

MINISTERE DE LA SANTE

REGION LORRAINE

INSTITUT LORRAIN DE FORMATION EN MASSO-KINESITHERAPIE
DE NANCY

Evaluation isocinétique des rotateurs de l'épaule :
établissement de bases normatives de ratios fonctionnels.

Mémoire présenté par Gaëlle TOSSER-
ROUSSEY

Etudiante en 3^{ème} année de masso-kinésithérapie

En vue de l'obtention du Diplôme d'Etat

De Masseur-Kinésithérapeute

2013-2014

1. INTRODUCTION	1
2. METHODE DE RECHERCHE BIBLIOGRAPHIQUE	1
3. RAPPELS	2
3.1. Anatomie du complexe de l'épaule	2
3.1.1. Eléments osseux	2
3.1.2. Eléments capsulo ligamentaires	2
3.1.3. Les ligaments et éléments stabilisateurs	3
3.1.4. Eléments musculaires	3
3.2. Biomécanique du complexe	5
3.3. Physiologie musculaire	8
4. MATERIEL ET METHODE	9
4.1. Echantillon de population	9
4.1.1. Critères d'inclusion	9
4.1.2. Critères d'exclusion	10
4.2. Matériel	10
4.2.1. Le concept de la machine d'isocinétisme	10
4.2.2. Le CON-TREX.....	10
4.2.3. Intérêts et limites du CON-TREX	11
4.3. Méthode	12
4.3.1. Position mesure / installation du patient et choix des paramètres	12
4.3.2. Etalonnage	14
4.4. Protocole expérimental	15
4.4.1. Prise de données	15
4.4.2. Echauffement.....	15

4.4.3. Test	16
5. RESULTATS	16
5.1. Présentation	16
5.2. Description de l'échantillon	17
5.3. Analyses statistiques	17
5.4. Exploitation des résultats obtenus.....	17
5.4.1. Valeur du ratio du moment de force maximal des rotateurs de l'épaule	19
6. DISCUSSION	20
6.1. Analyse des résultats.....	20
6.1.1. Critères retenus pour la recherche.	20
6.2. Résultats de l'étude.....	22
6.2.1. Comparaison à la littérature	22
6.2.2. Les ratios fonctionnels	23
6.2.3. Comparaison intergroupe : hommes / femmes	26
6.2.4. Comparaison intragroupe	27
6.3. Incidence kinésithérapique	28
7. CONCLUSION	30

RESUME

Depuis quelques années, l'isocinétisme se développe et occupe une place de choix, particulièrement dans les centres de rééducation. Au niveau de l'épaule, des normes concernant le ratio RM/RL en concentrique sont fournies dans la littérature et transposables d'une machine à une autre, ce qui n'est pas le cas lorsque le travail en excentrique intervient. Notre étude propose d'établir une base normative sur machine d'isocinétisme, d'un ratio plus proche de l'activité musculaire réelle, associant ces deux modes de contraction. Le groupe d'étude est composé de 24 sujets sains et ne pratiquant pas de sport asymétrique mobilisant les membres supérieurs. Après avoir validé l'hypothèse de normalité de cette population en concentrique nous suggérons qu'il en est de même lors d'une contraction en excentrique et calculons les ratios fonctionnels.

Ont ainsi été établis, d'une part, un ratio correspondant au mouvement de « l'armer » :

$\frac{MFM_{RL}^{conc}}{MFM_{RM}^{exc}}$ où nous retrouvons en moyenne lors du test à 60°/s : **0,93 du CD** et **0,91 du CND** et

à 120°/s : **0,93 du CD** et **0,87 du CND** ; d'autre part, un ratio fonctionnel correspondant au

mouvement du « fouetté » : $\frac{MFM_{RL}^{exc}}{MFM_{RM}^{conc}}$ où nous retrouvons en moyenne lors du test à 60°/s :

1,06 du CD et **1,02 du CND** et à 120°/s : **0,98 du CD** et **1,04 du CND** .

Ainsi, dans le cas d'un renforcement musculaire, le patient dispose de références supplémentaires afin de mener une rééducation plus précise. Dans le cas d'un suivi d'entraînement sportif, ces ratios fonctionnels permettent de suivre de plus près l'évolution des performances musculaires et de mieux prévenir les pathologies de l'épaule ; dans ce cas des abaques de ces ratios en fonction de la vitesse devront être établies car les rotateurs sont sollicités à des vitesses élevées et variables selon le sport pratiqué. La prévention des risques de pathologie de l'épaule serait ainsi plus efficace.

Mots clés : Isocinétisme, ratio des rotateurs d'épaule, épaule et force musculaire.

Key words: Isokinetic, shoulder ratio rotator strength, shoulder and strength.

1. INTRODUCTION

Si la rééducation isocinétique au niveau des épaules exploite les différents modes de contraction (isométrie, anisométrie concentrique et excentrique), il n'en est pas de même au niveau des bilans. Les tests isocinétiques au niveau de l'épaule sont essentiellement réalisés en mode concentrique. De nombreuses études ont permis de dégager un ratio RL/RM en concentrique, qui font référence dans l'évaluation et la rééducation des pathologies de l'épaule (1).

Il faut cependant noter que dans la réalité, les muscles travaillent surtout en concentrique mais aussi en excentrique. C'est notamment le cas dans les sports de lancer où les mouvements « d'armer » et de « fouetter » font intervenir ces deux types de contraction. (2) Peu de données systématiques sont connues sur ces mouvements alliant ces deux types de contractions. Il semble donc intéressant d'effectuer une étude où l'épaule serait évaluée plus fonctionnellement.

Validant dans une première étape le caractère normal des données prélevées relatives au mouvement concentrique, il a été tenté d'établir ces ratios fonctionnels alliés au mouvement excentrique.

Ces ratios fonctionnels sont donc caractérisés par une activité concentrique des agonistes / une activité excentrique des antagonistes. (2) (3)

Nous pouvons ainsi proposer une base normative qui permet de dresser le profil fonctionnel d'un patient potentiellement pathogène.

Nous souhaitons ainsi pouvoir orienter sa rééducation ou effectuer un travail de prévention.

2. METHODE DE RECHERCHE BIBLIOGRAPHIQUE

En préliminaire de cette initiation à la recherche nous avons dû réaliser une étude bibliographique ; nous avons consulté des moteurs de recherche spécialisés (ou non) dans les domaines médicaux et paramédicaux.

Parmi les banques de données utilisées, nous avons consulté Kiné-actu, Kiné-Scientifique, Google, Google Scholar, mais également Em-Consult, PubMed, Science Direct, PEDro, Kinedoc ainsi que le site de l'HAS.

Nous nous sommes également rendu à la bibliothèque de rééDOC, où les références bibliographiques relatives à la médecine physique et à la réadaptation sont consultables et empruntables ainsi que sur leurs site web. Nous avons également consulté des ouvrages de la faculté de médecine de Nancy.

3. RAPPELS

3.1. Anatomie du complexe de l'épaule (4)

3.1.1. Eléments osseux

Le complexe articulaire de l'épaule est constitué de cinq articulations : l'articulation scapulo-humérale, la sterno-claviculaire et l'acromio-claviculaire sont d'authentiques articulations. A celles-ci il convient de considérer la scapulo-thoracique, qui est un espace de glissement. De Sèze, ajoute au sens fonctionnel, l'articulation sub-deltoidienne. De ce fait, sur le plan osseux, nous retrouvons quatre éléments en présence qui ont chacun un rôle bien défini. Le sternum est un véritable pivot autour duquel s'effectue le débattement scapulaire ; la clavicule qui à un rôle de pilier antérieur dans la mécanique scapulaire ; la scapula à une action extrêmement importante dans le complexe thoraco-scapulo-brachial et enfin l'humérus qui s'articule en haut avec la scapula et en bas avec l'ulna et le radius.

3.1.2. Eléments capsulo ligamentaires

Nous retrouvons trois éléments importants avec des caractéristiques différentes :

- La capsule : présente une structure lâche et possède des fibres scapulo-humérales parallèles qui permettent de compenser l'instabilité osseuse par un véritable serrage articulaire lorsque les fibres sont mises en tension maximum. Cela se produit lors des mouvements tridimensionnels en extension, abduction et rotation latérale. Elle possède deux points faibles antérieurs : un supérieur et un inférieur.

- La synoviale est présente sur toute la face profonde de la capsule.

- Le labrum est un fibro-cartilage qui forme une jonction semi-rigide jouant un rôle d'amortissement et améliorant la concordance des deux structures

3.1.3. Les ligaments et éléments stabilisateurs

Ils sont nombreux au niveau du complexe articulaire de l'épaule, nous retrouvons médialement le ligament costo-claviculaire, et plus latéralement les ligaments acromio-claviculaire (qui ont la caractéristique d'être très puissants.) Toujours en antérieur, mais plus latéralement, on retrouve le ligament coraco-huméral ainsi que le ligament gléno-huméral qui joue le rôle de suspenseur de la capsule. En postérieur, nous retrouvons le ligament coraco-glénoïdien. S'y associent, deux ligaments à distance de la scapulo-humérale : le ligament coraco-acromial, qui forme la partie moyenne de la voûte coraco-acromiale ainsi que le ligament transverse de l'humérus.

On y associe, comme éléments stabilisateurs, les tendons des muscles péri-articulaires dont tous les muscles de la coiffe des rotateurs.

3.1.4. Eléments musculaires (Annexe I)

3.1.4.1. Les rotateurs médiaux

Au niveau de l'épaule, on retrouve quatre muscles responsables de la rotation médiale : le subscapulaire, seul rotateur médial de la coiffe, et « les trois grands » à savoir, le grand dorsal, le grand rond et le grand pectoral.

- Le subscapulaire est triangulaire à base médiale. Il prend son origine à la face antérieure de la scapula dans la fosse du subscapulaire ; il se dirige vers le dehors et l'avant pour se terminer sur le tubercule mineur de l'extrémité supérieure de l'humérus. On notera que dans son trajet, il est en rapport d'une part avec la capsule antérieure de la scapulo-humérale, dont il renforce le ligament gléno-huméral moyen, et d'autre part avec les plans de glissement scapulo-thoraciques. Au niveau de l'épaule, en chaîne ouverte, il est principalement rotateur médial, mais également adducteur et abaisseur de la tête humérale par ses fibres inférieures. En chaîne fermée, il est stabilisateur de la tête humérale.

