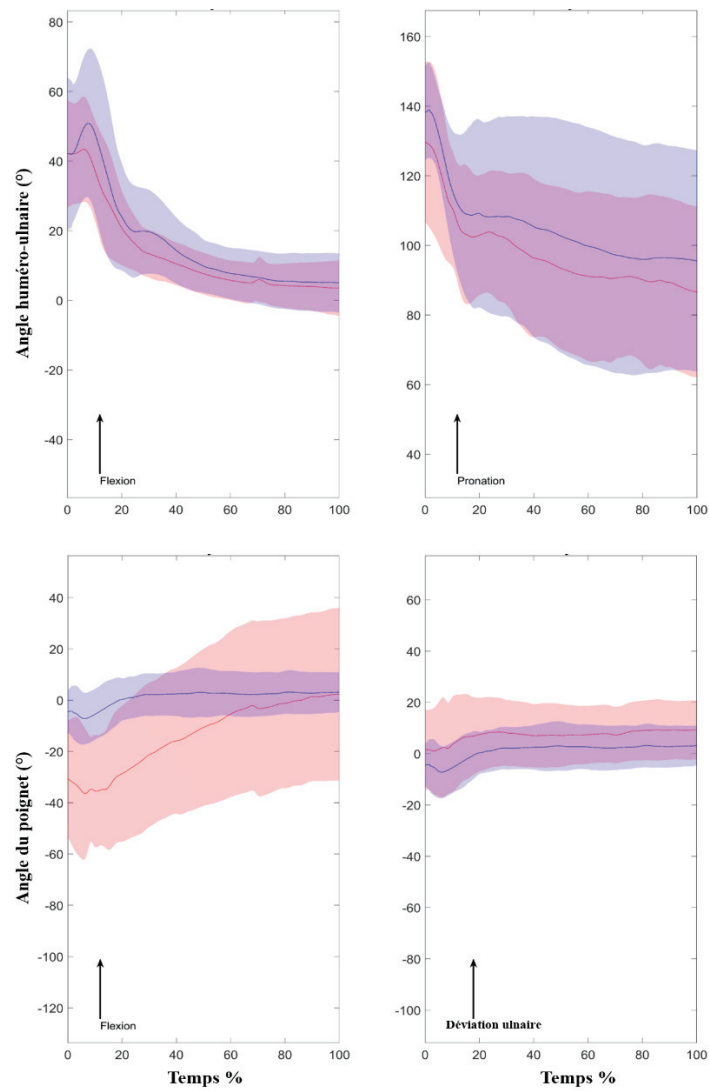


Figure 57. Angles du coude (au-dessus) et angles du poignet (en dessous), pour les deux degrés de libertés, en fonction du temps normalisé pour la direction médiale. Avec tracé du membre dominant en rouge et non-dominant en bleu