- Le grand dorsal, muscle superficiel postérieur du tronc est sous-cutané, large et aplati. Il prend son origine sur deux champs : médialement sur l'apex des épineuses et sur la crête sacrale de T6 à S5, et latéralement, on retrouve trois origines : sur le tiers postérieur, sur le versant latéral de la crête iliaque, sur l'arc postérieur des 4 dernières côtes et sur l'angle

inférieur de la scapula de façon inconstante. Il se dirige vers le haut, le dehors et l'avant pour se finir au fond du sillon bicipital, dans le quart supérieur de la face médiale du corps de l'humérus. Du fait de ses différentes insertions, il a de nombreuses actions : lorsque le bassin est fixe, il a comme action sur l'humérus d'être adducteur, rotateur médiale, extenseur de la scapulo-humérale, rétropulseur et abaisseur. Lorsque l'humérus est fixe il est élévateur du bassin.

- Le grand rond muscle superficiel de l'épaule a une forme allongée et prend son origine sur la face postérieure de la scapula, dans la partie inféro-latérale ; il se dirige vers le dehors, le haut et l'avant pour se terminer sur la lèvre médiale du sillon bicipital de l'humérus. En chaîne ouverte il est rotateur médial, adducteur et a une légère composante d'extension. En chaîne fermée, il participe à l'abaissement de la tête humérale.

- Le grand pectoral muscle du thorax, est de forme plate et est divisé en trois faisceaux, chacun ayant sa propre origine : le chef supérieur ou claviculaire sur les deux tiers médiaux du bord antérieur de la clavicule ; le chef moyen ou manubrio-costal sur la face antérieure du manubrium sternal et sur le cartilage des deux premiers arcs costaux ; le chef inférieur ou sterno-costal prend lui son origine sur le bord latéral du corps du sternum ainsi que sur les cartilages et les corps des côtes 3 à 6. Ces trois faisceaux se dirigent vers le dehors pour se terminer par un tendon commun aplati en forme de J, sur la lèvre latérale du sillon bicipital de l'humérus. En chaîne ouverte, il est adducteur, rotateur interne et abaisseur de la tête humérale. Il est aussi inspirateur accessoire par ses faisceaux moyens et inférieurs.

3.1.4.2. Les rotateurs latéraux

Les principaux muscles responsables de la rotation latérale, font partie de la coiffe des rotateurs et sont au nombre de deux : l'infra épineux et le petit rond.

- L'infra épineux est de forme triangulaire et prend son origine au niveau de la fosse infra-épineuse de la scapula. Ses fibres se dirigent vers le dehors, le haut et l'avant pour se finir sur le tubercule majeur de l'humérus. En chaîne ouverte, il a une action de rotation latérale et en chaîne fermée il est stabilisateur de la scapulo-humérale et abaisseur de la tête humérale.

- Le petit rond est de forme allongée et prend son origine sur la scapula dans la partie supéro-latérale de la fosse infra-épineuse ; il se dirige en dehors, en haut et en avant pour terminer

face postérieure du tubercule majeur de l'humérus. En chaîne ouverte, il est rotateur latéral et adducteur de la scapulo-humérale et en chaîne fermée, il est stabilisateur et abaisseur de la tête humérale.

3.2. Biomécanique du complexe (5)

Chaque mouvement du membre supérieur met en jeu des mouvements au niveau de la scapula et du tronc, d'où la notion de complexe thoraco-scapulo-brachial.

L'épaule est l'articulation la plus mobile du corps humain (6) et sa grande mobilité est permise surtout grâce à deux articulations : la scapulo-thoracique et la scapulo-humérale. La première est robuste et stable tandis que la seconde permet une grande mobilité du fait de la non conformité de ses structures anatomiques. La mobilité est le facteur qui permet à l'épaule d'assurer la fonction de préhension du membre supérieur. Cependant du fait de la non congruence de ses surfaces articulaires, de sa grande mobilité et de sa situation superficielle, cela fait d'elle une région où chacun des éléments en présence a un rôle extrêmement important et se doit d'être intègre de façon à trouver un équilibre entre la stabilité et la mobilité. (7)

La stabilité est assurée par à des éléments actifs et passifs. (8) (9) Les stabilisateurs passifs, à savoir les éléments capsulo-ligamentaires décrits précédemment dans l'anatomie, ont une action moindre que les stabilisateurs actifs car ils doivent pouvoir être suffisamment mobiles pour permettre la plus grande mobilité. La stabilisation active, quand à elle, est permise grâce à la musculature périscapulaire. (10) (11) Certains muscles ont un rôle plus stabilisateur que d'autres, mais sont cependant tous complémentaires, car l'action d'un agoniste isolée sans l'action de son antagoniste aurait un effet luxant sur l'articulation. (2) (8) (11) (12) Il convient de classer ces muscles en fonction de leur profondeur. Les tendons des muscles les plus profonds sont ceux du petit rond, de l'infra-épineux, du supra-épineux et du subscapulaire ; ils appartiennent tous à la coiffe des rotateurs et ont pour principale fonction d'assurer la stabilité. (11) On y associe fonctionnellement le tendon du long biceps. Ces muscles ont pour rôle principal de recentrer la tête humérale sur la cavité glénoïdale en dynamique grâce à la force qu'ils vont exercer dans la même direction mais dans un sens

opposé à la force ascensionnelle des muscles élévateurs, qui sont, eux plus superficiels. (8) On notera l'action ascensionnelle du chef court du biceps brachial, du coraco-brachial, du chef long du triceps brachial et du deltoïde. Ce dernier très puissant, est responsable en grande partie de la sustentation de l'humérus. Dans un second temps, on retrouve les stabilisateurs de scapula avec l'élévateur de scapula, les rhomboïdes, le dentelé antérieur, le petit pectoral et l'omo-hyoidien. Dans un troisième temps on retrouve les adducteurs avec le subscapulaire et les trois grands.

L'ensemble de ces muscles péri-articulaires est donc responsable de la coaptation, de la stabilité en général de l'articulation scapulo-humérale, mais ils ont également un rôle prépondérant lors des mouvements actifs du membre supérieur. (8) (9) (10) (11)

On comprendra donc l'importance capitale d'un bon équilibre entre les muscles agonistes et antagonistes, à chaque instant du mouvement, pour que la tête humérale reste toujours centrée sur la cavité glénoïdale et qu'elle permette ainsi une préhension de qualité avec une épaule stable. (8) (11) (13). En effet, un déséquilibre entre ces groupes musculaire pourrait entraîner certaines pathologies. (11) (14) On notera la possibilité d'un conflit sous acromial, lors du mouvement d'abduction, dû au roulement procuré par les muscles abducteurs, non compensé par les muscles abaisseurs qui devraient effectuer le glissement inférieur, d'une part et d'autre par une instabilité active de l'articulation (1) (8) (11) (15). En effet lors des mouvements d'épaule, les différents groupes musculaires travaillent en synergie, avec des types de contractions différentes. Ils ont la capacité de travailler en concentrique mais également en excentrique, ce qui est notamment le cas dans les mouvements « d'armer » et de « lancer » lors d'une pratique sportive, où les rotateurs auront une action dans un cas freinateur et dans l'autre moteur. (2) (8) Une détermination du ratio des rotateurs de l'épaule dans ces deux modes de contraction, s'avère donc importante car elle traduit quantitativement la fonctionnalité des séquences gestuelles (2) (3) (10)

Le calcul du ratio agonistes/antagonistes des rotateurs de l'épaule, sera évalué sur une machine d'isocinétisme, méthode de référence selon la HAS pour l'évaluation de la force musculaire. (16)

Au niveau de l'épaule, de nombreuses études du ratio rotateurs médiaux (RM) / rotateurs latéraux (RL) en concentrique sur isocinétisme ont été menées, par différentes équipes. La

première étude, menée par Ivey, déterminait la norme rotateurs RM/RL à hauteur de 3/2 (17), puis ont suivi celles de Davis (18) et de Croisier (19). Toute cette littérature a permis d'établir une norme, pour les sujets sains ne pratiquant pas d'activité physique sollicitant les membres supérieurs, comprise entre 1,1 et 1,6 (20) pour le ratio RM/RL ; ou si on prend le ratio dans l'autre sens, soit RL/RM, la valeur sera considérée comme normale si elle est comprise entre 0,6 et 0,9.

Les valeurs normales de cet équilibre varient en fonction de la position choisie pour l'évaluation. (3) Le ratio RL / RM a tendance à se rapprocher de 0,8 lorsque l'épaule est placée en abduction à 45° tandis que ce même rapport a tendance augmenter très significativement pour obtenir une valeur supérieure à 1 lorsque le bras est placé à 90° d'abduction. Cela s'explique par le fait que les performances des rotateurs latéraux sont augmentées et celles des rotateurs médiaux diminués. (21)

Lors de l'évaluation isocinétique, la force développée peut varier en fonction de certains paramètres. L'installation (22), le plan de référence utilisé (frontal ou de la scapula) (21), la pratique sportive (23), le sexe ainsi que l'âge influent sur la force développée lors du test. (1)

Les hommes ont une force musculaire supérieure à celles des femmes (17). L'âge quant à lui touche dans les mêmes conditions les agonistes et antagonistes, ce qui explique pourquoi, le ratio reste inchangé. (24)

La comparaison du ratio RM/RL, d'un patient par rapport à une norme, ou par rapport à un échantillon de population ciblée, présente de nombreux intérêts. Une éventuelle variation significative du ratio permet d'avancer l'hypothèse d'un point de vue pathologique d'une instabilité antéro-postérieure ou d'un conflit sous-acromial (22)

L'étude de ce même rapport en excentrique sur isocinétisme, est très intéressante car les rotateurs d'épaule sont souvent sollicités sur ce mode de contraction. Toutefois, les études menées sont peu nombreuses et n'ont pas abouti à une norme, car une comparaison inter-études est impossible du fait des caractéristiques différentes des appareils utilisés, ce qui influe sur le ratio. (25)

3.3. Physiologie musculaire

Un muscle a la capacité de se contracter selon trois modes de contraction musculaire : isométrique, concentrique ou excentrique. Chaque type de contraction a des caractéristiques différentes.

- En isométrique : la force déployée par le muscle ou le groupe musculaire est égale à la résistance développée par ce même muscle ou groupe musculaire. De ce fait, il n'y a pas de déplacement du segment de membre. La contraction musculaire est donc statique. Ce mode de contraction ne sera pas utilisé lors de notre étude et nous nous intéresserons aux deux autres modes de contraction.

- En concentrique : la force déployée par le muscle ou groupe musculaire est supérieure à la résistance s'opposant au mouvement, et les insertions musculaires vont se rapprocher. Il y a donc un déplacement du segment de membre dans l'espace où le muscle ou groupe musculaire tendra à se raccourcir ; celui-ci aura donc un rôle mobilisateur.

- En excentrique : la force déployée par le muscle est inférieure à la résistance qui s'oppose au mouvement et les insertions musculaires vont s'éloigner. Il y a donc un déplacement du segment de membre dans l'espace où le muscle ou groupe musculaire tendra à s'allonger ; celui-ci aura un rôle freinateur.

Lors des gestes sportifs, ces deux derniers modes de contraction se combinent. (8) Dans les sports de lancers, par exemple, lors du mouvement de « l'armer, » les rotateurs externes vont travailler de manière concentrique, tandis que les rotateurs médiaux travailleront en excentrique. Lors du mouvement de « lancer », les rotateurs médiaux se contracteront sur un mode concentrique tandis que les rotateurs latéraux se contracteront en excentrique. (8) (22) Il est donc important d'explorer ces deux types de contractions.

Dans le cas de l'instabilité antéro-postérieure, la littérature s'accorde à dire que le ratio RM/RL en concentrique aura tendance à tendre vers 1, du fait de la diminution de la force des rotateurs internes. (14)(26). Cela nous permet de cibler le groupe musculaire à renforcer particulièrement lors de la rééducation de ce type d'instabilité ; la procédure est ainsi mieux adaptée et plus efficace pour le patient. Au delà de cet aspect, le ratio d'un patient, présumé

non pathologique, comparé à une norme pourra nous permettre d'établir un protocole de rééducation (13) et d'effectuer la prévention de ce type de pathologie.

Dans le cas du conflit sous-acromial, les résultats de la littérature sont contradictoires. Il y a cependant toujours une modification du ratio RM/RL en concentrique lorsque ce type de trouble survient. Warner note que le ratio augmente et tend vers 2 tandis que Codine observe une baisse tendant vers 1. (22)

Les autres intérêts de ces mesures concernent les sportifs. Elles permettent l'établissement et l'application d'un protocole de renforcement, pour pallier à un éventuel déséquilibre causé par la pratique sportive et son aspect stéréotypé répétitif. (1)(9) (22) Elles permettent aussi de prévenir la venue de pathologies dans les disciplines sollicitant les membres supérieurs, lors de l'entraînement. Cette prise en compte aura également pour intérêt de permettre d'améliorer le geste sportif (8).

4. MATERIEL ET METHODE

4.1. Echantillon de population

4.1.1. Critères d'inclusion

Nous avons effectué notre étude sur un échantillon de 24 sujets : il s'agit d'étudiants, entre 18 et 35 ans, sportifs ou non, sans signe pathologique, ni douleur au niveau des deux épaules au moment du test.

4.1.2. Critères d'exclusion

Nous avons exclu de l'étude tout étudiant ayant un antécédent quel qu'il soit, traumatique, orthopédique, neurologique ou médical, localisé sur une ou deux épaules ou même une pathologie du membre supérieur, incluant le coude ou une articulation intermédiaire, s'il date de moins de 3 ans.

Etudiant pratiquant une activité sportive mobilisant les membres supérieurs de façon asymétrique.

4.2. Matériel

4.2.1. Le concept de la machine d'isocinétisme

Le concept de la machine isocinétique permet l'évaluation quantitative des performances musculaires, (3) ici des rotateurs de l'épaule, dans des conditions standardisées et reproductibles, sans charge additionnelle où la vitesse est maîtrisée, avec un asservissement de résistance fonction de la force développée. (6) (27) (28)

4.2.2. Le CON-TREX

4.2.2.1. Présentation

Le modèle que l'on a utilisé pour nos mesures est le CON-TREX de marque Medimex. Le CON-TREX est un appareil isocinétique très stable et mécaniquement fiable. Il est composé : - D'un siège entièrement réglable électriquement au niveau de l'inclinaison du dossier ainsi qu'en longueur d'assise, ce qui lui permet de s'adapter au mieux à la longueur du segment fémoral de chaque patient.

- D'un dynamomètre, auquel nous pourrions ajouter des accessoires. Il permet au patient de réaliser le mouvement à étudier avec l'amplitude souhaitée, et cela autour d'un axe. Il faut être rigoureux sur l'installation du patient de façon à bien aligner l'axe de rotation du dynamomètre avec l'articulation concernée. C'est également le dynamomètre qui assurera au patient une vitesse constante lors du test (vitesse que nous avons préalablement définie) (29).

- D'un goniomètre électronique relié au dynamomètre. Nous pouvons ainsi calculer l'angle effectué lors de l'exercice, et de cette façon, limiter le mouvement articulaire pour respecter les amplitudes que nous avons pré définies pour le test. (29)

4.2.2.2. Dispositif informatique

Le système informatique fonctionne grâce à un logiciel fourni avec la machine. Il permet d'accéder aux protocoles que l'on a mis en mémoire, d'enregistrer et de stocker les résultats des différents tests effectués avec la machine pour chaque patient.

Les données recueillies peuvent-être traitées par la suite. De plus le logiciel est aussi un outil de sécurité dans la mesure où il interrompt l'exercice en cas d'incident.

4.2.3. Intérêts et limites du CON-TREX

Le travail sur appareil isocinétique présente de nombreux intérêts.

Il est possible de régler une vitesse angulaire qui reste constante sur toute la plage d'amplitude utilisée grâce à une résistance auto-adaptée. Cela permet au patient d'effectuer le mouvement dans toute la plage l'amplitude sans saccade, condition nécessaire pour une bonne reproductibilité. Condition qui permet ensuite une bonne analyse des résultats.

- La machine d'isocinétisme permet également le travail dans différents modes de contraction. Nous avons exploité deux modes de contraction pour nos tests : le travail en concentrique et en excentrique.

- Ce système est très sécurisant pour le patient dans la mesure où ni l'opérateur, ni la machine ne lui imposent quelque chose, c'est le patient qui décide et effectue le mouvement selon ses capacités, et de ce fait le travail sur ce type de machine est très bien accepté par les patients.

- Le couplage de la machine à un logiciel informatique permet une grande souplesse d'utilisation. On a la capacité de pré-régler les vitesses angulaires ainsi que les amplitudes et cela pour n'importe quelle position angulaire, pour chaque test que l'on souhaite effectuer. Nous pouvons analyser directement via l'ordinateur les performances développées par le patient.

- Du point de vue des limites de l'appareil, le principal problème reste les compensations ; en effet pour une bonne reproductibilité, il est nécessaire d'avoir une installation rigoureuse de façon à limiter au maximum les compensations et réellement interroger les groupes musculaires testés.

- De plus un autre problème que l'on peut rencontrer est que, si le patient n'atteint pas la vitesse pré réglé, la résistance auto adaptée disparaît.

4.3. Méthode (Annexe II)

4.3.1. Position mesure / installation du patient et choix des paramètres

Une installation rigoureuse est mise en place, elle se doit d'être confortable et reproductible de façon à avoir les mesures les plus fiables possibles.

Le sujet est assis, hanches et genoux sont fléchis à 90°, l'assise est ajustée à la taille du segment fémoral du patient. Le tronc est maintenu au contact du dossier, grâce à deux sangles qui se croisent au niveau de la poitrine, le but étant de maintenir une position correcte et éviter tout désalignement des épaules ou compensation lors du test. Pour limiter encore davantage ce facteur, on ajoutera un contre-appui manuel au niveau de l'épaule du patient du côté testé.

Son membre supérieur non testé saisit une poignée fixée à l'appareil, située au niveau du bassin du même côté, cela a pour but de limiter le déséquilibre pouvant apparaître au niveau de la tête et du tronc.

Du côté testé, la diaphyse humérale est alignée avec l'axe mécanique de rotation du dynamomètre, et est placée à 45° d'abduction dans le plan de la scapula et l'avant bras dans le plan sagittal. Le choix de cette installation est basé sur la littérature qui nous indique que, c'est dans cette position que le patient est le plus en sécurité avec le maximum de confort. (21) Le coude est placé à 90° de flexion avec l'avant bras posé sur le repose bras en position neutre de pronosupination. La main saisit une poignée située perpendiculairement à l'axe de l'avant bras. Nous appellerons cela la position neutre et définirons à partir de cette position le zéro.

Choix des vitesses :

Dans la littérature, il n'existe pas de consensus à ce sujet, en effet chaque auteur choisit ses propres vitesses en fonction de la finalité de son étude. (3)

En accord avec la littérature, nous choisissons les vitesses de test dans un souci de fiabilité et de reproductibilité du test (3) (15):

- En concentrique : il est préconisé de ne pas dépasser 180°/seconde sous peine de voir réduire la « phase iso cinétique vraie » et de laisser place à des « pics de couple artificiels ». (3) (15)

Lorsqu'une évaluation est effectuée à trois vitesses différentes, sur une épaule non sportive, les vitesses d'évaluation recommandées dans la littérature sont de 60°/s pour la vitesse lente, qui traduit avec un bon niveau le potentiel de « repositionnement articulaire » en mode passif d'une position « d'armer » (8) 120°/seconde pour la vitesse intermédiaire et 180°/s pour la vitesse rapide (15). Cependant il apparaît que lors de la pratique d'un sport de lancer notamment, la vitesse développée au cours de la gestuelle du lancer est supérieure à 180°/s. (15)(30) L'analyse d'une épaule sportive doit donc être complétée par son évaluation à vitesse rapide ; un test en concentrique à 240°/s est alors préconisé. (31)

Puisque notre étude devra être aussi utilisable pour certaines populations sportives, nous avons retenu trois vitesses d'évaluation en concentrique : une vitesse lente à 60°/seconde, une vitesse intermédiaire à 120°/s et une vitesse rapide à 240°/s.

- *En excentrique* : Les vitesses utilisées seront plus faibles qu'en concentrique, du fait des contraintes musculo-tendineuses supérieures dans ce mode de contraction (32) (33), et, de plus, il est préconisé d'évaluer les moments de force à des vitesses proches de 100°/s lors du test à vitesse rapide sans dépasser les 120°/s. (2) (3) (15)

Choix du nombre de répétitions :

Tout comme pour le choix des vitesses, il n'existe pas de consensus à ce sujet. Nous avons choisi de baser notre test sur des séries limitées à trois répétitions pour plusieurs raisons.

Lors du mouvement sportif, le geste s'effectue à vitesse élevée (lors des smashes et de « l'armer » dans les sports de lancer notamment (3) et, c'est à ce moment là que, en cas de faiblesse musculaire, l'instabilité apparaît. (15) Les muscles périarticulaires ainsi que les structures capsuloligamentaires et capteurs proprioceptifs doivent être capable de réagir, de travailler et s'adapter presque instantanément au mouvement, avec le maximum de force possible. Or, les rotateurs d'épaule sont des muscles qui sont, du fait de leurs composition, très fatigables, il ne conviendrait donc pas de les tester en endurance, particulièrement lors d'un travail en excentrique où la fatigue musculaire apparaît encore plus rapidement qu'en concentrique (3).