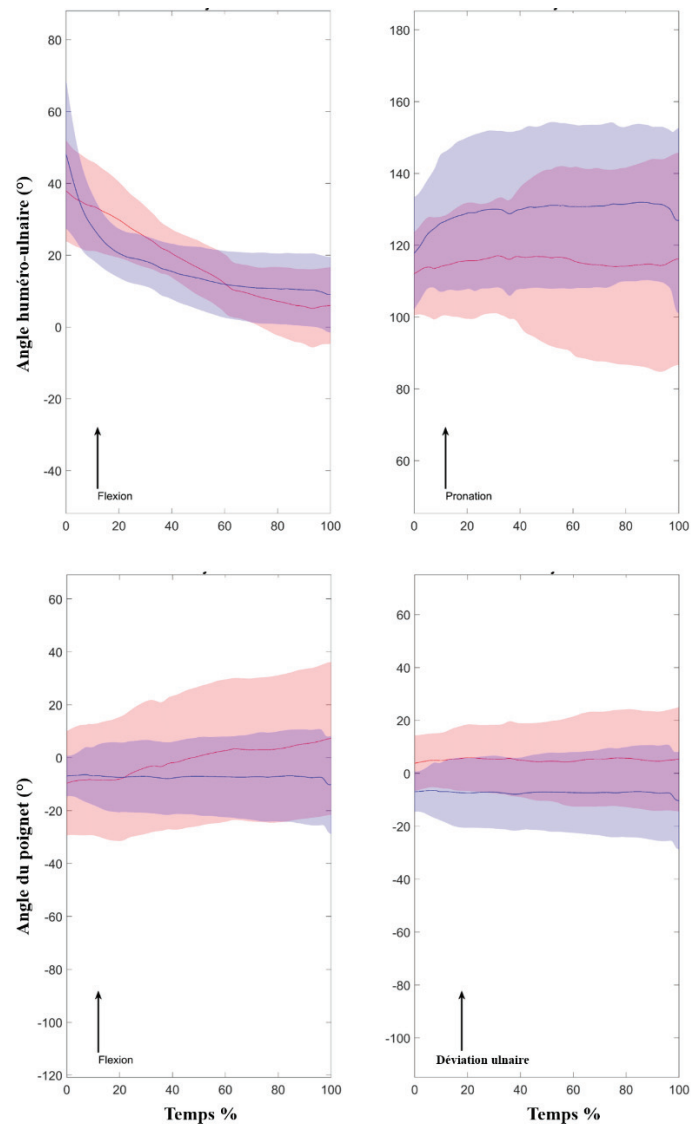


Figure 58. Angles du coude (au-dessus) et angles du poignet (en dessous), pour les deux degrés de libertés, en fonction du temps normalisé pour la direction inféro-latérale. Avec tracé du membre dominant en rouge et non-dominant en bleu.

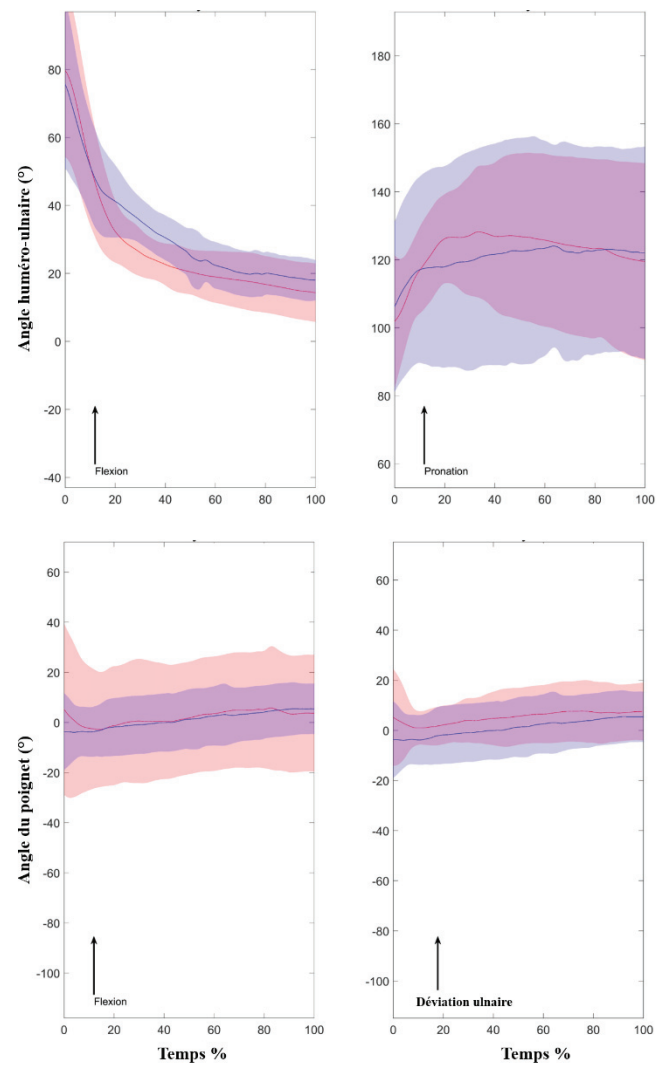


Figure 59. Angles du coude (au-dessus), angles du poignet (en dessous), pour les deux degrés de libertés, en fonction du temps normalisé pour la direction supéro-latérale. Avec tracé du membre dominant en rouge et non-dominant en bleu