Les patients qui viennent pour un bilan afin de se faire rééduquer sur machine d'isocinétisme ont souvent des muscles plus faibles que la population saine, un test en endurance ne conviendrait donc pas non plus dans ce cas de figure.

Nous avons donc fait le choix de procéder à trois allers-retours d'échauffement ainsi que le même nombre pour le test. Cela permet au sujet de pouvoir tout de même, sur trois répétitions exprimer pleinement son potentiel tout en minimisant le facteur de fatigue. Ce protocole nous conduit expérimentalement à une bonne fiabilité. (15)

4.3.2. Etalonnage

Nous définissons le débattement articulaire du test, de référence zéro et que nous appelons position zéro : nous l'avons déterminée à 45° d'abduction dans le plan de la scapula. Nous choisissons ensuite volontairement de ne pas effectuer le mouvement dans toute l'amplitude articulaire car l'intérêt d'évaluer des muscles en course externe sur isocinétisme est inutile, au vu de la force qu'ils peuvent développer dans ces amplitudes extrêmes. L'amplitude que nous choisissons doit-être suffisante pour que le sujet puisse développer son moment de force maximal. (32) Or, l'étude de Dupuis et al. évalue et compare le moment maximal de force des rotateurs d'épaule en concentrique et en excentrique dans différents secteurs angulaires et ne constate pas de différence significative. (34)

La rotation médiale se trouve physiologiquement, du fait de l'installation, limitée en amplitude par le contact de l'avant bras contre l'abdomen. (29)

Notre évaluation est donc effectuée sur une amplitude de 80° avec 40° de rotation médiale et 40° de rotation latérale à partir de la position zéro.

Nous réglons ensuite les butées qui permettent au patient de ne pas dépasser les amplitudes articulaires que nous avons définies avant le test. Nous lui procurons ainsi un maximum de sécurité lors du test.

Chaque rotation est donc limitée par une double sécurité qui empêche le patient d'atteindre des amplitudes inacceptables pour l'articulation étudiée, tout en permettant de parcourir la totalité de l'amplitude articulaire que nous avons choisi d'étudier.

Le CONTREX est équipé d'un correcteur de pesanteur, en effet cette dernière influe sur les paramètres mesurés. Le logiciel va donc calculer l'effet de la pesanteur sur la masse musculaire ainsi que sur le bras de levier de la machine. Ceci pour tous les types de contractions (concentrique et excentrique) et le corriger.

Les résultats des tests seraient modifiés si cette correction n'était pas effectuée.

On demande au patient de se laisser faire et la machine effectue deux allers retour dans toute l'amplitude définie pour le test, de façon à calculer et corriger cet effet de la pesanteur.

4.4. Protocole expérimental

4.4.1. Prise de données (Annexe III)

Les données récoltées dans les questionnaires sont saisies dans l'ordinateur avant que le sujet ne commence le test. On introduit donc le nom, le prénom, la date de naissance, le numéro de sécurité sociale, la taille, le poids et la latéralisation du patient.

4.4.2. Echauffement

Avant installation sur l'appareil d'isocinétisme, le sujet effectue 10 minutes de manivelle à bras : 5 dans le sens horaire, 5 dans le sens antihoraire, comme le préconise la littérature. (3)

Le sujet est placé sur la machine d'isocinétisme dans la position de départ du test, c'est à dire à 45° d'abduction dans le plan de la scapula et effectue une série de 3 allers-retours complets d'échauffement, avant d'effectuer les 3 allers-retours complets de test sur un mode de contraction concentrique. Il commence à la vitesse de 60°/s, puis reprend un échauffement et un test à 120°/s et enfin à 240°/s.

Nous procédons de la même façon en excentrique, puis nous recommençons de l'autre côté.

Avant chaque série test, le patient effectue donc une série dite « d'essai ».

Les 3 allers retours d'échauffement sont effectués de façon à ce que le patient se familiarise avec l'appareil d'isocinétisme et termine l'échauffement effectué sur la manivelle à bras. Cela ayant pour unique but d'éviter un effort sous maximal lors du test à cause de la résistance asservie. Nous spécifions bien au patient le but de cette série d'échauffement : ce n'est pas d'être le meilleur possible, c'est une phase de compréhension du mouvement et d'adaptation pour être le plus productif possible sur le test.

A l'échauffement comme durant le test, nous laissons 2 minutes de récupération au sujet entre chacune des séries et entre chaque vitesse en concentrique et en excentrique.

4.4.3. Test

On fait lancer un dé au sujet, si le chiffre tiré est impair, il commence par le côté gauche, et si le chiffre est pair, il commence par le côté droit. Puis il effectue le test.

Il débute par le test en concentrique, qui se compose d'une série de 3 répétitions à 240° / seconde, d'une série de 3 répétitions à 120° / seconde puis d'une série de 3 répétitions à 60° / seconde.

Suit alors l'évaluation en excentrique : le sujet effectue une série 3 répétitions à 60° / seconde et une série 3 répétitions à 120° / seconde.

Entre chaque changement de vitesse, nous instaurons deux minutes de récupération.

Il passe ensuite du deuxième côté. Durant toute la durée de l'évaluation, on encourage verbalement le sujet de façon à obtenir les meilleurs résultats possibles, dans toute l'amplitude déterminée au préalable. Pour cela on donne ordre de tirer lorsqu'on va vers la rotation interne et de pousser lorsque l'on va vers la rotation externe.

5. RESULTATS

5.1. Présentation

Nous avons choisi de travailler en exploitant le couple maximal que le sujet pouvait développer lors du test. Ce choix s'est imposé à nous du fait de la physiologie et de la fatigabilité des muscles rotateurs de l'épaule qui ne se prêtent pas à un test avec de nombreuses répétitions. De plus prendre le couple maximal et non le couple maximal moyen traduit mieux les capacités du patient car il correspond à la meilleure performance du patient. En effet, du fait de la complexité du geste sur la machine, une répétition peut-être mal effectuée ce qui aura une influence notable sur la moyenne du couple maximal du fait du nombre peu important de répétitions.

Les résultats ont été entrés sur tableur Excel et traités statistiquement afin de comparer ces valeurs entre elles.

5.2. Description de l'échantillon

- 24 sujets (9 hommes, 15 femmes) de 18 à 33 ans, d'âge moyen 20,7 ans (d'écart type 2,9.)
- L'indice de masse corporelle (IMC) moyen est de 21,324.
- Tous sont droitiers et étudiants en école de kinésithérapie.
- 5 pratiquent un sport de lancer.
- 23 pratiquent un sport en loisir, 1 seul en compétition.
- 13 ont d'abord testé le côté dominant, 11 le côté non dominant.
- Aucun sujet n'a été exclu de l'échantillon en raison de biais ou autres.
- Le tableau complet de notre base de données est donné en (Annexe IV)

5.3. Analyses statistiques

Les paramètres étudiés sont les ratios des rotateurs de la gléno-humérale, dans des conditions différentes. Au préalable, nous avons testé la normalité des distributions obtenues avec le test de Shapiro Wilk. Il a confirmé que chaque distribution suit une loi normale. Par conséquent, nous pouvons utiliser des tests paramétriques dans notre étude. Le test t de Student est donc utilisé pour comparer les différences de ratio entre les hommes et les femmes ainsi que les différences des ratios entre le côté dominant et non dominant. Il existe une différence significative lorsque la valeur de p trouvée est inférieure ou égale à 0,05 ; nous parlerons plutôt de tendance significative lorsqu'elle est inférieure à 0,10.

5.4. Exploitation des résultats obtenus

Pour chaque sujet, nous disposons de dix paires de valeurs du moment de force maximale noté : MFM_{RL} pour les rotateurs latéraux et MFM_{RM} pour les rotateurs médiaux. (Annexe IV) Chacune correspondant aux différents modes de contraction, à des vitesses différentes pour chaque épaule.

Dans la littérature, nous retrouvons ce ratio exprimé soit par le quotient $\frac{MFM_{RL}}{MFM_{RM}}$, soit par son inverse $\frac{MFM_{RM}}{MFM_{RL}}$. Ce qui justifie le calcul des deux rapports $\frac{MFM_{RL}}{MFM_{RM}}$ et $\frac{MFM_{RM}}{MFM_{RL}}$, à partir des mesures expérimentales.

Nous en déduisons, par le calcul, les moyennes et écarts types des résultats obtenus.

Dans la littérature, nous retrouvons des normes du ratio des rotateurs de l'épaule où l'évaluation est effectuée bras à 45° d'abduction dans le plan de la scapula : ces valeurs sont exprimées dans le sens $\frac{MFM_{RL}}{MFM_{RM}}$ (21) (29). Dans notre étude, le nombre important de mesures effectuées nous a contraint à faire, dans un souci de clarté, le choix de travailler uniquement avec le ratio exprimé dans le sens $\frac{MFM_{RL}}{MFM_{RM}}$.

5.4.1. Valeur du ratio du moment de force maximal des rotateurs de l'épaule

5.4.1.1. Ratio $\frac{MFM_{RL}^{Conc}}{MFM_{RM}^{Conc}}$:

Pour notre population, le ratio moyen $\frac{MFM_{RL}^{Conc}}{MFM_{RM}^{Conc}}$: (Annexe V : tab I, tab II et fig. 1)

- **Du côté dominant (CD)**, nous observons une légère variation non linéaire de la moyenne en fonction de la vitesse d'exécution. La moyenne du ratio varie de **0,77** à 120°/s à **0,79** à 60°/s avec des écarts types compris respectivement entre 0,16 et 0,17. La valeur moyenne calculée à 240°/s est intermédiaire : elle est de **0,78** avec un écart type de 0,17.

- De **0,82** du côté **non dominant (CND)** avec un écart type moyen de 0,19. Nous observons une augmentation des ratios avec la vitesse. La moyenne du ratio varie de 0,8 à 0,85 avec des écarts types compris entre 0,17 et 0,22.

5.4.1.2. Ratio $\frac{MFM_{RL}^{Exc}}{MFM_{RM}^{Exc}}$

Pour notre population, le ratio moyen $\frac{MFM_{RL}^{Exc}}{MFM_{RM}^{Exc}}$ est : (Annexe V tab III, tab IV et fig.2)

- **Du CD**, nous observons une diminution de ce rapport lorsque la vitesse augmente. La moyenne du ratio varie en fonction de la vitesse de **1,26** à **1,18**, avec des écarts type de 0,29 et 0,24 pour des vitesses respectives de 60°/s et 120°/s.

- Du **CND**, nous observons également une diminution de ce rapport lorsque la vitesse augmente. La moyenne du ratio varie en fonction de la vitesse de **1,17 à 1,14**, avec des écarts type de 0,23 et 0,25, avec des écarts type de 0,29 et 0,24 pour des vitesses respectives de 60°/s et 120°/s .

5.4.1.3. Ratio $\frac{MFM_{RL}^{Conc}}{MFM_{RM}^{Exc}}$: Mouvement d'armer

Tableau III : Moyennes des ratios $\frac{MFM_{RL}^{Conc}}{MFM_{RM}^{Exc}}$

		Moyenne	Ecart Type
60°/s	CD	1,06	0,21
	CND	1,02	0,22
120°/s	CD	0,98	0,20
	CND	1,04	0,21

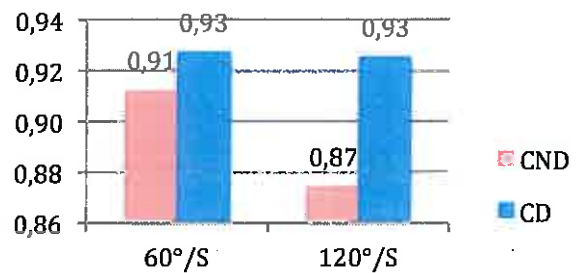


Figure 3 : Moyenne du ratio $\frac{MFM_{RL}^{conc}}{MFM_{RM}^{exc}}$, comparés entre le CD et CND à deux vitesses.

Pour notre population, le ratio moyen $\frac{MFM_{RL}^{conc}}{MFM_{RM}^{exc}}$ est : (Annexe V : tab V, tab VI et tab VII)

- Du **CD**, la moyenne du ratio ne varie pas en fonction de la vitesse est reste stable à **0,93** avec des écarts type compris entre 0,14 à 0,17.

- Du **CND**, nous observons une diminution de ce rapport lorsque la vitesse augmente. Il décroît lorsque la vitesse augmente : **0,91** à 60°/s et **0,87** à 120°/s avec des écarts type de 0,13.

5.4.1.4. $\frac{MFM_{RL}^{Exc}}{MFM_{RM}^{Conc}}$: Mouvement de fouetté

Tableau IV : Moyennes des ratios $\frac{MFM_{RL}^{Exc}}{MFM_{RM}^{Conc}}$

		Moyenne	Ecart Type
60°/s	CD	0,93	0,17
	CND	0,91	0,13
120°/s	CD	0,93	0,14
	CND	0,87	0,13

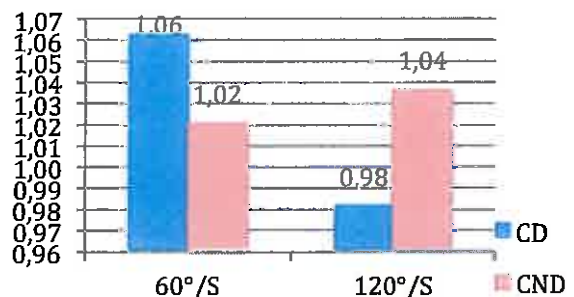


Figure 4 : Moyennes des ratios $\frac{MFM_{RL}^{Exc}}{MFM_{RM}^{Conc}}$, comparées entre le CD et CND à deux vitesses

Pour notre population, le ratio moyen $\frac{MFM_{RL}^{Exc}}{MFM_{RM}^{Conc}}$ est : (Annexe V : tab VIII, tab IX et tab X)

- **Du CD**, nous observons une diminution de la moyenne du ratio lorsque la vitesse augmente : il passe de 1,06 à 60°/s à 0,98 à 120°/s. Cela avec des écarts type respectifs de 0,21 et 0,20.
- **Du CND**, nous observons une augmentation de ce rapport lorsque la vitesse augmente : la moyenne du ratio est de 1,02 à 60°/s et de 1,04 à 120°/s avec des écarts type respectifs de 0,22 et 0,21.

6. DISCUSSION

6.1. Analyse des résultats

6.1.1. Critères retenus pour la recherche.

6.1.1.1. Elimination du ratio moyen rapporté au poids de corps

Lors de la phase d'échauffement, nous constatons que certains sujets ont du mal à percevoir et ressentir le mouvement sur la machine d'isocinétisme. Tout particulièrement lors du mouvement en excentrique, bien moins naturel que le travail en concentrique. En effet, le fait de travailler avec une résistance à vitesse constante n'est déjà pas habituel, mais le fait de travailler en excentrique sur ce type de machine est une difficulté supplémentaire. De plus, si le sujet développe plus de force que la machine, les capteurs de pression bloquent celle-ci comme si une anomalie était détectée. Ce qui mène à un mouvement saccadé.

Notre protocole prévoit 3 répétitions d'échauffement avant le début du test, ce qui lui permet de se familiariser au mieux avec la machine.

En cas de mouvement saccadé, la moyenne de la force développée se voit grandement modifiée, c'est pour cette raison que nous avons choisi de prendre en compte, non pas cette moyenne bien qu'elle soit rapportée au poids du corps, mais le moment maximum de la force (MFM), qui lui reste inchangé même en cas de saccades. De plus le MFM à une bonne reproductibilité quelque soit le mode de contraction utilisé. (15)

6.1.1.2. Choix des vitesses utilisées pour le calcul des ratios

Pour évaluer sur isocinétisme les gestes à grande vitesse, correspondants aux gestes sportifs, l'exploration est faite à 240°/s en concentrique mais dans la littérature cette vitesse est écartée en excentrique. On se limite alors à des vitesses avoisinant au maximum les 120°/s (9). L'élaboration d'un ratio agonistes concentrique / antagonistes excentrique à 240°/s est donc impossible.

Même si des équipes belges étudient actuellement un ratio mixte, qui traduirait le geste de lancer (35) où les RM travaillent en concentrique à 240°/s et les RL en excentrique à 60°/s (35) ; le fait est que, lors d'un geste fonctionnel, les agonistes et antagonistes travaillent à la même vitesse. De ce fait, nous avons limité notre travail à des vitesses identiques en excentrique et en concentrique inférieure ou égale à 120°/s.

6.1.1.3. Réflexion sur notre étude

Il convient de rappeler que le travail que nous avons effectué est une initiation à la démarche de recherche scientifique et non une véritable étude où plus de participants, de temps auraient été nécessaires de façon à obtenir une étude statistique satisfaisante, à haut niveau de preuve. Pour autant, nous nous sommes appliqués à être le plus rigoureux possible, de façon à avoir la meilleure reproductibilité et le moins de biais possibles. Il est donc difficile de tirer des conclusions générales applicables à grande échelle. Pour confirmer les résultats obtenus, il conviendrait d'élargir notre échantillon de population.

L'absence de consensus sur le protocole d'évaluation en isocinétisme, notamment sur le nombre de répétitions, l'installation et les différents modes de contraction (15) nous laissent penser que les résultats auraient pu être différents et l'auraient sans doute été si un de ces paramètres avait été modifié. Cependant chacun de ces critères a été choisi de façon à pouvoir exploiter au mieux ces données dans le centre de rééducation, où les tests sont effectués dans ces conditions d'installation. De plus la position utilisée, dérivée de la position de Davies, nous permet de surveiller les compensations, elle est très sécurisante pour le sujet et permet à la coiffe des rotateurs d'être placée en course moyenne. (35)

La série d'échauffement permet au sujet de se familiariser avec la machine afin de réaliser correctement la série test.

Le matériel de mesure validé et conforme aux normes sert de référence en terme d'évaluation de la force musculaire. (15)

Néanmoins, nous pouvons dire que notre étude comporte des biais.

Le premier biais est que les tests ont été effectués sur un échantillon pas assez conséquent. Il aurait fallu effectuer les tests sur un plus grand nombre de sujets de façon à pouvoir parler de norme et non de base normative.

Le second biais provient des compensations du sujet ; effectivement lors des tests, malgré l'installation rigoureuse, les consignes claires, le contre-appui manuel sur l'épaule testée et l'attention toute particulière que nous avons portée à l'égard du sujet pour qu'il ne compense pas, certaines compensations ont toutefois pu nous échapper.

Celles-ci peuvent s'exprimer de différentes façons. On pourra retrouver une inclinaison ou une rotation de tronc, mais également une participation des extenseurs et fléchisseurs de poignet, car il n'est pas prévu sur la machine de fixer l'avant bras de façon à maintenir le poignet en position intermédiaire. On pourrait envisager de fixer l'avant bras à l'aide d'une sangle.

L'état de fatigue du sujet est aussi un biais possible à notre étude dans la mesure où il a une influence directe sur la performance musculaire. Nous avons cependant cherché à minimiser cet état de fatigue en effectuant les tests le matin, seules les activités des jours antérieurs pouvaient donc avoir une influence sur la fatigue du sujet.

6.2. Résultats de l'étude

6.2.1. Comparaison à la littérature

Dans un premier temps, nous nous sommes intéressés aux ratios $\frac{MFM_{RL}^{Conc}}{MFM_{RM}^{Conc}}$. La moyenne

des différentes vitesses de ce ratio est de 0,78 du CD et de 0,82 du CND avec des écarts types corrects respecté : 0,16 CD et 0,19 CND lorsque l'on ne tient pas compte de la vitesse (Annexe V : tab I et tab II)

Ces valeurs sont en accord avec la littérature qui nous indique que les ratios considérés comme normaux sont compris entre 0,6 et 0,9 (21)(29).

Dans un second temps, nous nous sommes intéressés aux ratios en excentrique. Dans la littérature, nous retrouvons des normes très variables et ne pouvons comparer nos résultats à aucune, car même si Sirota et Mikesky (5)(36) considèrent la normalité du ratio $\frac{MFM_{RM}^{exc}}{MFM_{RL}^{Exc}}$ comprise entre 1,10 et 1,72, il apparaît des variations importantes (25) en fonction de l'appareil utilisé pour tester ces rotateurs.

Les seules comparaisons fiables sont celles faites sur un même appareil. (1)(22)

Nous comprenons donc l'intérêt d'établir une table de référence propre à chaque appareil dans ses propres conditions de test, dès que nous travaillons avec un mode de contraction excentrique.