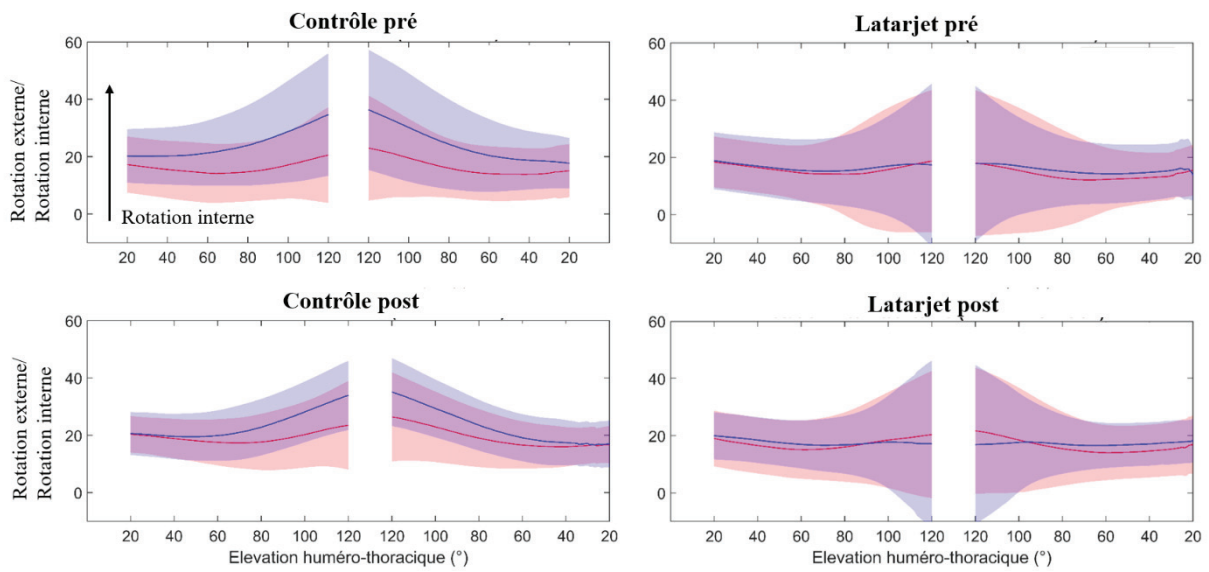


Figure 60. Moyennes (traits) et écart-types (zones colorées) des angles scapulo-thoraciques (en °) en rotation interne/externe au cours des mouvements d'élévation et d'abaissement huméro-thoracique dans le plan frontal pour les groupes contrôle (gauche) et Latarjet (droite) pour les membres dominant (en rouge) et non-dominant (en bleu) pour le groupe contrôle ; sain (en rouge) et opéré (en bleu) pour le groupe Latarjet, et pour les deux temps de mesure (pré en haut et post en bas).

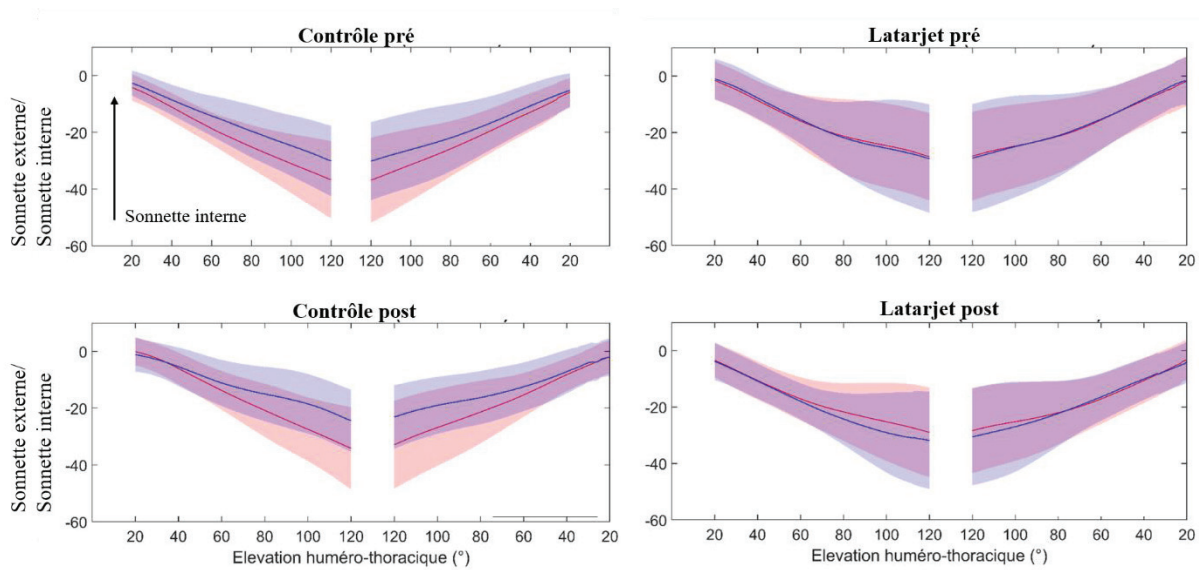


Figure 61. Moyennes (traits) et écart-types (zones colorées) des angles scapulo-thoraciques (en °) de sonnette interne/externe au cours des mouvements d'élévation et d'abaissement huméro-thoracique dans le plan frontal pour les groupes contrôle (gauche) et Latarjet (droite) pour les membres dominant (en rouge) et non-dominant (en bleu) pour le groupe contrôle ; sain (en rouge) et opéré (en bleu) pour le groupe Latarjet, et pour les deux temps de mesure (pré en haut et post en bas).

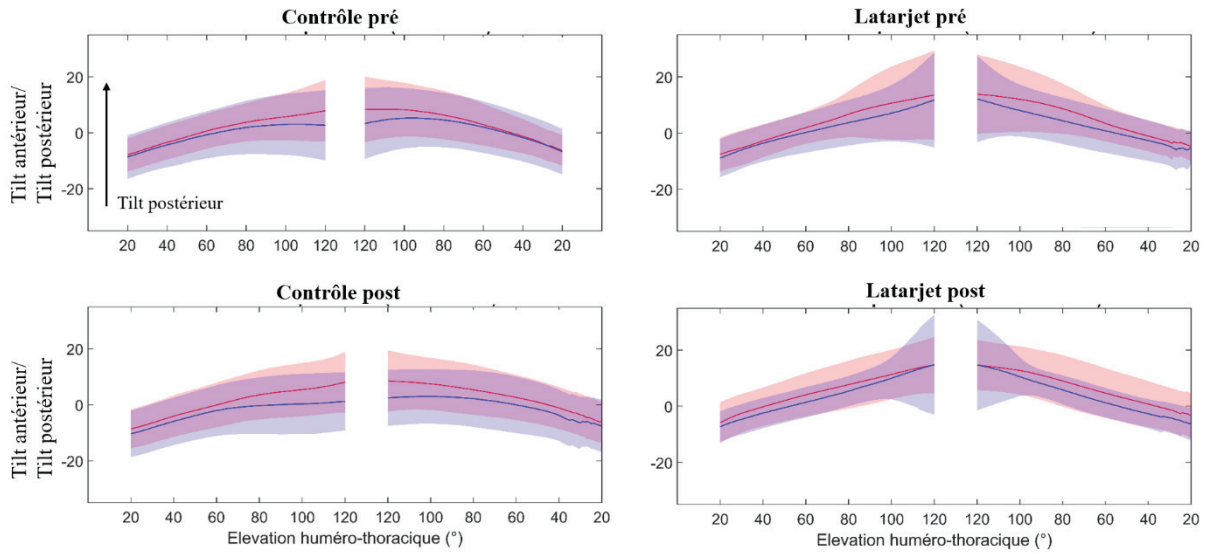


Figure 62. Moyennes (traits) et écart-types (zones colorées) des angles scapulo-thoraciques (en °) de tilt antérieur/postérieur au cours des mouvements d'élévation et d'abaissement huméro-thoracique dans le plan frontal pour les groupes contrôle (gauche) et Latarjet (droite) pour les membres dominant (en rouge) et non-dominant (en bleu) pour le groupe contrôle ; sain (en rouge) et opéré (en bleu) pour le groupe Latarjet, et pour les deux temps de mesure (pré en haut et post en bas).