6.2.2. Les ratios fonctionnels

Lors de notre étude, la population est testée suivant deux modes de contractions. Puisqu'en concentrique, nous avons constaté une concordance de nos valeurs avec les normes de la littérature (21)(29), nous avons émis l'hypothèse que notre échantillon de population était homogène et « normal » et pouvait donc servir à l'élaboration d'un ratio fonctionnel. Ce dernier est caractérisé par une activité des agonistes en concentrique / activité des antagonistes en excentrique, d'une part et d'autre part par une activité des agonistes en excentrique tandis que les antagonistes travaillent en concentrique.(15) (22) (35)

Les ratios fonctionnels, que nous avons calculés à partir de nos mesures nous permettent d'évaluer avec une bonne appréciation la fonctionnalité de l'épaule (15). Lors des mouvements sportifs et fonctionnels, les antagonistes travaillent en excentrique, leur résistance à l'étirement est donc sollicitée alors que les agonistes travaillent en concentrique (15). Cette activité musculaire se doit d'être équilibrée, de façon à stabiliser de manière active l'épaule afin de pouvoir gérer au mieux les contraintes induites.(35)

6.2.2.1. Le calcul de ces ratios fonctionnels nous a conduit à suggérer les bases normatives suivantes

- Lors du mouvement de « l'armer » : étude du ratio $\frac{MFM_{RL}^{conc}}{MFM_{RM}^{exc}}$:

Pour chaque côté, nous avons établi comme base normative la moyenne de $\frac{MFM_{RL}^{conc}}{MFM_{RM}^{exc}}$ des valeurs obtenues d'une part à 60°/s, avec, **0,93 du CD** (écart type de 0,17) et **0,91 du CND** (écart type de 0,13). D'autre part, à 120°/s, nous trouvons **0,93 du CD** (écart type : 0,14) et **0,87 du CND** (écart type : 0,13).

Nous notons que le résultat $\frac{MFM_{RL}^{conc}}{MFM_{RM}^{exc}}$ du CD est supérieur au CND pour chaque vitesse.

Lors d'un travail en concentrique, quand la vitesse de test augmente (1)(3)(22), la force musculaire développée diminue (22) MFM_{RL}^{conc} diminue donc (37).

- **Du CND**, notre étude expérimentale (Annexe V : tab XI) montre que lorsque la vitesse augmente, MFM_{RL}^{conc} moyen diminue et MFM_{RM}^{exc} augmente conformément à la littérature (35).

- **Du CD**, lorsqu'on passe de 60°/s à 120°/s, la valeur MFM_{RL}^{conc} augmente faiblement, contrairement à la littérature (22)(37). (Annexe V : tab XII). Nous pouvons émettre l'hypothèse que percevant mieux son CD, le sujet, met spontanément en jeu des stratégies de compensations en faisant intervenir d'autres groupes musculaires afin d'améliorer ses performances.

Remarque : Lors de notre étude, nous avons aussi fait des mesures de MFM_{RL}^{conc} à 240°, la valeur moyenne obtenue est alors inférieure aux valeurs à 60°/s et 120°/s conformément à la littérature. (37) Il nous paraît logique que les stratégies de compensations soient beaucoup plus difficiles à mettre en œuvre lorsque les vitesses d'exécution deviennent fort élevées car elles ne correspondent plus à des utilisations quotidiennes du membre supérieur.

MFM_{RM}^{exc} , lui aussi, augmente quelque soit le côté lorsqu'on passe de 60°/S à 120°/S.

Le quotient $\frac{MFM_{RL}^{conc}}{MFM_{RM}^{exc}}$ diminue donc lorsque la vitesse augmente. Cependant, notre étude montre que $\frac{MFM_{RL}^{conc}}{MFM_{RM}^{exc}}$ reste constant quelque soit la vitesse du CD alors qu'il diminue conformément à la théorie du CND.

Remarque : Dans la série de mesures à 60°/s, l'écart type est nettement plus important que dans les autres séries et peut expliquer cette divergence. Il est donc nécessaire, d'affiner cette étude en augmentant le nombre de sujets de façon à confirmer ou infirmer la constance du ratio $\frac{MFM_{RL}^{conc}}{MFM_{RM}^{exc}}$ du CD.

- Lors du mouvement du « fouetté »: étude du ratio $\frac{MFM_{RL}^{exc}}{MFM_{RM}^{conc}}$:

Pour chaque côté, nous avons établi comme base normative la moyenne de $\frac{MFM_{RL}^{exc}}{MFM_{RM}^{conc}}$ des valeurs

obtenues d'une part à 60°/s avec **1,06 du CD** (écart type de 0,21) et **1,02 du CND** (écart type de 0,22). D'autre part, à 120°/s, nous trouvons **0,98 du CD** (écart type : 0,20) et **1,04 du CND** (écart type : 0,21).

Notons que le ratio moyen du CD est inférieur au CND à 120°/s mais, à vitesse lente, le CD est supérieur au CND.

Du CND lorsque la vitesse augmente de 60°/s à 240°/s MFM_{RM}^{conc} diminue, (37) la valeur MFM_{RL}^{exc} augmente, ce qui est conforme à la littérature. (37) $\frac{MFM_{RL}^{exc}}{MFM_{RM}^{conc}}$ augmente donc avec la vitesse. (Annexe V : tab XIII)

Pour le CD nos mesures confirment la décroissance de MFM_{RM}^{conc} entre et 60°/s et 240°/s avec à nouveau une valeur non conforme pour 120°/s qui s'explique par la même stratégie de compensation. A 240°/s la vitesse est trop rapide pour que cette compensation puisse se faire, et nous retrouvons alors la décroissance prévue. MFM_{RL}^{exc} décroît : la formule de calcul ne nous permet pas de prédire le sens de variation de $\frac{MFM_{RL}^{exc}}{MFM_{RM}^{conc}}$ en fonction de la vitesse (Annexe

V : tab XIV) ; mais nos relevés expérimentaux montrent que ce quotient diminue lorsque la

vitesse augmente (Annexe V : tab XV et tab XVI). L'écart type sur les valeurs reste satisfaisant. Il faut toutefois noter que pour le sujet n°13 les valeurs de MFM_{RM}^{conc} sont très différentes de celles des autres sujets. Leur impact restant néanmoins faible sur la moyenne. (Annexe V : tab XVII). Le sujet n°13 est un sportif pratiquant un sport qui mobilise de façon totalement symétrique ses deux épaules. La grande différence entre ses résultats pour certains moments de force mesurés nous amènent à penser que pour affiner notre étude, il serait bon d'exclure tous les sportifs quels qu'ils soient, de notre échantillon et de le comparer à un échantillon de sportifs pratiquant des sports symétriques ainsi qu'à un échantillon de sujets pratiquants une activité asymétrique.

6.2.3. Comparaison intergroupe : hommes / femmes

Bien que les valeurs mesurées pour les hommes sont toutes largement supérieures à celles mesurées pour les femmes, le test de t de Student nous montre que la seule différence significative entre les hommes et les femmes concerne le ratio $\frac{MFM_{RL}^{exc}}{MFM_{RM}^{conc}}$ CND à 60°/s ($p=0,012$) et à 120°/s ($p=0,038$) (Annexe V : tab XVIII) où ce ratio est supérieur chez les hommes.

Non seulement les moyennes à 60°/s et à 120°/s du rapport $\frac{MFM_{RL}^{exc}}{MFM_{RM}^{conc}}$ sont différentes entre les hommes et les femmes, mais on constate aussi que pour les hommes le ratio augmente lorsque la vitesse augmente comme nous l'avions établi sans distinction de sexe alors que pour les femmes ce même rapport diminue. A ce niveau d'expérimentation, nous ne sommes pas en mesure d'expliquer cette divergence. La conclusion pratique que nous pouvons en tirer est que pour le rapport $\frac{MFM_{RL}^{exc}}{MFM_{RM}^{conc}}$ conc à 60°/s et 120°/s deux normes seront nécessaires une pour les hommes et une pour les femmes. Des études expérimentales à d'autres vitesses permettraient d'affiner cette étude.

6.2.4. Comparaison intragroupe

Dans un premier temps nous avons recherché s'il existait des différences significatives, entre CD et CND, chez les hommes puis chez les femmes, pour chacun des ratios fonctionnels aux différentes vitesses.

Lors du mouvement de l'armer : $\frac{MFM_{RL}^{conc}}{MFM_{RM}^{exc}}$; (Annexe V : tab XIX, tab XX, tab XXI et tab

XXII) il y a une différence significative entre CD et CND pour les hommes à la vitesse de 120°/s. (p=0,066). Dans ce cas, les valeurs obtenues pour le CD sont supérieures à celles du CND.

Dans notre cas il serait nécessaire de confirmer sur un plus grand échantillon d'hommes qu'il existe une différence significative entre CD et CND et si cela se confirme il faudra utiliser une norme pour chaque côté à savoir :

$$\text{CD } \frac{MFM_{RL}^{conc}}{MFM_{RM}^{exc}} = 1,01 \quad \text{CND : } \frac{MFM_{RL}^{conc}}{MFM_{RM}^{exc}} = 0,92$$

De même lors du fouetté $\frac{MFM_{RL}^{exc}}{MFM_{RM}^{conc}}$, (Annexe V : tab XXIII, tab XXIV, tab XXV et tab XXVI)

les seules différences significatives entre CD et CND sont constatées chez les hommes à 120°/s et à 60°/s et chez les femmes uniquement à 60°/s. Là aussi il sera nécessaire de confirmer ces résultats en augmentant l'échantillon test et si besoin des normes différentes devront être utilisées pour chaque côté. Elles sont données ci dessous :

$\frac{MFM_{RL}^{exc}}{MFM_{RM}^{conc}}$	<u>Hommes</u> :	120°/s	CND=1,107	CD=0,907
		60°/s	CND=1,02	CD=0,94
	<u>Femmes</u> :	60°/	CND=1,01	CD=1,124

Remarque : nous devons aussi confirmer l'observation suivante : chez l'homme le CND prédomine sur le CD tandis que chez la femme c'est l'inverse.

6.3. Incidence kinésithérapique

Habituellement, lors d'une prise en charge kinésithérapique faite à l'aide d'une machine d'isocinétisme, un bilan de la force musculaire des rotateurs de l'épaule en concentrique est effectué sur cette dernière. Grâce aux moments de forces maximaux obtenus, le ratio agonistes/antagonistes est établi et le sujet est dit équilibré ou non. Ce rapport peut traduire la potentielle pathologie de l'épaule du sujet. (1)(15)

L'ébauche de normes fonctionnelles effectuées dans cette étude ne peut servir de référence générale pour toute une population. Cependant, il serait intéressant d'établir, lors d'une prise en charge kinésithérapique, les ratios fonctionnels du sujet. Cela nous donnerait davantage d'indications sur ses capacités fonctionnelles et nous permettrait de suivre son évolution lors de la rééducation. (6)(11)

En effet, la reproductibilité de ce test isocinétique (22) nous permettrait de suivre au plus près la rééducation et d'ajuster au mieux le traitement kinésithérapique. (6) Ce dernier serait effectué sur isocinétisme en concentrique et en excentrique, en s'appuyant sur le test effectué pour plus de fonctionnalité.

De plus, tout comme le protocole de Stanish, travailler en excentrique au niveau des épaules a un impact direct sur les pathologies tendineuses (14).

Pour les sportifs, il serait intéressant d'établir leurs ratios fonctionnels afin d'obtenir un suivi longitudinal au cours de la saison sportive. L'étude quantitative de ces ratios fonctionnels en cas de dés (1) traduit un facteur de risque de pathologies des rotateurs d'épaule (8)(15). Ils nous aideraient à mieux comprendre, analyser et vérifier l'influence de la pratique sportive ainsi que les répercussions des habiletés répétitives sur l'équilibre de l'épaule. (1) En fonction des résultats donnés, nous pourrions procéder à un renforcement adapté en liaison avec le suivi longitudinal, nous permettant ainsi de suivre l'évolution de la balance musculaire. (1)(15). Nous pourrions vérifier alors l'efficacité du programme de renforcement musculaire et pourrions prévenir les baisses de performances ou blessures qui pourraient être liées à un déficit musculaire. (1) (9) (15).

Dans la littérature, même s'il est acquis que le renforcement sur machine d'isocinétisme entraîne un meilleur gain de force musculaire que le renforcement classique, il n'existe pas pour autant de consensus sur un protocole de rééducation. (9) Chaque équipe choisit elle

même ses critères en fonction de la finalité de son étude, de ses habitudes, de son expertise, mais dans la majorité des protocoles utilisés, la durée de prise en charge varie de 4 à 6 semaines. Notre protocole peut donc être proposé sur cette durée.

Dans son étude Gleizes conclut que le renforcement analytique en excentrique est efficace pour les rotateurs de l'épaule et se traduit par une augmentation du MFM, quelque soit la vitesse utilisée. (9) Comme nous l'avons évoqué plus tôt, il n'existe pas de norme pour ces muscles dans la mesure où elle dépend de la machine utilisée. La seule précaution à prendre est de ne pas travailler à des vitesses supérieures à 120°/s (9).

Il faut tout de même garder à l'esprit que même si l'isocinétisme est un excellent outil, cela reste une méthode très analytique. Si l'on cherche à travailler au plus proche de la fonctionnalité, cette méthode doit s'inscrire dans un programme complet de rééducation.

Dans une prise en charge approfondie, il est nécessaire de coupler ce travail avec un renforcement plus global : celui des chaînes musculaires mises en jeu lors du geste sportif, ou des gestes de la vie quotidienne (9) et qui intègrent ces rotateurs.

7. CONCLUSION

L'isocinétisme est une méthode validée en terme d'évaluation de la force musculaire pour l'épaule. (8) (16). Le but de cette étude était d'établir des ratios fonctionnels, qui traduisent davantage la physiologie de ces groupes musculaires ainsi que leurs mode réel de contraction lors de la gestuelle sportive et lors des activités de la vie quotidienne. (2)

Lors des bilans isocinétique, un seul mode de contraction, le plus souvent concentrique, est Utilisé pour évaluer le MFM. Cette étude permet des investigations complémentaires plus approfondies.

Celle-ci a été effectuée sur 24 sujets avec leur évaluation, dans un premier temps, en concentrique à trois vitesses puis en excentrique à deux vitesses. Après avoir validé l'hypothèse de normalité de cette population en concentrique nous suggérons qu'il en est de même lors d'une contraction en excentrique et calculons les ratios fonctionnels.

Ont ainsi été établis, d'une part, un ratio correspondant au mouvement de l'armer : $\frac{MFM_{RL}^{conc}}{MFM_{RM}^{exc}}$

où nous retrouvons en moyenne **0,93 du CD** et **0,89 du CND**, d'autre part, un ratio

fonctionnel correspondant au mouvement du fouetté : $\frac{MFM_{RL}^{exc}}{MFM_{RM}^{conc}}$ avec un moyenne de ce ratio

de **1,02 du CD** et de **1,03 du CND**.

Ainsi, dans le cas d'un renforcement musculaire, le patient disposerait de références supplémentaires en excentrique pour assurer de façon plus précise sa rééducation. Dans le cas d'un suivi d'entraînement sportif, ces ratios fonctionnels permettraient de suivre de plus près l'évolution des performances musculaires et de mieux prévenir les pathologies de l'épaule. (1)
(14)

Des abaques pourraient-être établies afin de tenir compte de l'évolution des ratios en fonction de la vitesse ; cela permettrait un meilleur suivi des sportifs car leurs rotateurs sont sollicités à des vitesses élevées, voire très élevées et variables selon le sport pratiqué. La prévention des risques de pathologie de l'épaule serait ainsi plus efficace. (1)

BIBLIOGRAPHIE

- [1] POCHOLLE M. - L'isocinétisme aujourd'hui : les tests. Annales de kinésithérapie, 2001, 28, n° 5. – p. 208 - 221
- [2] MIDDLETON P., TROUVE P., PUIG P., SAVALLI L. - Intérêt de l'évaluation musculaire isocinétique excentrique dans la pathologie de l'épaule du sportif. In : SIMON L., PELISSIER J., HERISSON C., progrès en médecine physique et de réadaptation. PARIS : MASSON, 1998. p. 49 – 53. ISBN 978-2225831768
- [3] GIMET G., COUDREUSE J.M., VITON J.M., DELARQUE A. – Epaule et isocinétisme. Journal de Traumatologie du Sport, 2002, 19, 3, p. 152 - 158
- [4] DUFOUR M. - Anatomie de l'appareil locomoteur : Tome 2 Membre Supérieur. 2ème édition. Paris : Elsevier Masson, 2007, p. 142 - 157. ISBN : 978-2-294-71047-6
- [5] DUFOUR M. ET PILLU M., Biomécanique fonctionnelle, Rappels anatomiques, stabilités, mobilités, contraintes, Membres-Tête-Tronc. Elsevier Masson, 2006, p. 291 – 324. ISBN : 2-294-08877-8
- [6] DERAMOUDT B., RICHECONGAR P. – Proposition d'un test d'endurance en isocinétisme adapté à des sujets non sportifs. Annales de réadaptation et de médecine physique, 1990, 33, p. 47 - 53.
- [7] FORTHOMME B., VAN HEULE A.-S., KAUX J.F., CROISIER J-L. – Evaluation de la fatigue musculaire : application à l'instabilité d'épaule. In : JULIA M., PERREY S., DUPEYRON A., CROISIER J-L, CODINE P., HERISSON C. Fatigue musculaire. Issy-les-Moulineaux : Elsevier Masson 2010. P. 166-171. ISBN : 978-2-294-71112-1
- [8] FORTHOMME B., CRIELAARD J.M., CROISIER J.L. - Concept d'équilibre agoniste / antagoniste de l'épaule : analyse critique. Exercice musculaire en excentrique, 2009, Issy les Moulineaux : MASSON, 2009. p. 61 – 68. ISBN 978 2 294 70752 0

- [9] GLEIZES CERVERA S., ALRAN S., BELLUMORE Y., MANSAT P. – Exercice musculaire excentrique : Renforcement excentrique des muscles rotateurs latéraux dans la prise en charge des pathologies microtraumatiques de l'épaule de sujets sportifs, Issy les Moulineaux Cedex : Masson, 2009. p. 86 - 95 ISBN 978 2 294 70752 0
- [10] SIROTA S. C., MALANGA G.A. , EISCHEN J.J., LASKOWSKI E.R. - An eccentric and concentric-strength profile of shoulder external and internal rotator muscles in professional baseball pitchers. Am J Sports Med, 1997, 25, p. 59 - 64.
- [11] EDOUARD P., DEGACHE F., CALMELS P. – Intérêts d'une évaluation musculaire isocinétique des rotateurs de l'épaule dans le parcours de soins de l'épaule instable. La Lettre de Médecine Physique et de Réadaptation, 2013, 29, p. 79 - 84.
- [12] POCHOLLE M. – La rééducation isocinétique, Ann. kinésithé, 2001, 28, 6, p.247 – 252
- [13] FORTHOMME B., CRIELAARD J-M., CROISIER J-L. - Méthodologie de l'évaluation isocinétique de l'épaule : mise au point Lettre de Médecine Physique et de Réadaptation, 2005, 76, p. 11 - 12
- [14] CODINE P., BERNARD PL., POCHOLLE M., HERISSON C. – Évaluation et rééducation des muscles de l'épaule en isocinétisme : méthodologie, résultats et application – Ann. Réadapt. Med. Phys., 2005, 48, 2, p. 80 – 92
- [15] CODINE P., BERNARD PL., POCHOLLE M- Evaluation et rééducation des muscles de l'épaule en isocinétisme : méthodologie, résultats et applications. Annales de réadaptation et de médecine physique, 2005, 48, 2, p. 80 - 92.
- [16] HAUTE AUTORITÉ DE SANTÉ. - Mesure de la force, du travail et de la puissance musculaire, par dynamomètre informatisé et motorisé. Service évaluation des actes professionnels, novembre 2006.

- [17] IVEY F.M., CALHOUN J.H., RUSCHE K., BIRSCHENK J. - Isokinetic testing of shoulder strength : Normal values. Arch. Phys. Med. Rehab, 1985, 66, P. 384 - 386.
- [18] ELLENBECKER T.S., DAVIES G.J. - The application of isokinetics in testing and rehabilitation of the shoulder complex. J Athl Train., 2000 Jul, 35, 3, p. 338 - 350.
- [19] CROISIER J.L., MOMMER R., LHERMEROUT C., CRIELAARD J.M. - Bilan isocinétique des rotateurs internes et externes d'épaule : importance du positionnement articulaire. In : « Pathologie de la Coiffe des Rotateurs de l'épaule ». Paris : Simon L, Masson, 1993, p. 577 - 585.
- [20] POCHOLLE M. - L'isocinétisme aujourd'hui : les tests, Ann. kinésithé, 2001, 28, 5, p. 208 - 221.
- [21] CROISIER J.-L., MOMMER R., CRIELAARD J.M.- Muscles rotateurs d'épaule et isocinétisme. Médecine et hygiène, 1993, 51, p. 713 - 717.
- [22] POCHOLLE M., CODINE P. - Evaluation de la balance musculaire de l'épaule. KINESITHER SCI, 2000, 396. p. 6 -11.
- [23] POCHOLLE M., BERNARD P.L., CODINE P., BRUN V. - Influence de la pratique sportive sur la balance musculaire des rotateurs de l'épaule. Ann. Kinésithér., 1996, 23, n° 5, p. 201 - 207.
- [24] KUHLMAN J.R., IANNOTTI J.P., KELLY M.J., RIEGLER F.X., GEVAERT M.L., ERGIN T.M. - Isokinetic and isometric measurement of strength of external rotation and abduction of the shoulder. J Bone Joint Surg Am. Oct 1992, 74 (9), p. 1320 - 1333.
- [25] KIMURA, I.F., GULICK, D.T. ALEXANDER, D.M., TAKAO, S.H. - Reliability of peak torque values for concentric and eccentric shoulder internal and external rotation on the Biodex, kinetic communicator, and lido dynamometers. Isokinetics and Exercise Science, 1996, 6, p. 95 - 99.