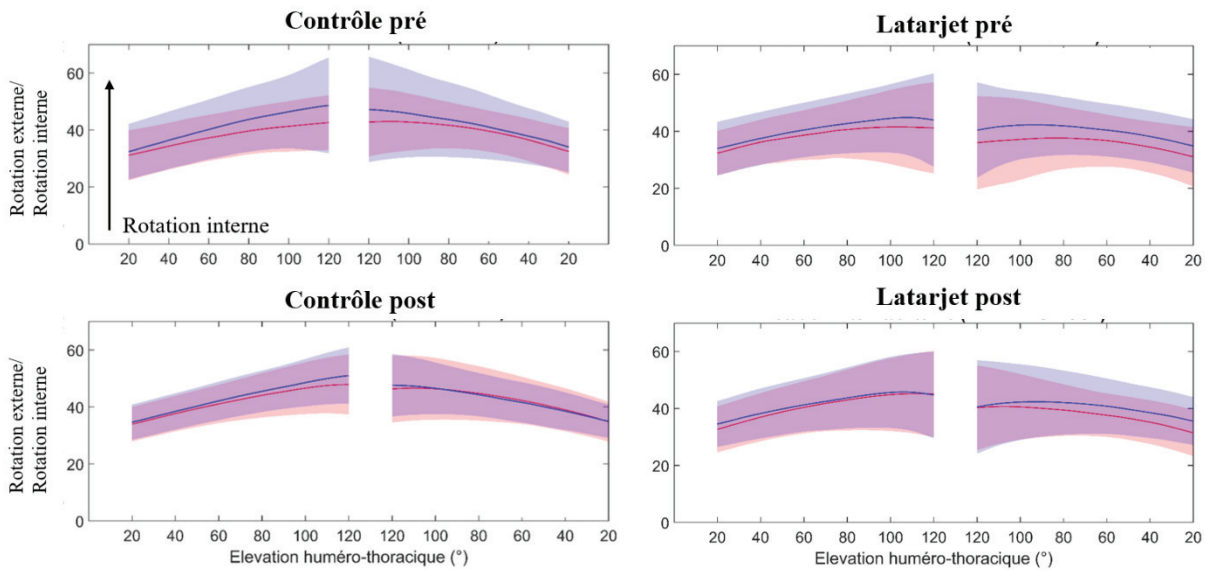


Figure 63. Moyennes (traits) et écart-types (zones colorées) des angles scapulo-thoraciques (en °) en rotation interne/externe au cours des mouvements d'élévation et d'abaissement huméro-thoracique dans le plan sagittal pour les groupes contrôle (gauche) et Latarjet (droite) pour les membres dominant (en rouge) et non-dominant (en bleu) pour le groupe contrôle ; sain (en rouge) et opéré (en bleu) pour le groupe Latarjet, et pour les deux temps de mesure (pré en haut et post en bas).

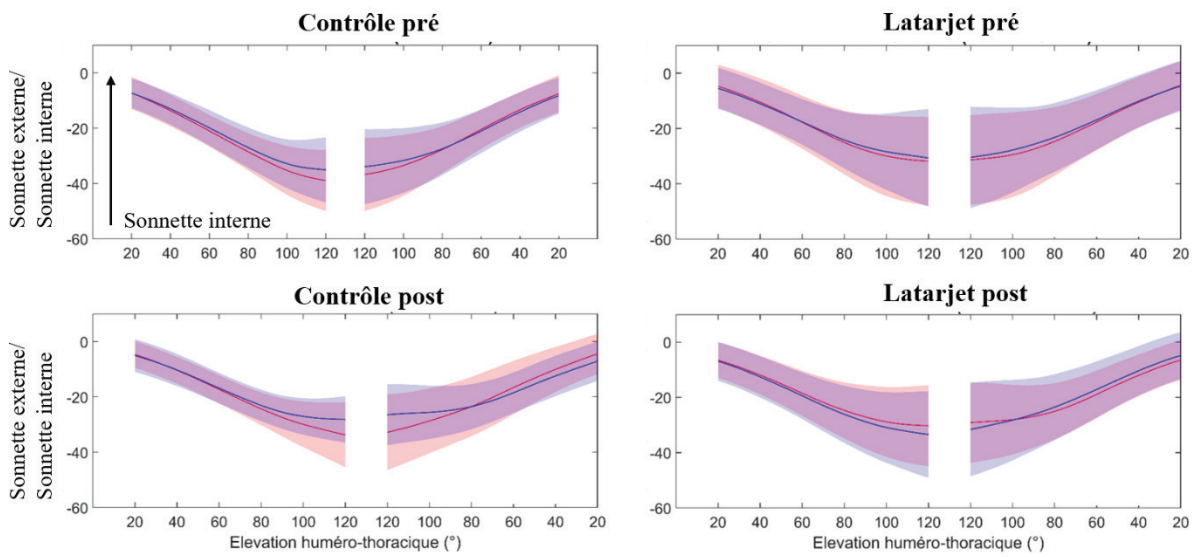


Figure 64. Moyennes (traits) et écart-types (zones colorées) des angles scapulo-thoraciques (en °) de sonnette interne/externe au cours des mouvements d'élévation et d'abaissement huméro-thoracique dans le plan sagittal pour les groupes contrôle (gauche) et Latarjet (droite) pour les membres dominant (en rouge) et non-dominant (en bleu) pour le groupe contrôle ; sain (en rouge) et opéré (en bleu) pour le groupe Latarjet, et pour les deux temps de mesure (pré en haut et post en bas).

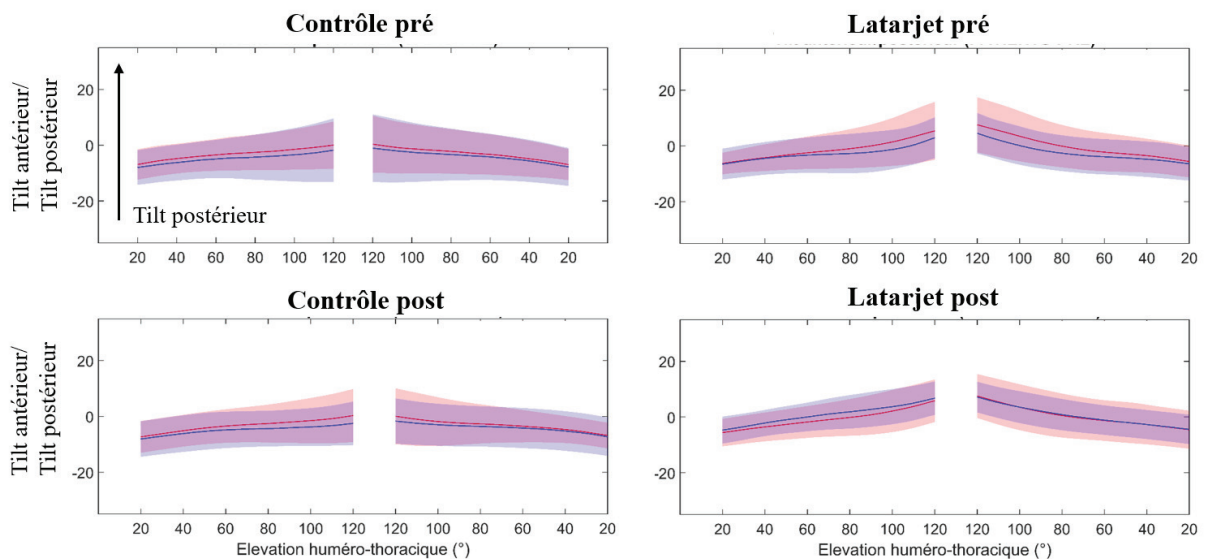


Figure 65. Moyennes (traits) et écart-types (zones colorées) des angles scapulo-thoraciques (en °) de tilt antérieur/postérieur au cours des mouvements d'élévation et d'abaissement huméro-thoracique dans le plan sagittal pour les groupes contrôle (gauche) et Latarjet (droite) pour les membres dominant (en rouge) et non-dominant (en bleu) pour le groupe contrôle ; sain (en rouge) et opéré (en bleu) pour le groupe Latarjet, et pour les deux temps de mesure (pré en haut et post en bas).