- [26] SABOURIN F, Intérêt de l'isocinétisme dans l'épaule instable. In : Rééducation. Paris : Expansion scientifique française, 1992, p. 111-115.
- [27] VAILLANT J. - Appareils d'isocinétisme : intérêt et utilisation en évaluation et en rééducation musculaire (1ère partie), KINESITHER SCI, 2003, 434, p. 51 – 52.
- [28] VAILLANT J. - Appareils d'isocinétisme : intérêt et utilisation en évaluation et en rééducation musculaire (2ème partie), KINESITHER SCI, 2003, 435, p. 53 – 54.
- [29] CROISIER J.L., MOMMER R., LHERMEROUT C., CRIELAARD J.M. – Bilan isocinétique des rotateurs internes et externes d'épaule : importance du positionnement articulaire. Pathologie de la coiffe des rotateurs de l'épaule. PELISSIER J., SIMON L., RODINEAU J., Paris : Masson, 1993. p. 193 - 199.
- [30] FORTHOMME B., CRIELAARD J-M., CROISIER J-L. - Lettre de Médecine Physique et de Réadaptation, 2005, 76, p.11 – 12.
- [31] Pour en savoir plus.. (35) FORTHOMME B., KAUX J-F., CRIELAARD J-M., COISIER J-L. - Le mode excentrique appliqué aux rotateurs d'épaule. Livret des interventions XVèmes Rencontres Médimex - "Isocinétisme - Actualités et Controverses", 2013.
- [32] Pour en savoir plus.. (31) FORTHOMME B., KAUX J-F., CRIELAARD J-M., COISIER J-L. - Le mode excentrique appliqué aux rotateurs d'épaule. Livret des interventions XVèmes Rencontres Médimex - "Isocinétisme - Actualités et Controverses", 2013.
- [33] CODINE P., BERNARD P.L., BERNARD P.L., POCHOLLE P.L., HERISSON C. - Évaluation et rééducation des muscles de l'épaule en isocinétisme : méthodologie, résultats et applications. Annales de réadaptation et de médecine physique, 2005, 48, p. 80 – 92.

[34]POCHOLLE M., CODINE P., Les tests d'épaule In : Isocinétisme et médecine sportive. Paris: Masson Ed; 1998. p. 65 - 73.

[35]DUPUIS C., TOURNY-CHOLLET C. - Isokinetic analysis of the volleyball player at the end range of motion. *Isokinetics and Exercise Science* 2003,11, p. 67 - 68.

[36]DAVIES, G. J. - A Compendium of Isokinetics in Clinical Usage and Rehabilitation Techniques. 4th Edition. Onalaska, Wisconsin, USA: S & S Publishers; 1992. ISBN : 9789999595506.

[37]Mikesky AE., Edwards JE., et coll - Eccentric and concentric strength of the shoulder and arm musculature in collegiate baseball pitchers. *Am J Sports Med* 1995 ; 23 : p. 638 - 642.

[38]Physiologie humaine 3eme édition Auteur : Pradel Editeur, Editeur : Pradel, Date de parution : juillet 2001, 606 p., p. 565 -566. ISBN : 2-913996-04-3

[39]Pour en savoir plus .. (38) FORTHOMME B., CRIELAARD J.-M., COISIER J.-L. - Isocinétisme et complexe articulaire de l'épaule. 10èmes Rencontres de Médimex : « 10 ans d'isocinétisme et lésions musculaires ». Abstract book des 10èmes Rencontres de Médimex, 2008

[40]Kevin KENNEDY K., ALTCHER D W., GLICK I V., - Concentric and Eccentric Isokinetic Rotator Cuff Ratios in Skilled Tennis Players. *Isokinetics and Exercise Science*, 1993, 3, 3, p. 155-159.

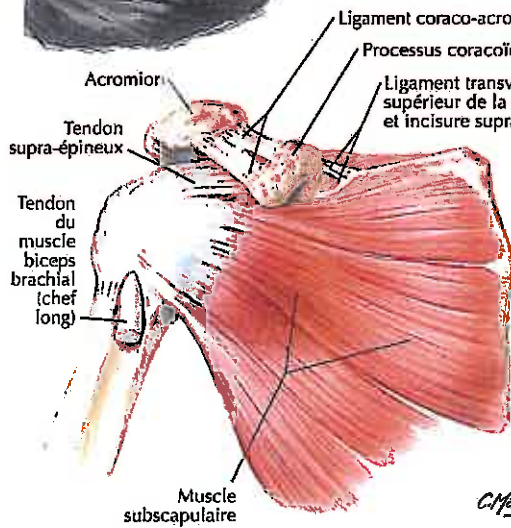
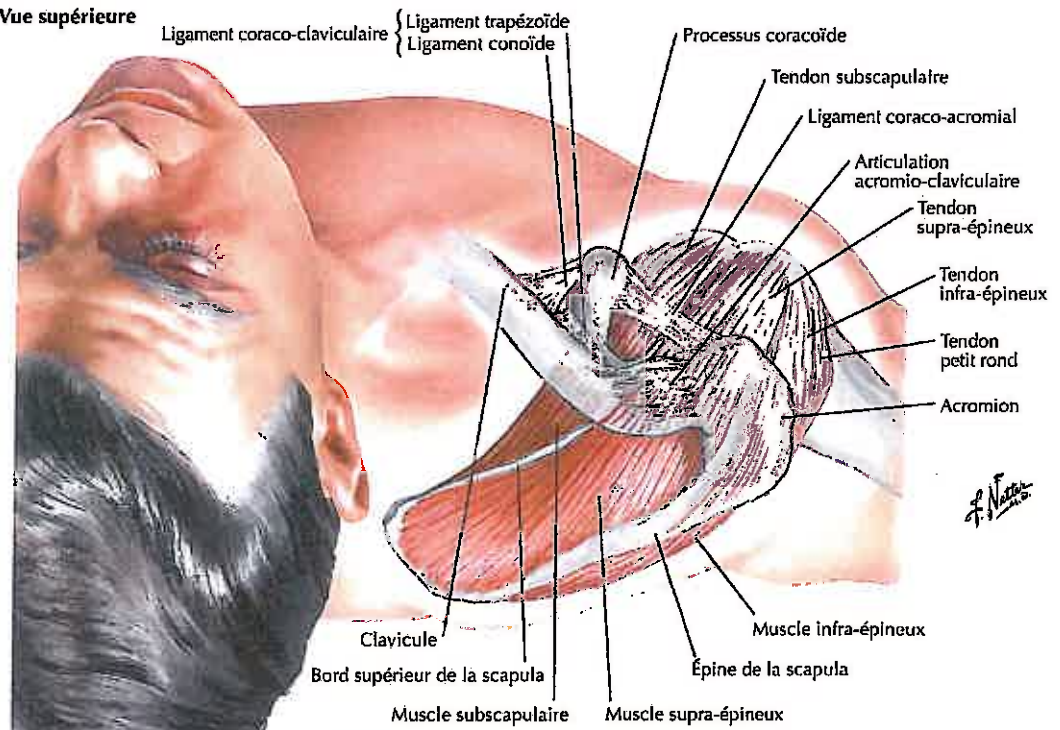
[41]NETTER F.H. – Atlas d'anatomie humaine 4ème édition. Paris : Elsevier Masson, 2009, p. 425. ISBN : 978-2-294-09473-6.

ANNEXES

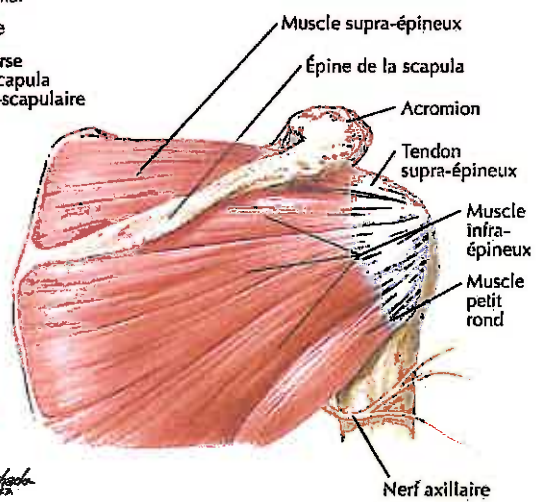
ANNEXE I :

Muscles de la coiffe des rotateurs (40)

Vue supérieure



Vue antérieure



Vue postérieure

ANNEXE II : Positions d'installation :

1 - Lors du test sur la machine d'isocinétisme :



Photo n°1 : Installation lors du test, plan frontal.



Photo n°2 : Installation lors du test, plan para sagittal.



Photo n°3 : Installation lors du test, plan sagittal .



Photo n° 4 : Installation lors du test, plan horizontal, vue du dessus .

2 – Installation sur manivelle à bras lors de l'échauffement :



Photo n ° 5 : Installation lors du test, vue de profil.

ANNEXE III : Fiche de renseignements et Formulaire de consentement éclairé

Fiche de renseignements :

Nom :	
Prénom :	
Date de naissance :	
Taille et poids :	
Email :	
Latéralité :	
Profession :	
Sport(s) pratiqué(s) :	
Nombre d'entraînements par semaine :	
Nombre d'heures par semaine :	
Nombre d'années de pratique :	

Vos épaules

Avez-vous déjà été blessé aux épaules :	OUI / NON	
Quelle épaule :	Droite / Gauche	Dominante / Non dominante
Date de survenue :		
Type de blessure :	Tendinite	OUI / NON
	Déchirure musculaire	OUI / NON
	Rupture tendineuse	OUI / NON
	Elongation	OUI / NON
	Luxation / sub luxation	OUI / NON
	Fracture	OUI / NON
	Autres :	
Prise en charge :	Chirurgicale	OUI / NON
	Kinésithérapie	
Aujourd'hui avez-vous totalement récupéré :	OUI / NON	
	Sensation d'inconfort	OUI / NON
	Sensation d'instabilité	OUI / NON
	Douleur	OUI / NON
	Sensation de faiblesse	OUI / NON

	musculaire	
	Appréhension	OUI / NON
	Craquement	OUI / NON
	Blocage	OUI / NON
	Raideur	OUI / NON
	Facteur favorisant	

Formulaire de consentement éclairé

Test sur machine isocinétique des muscles rotateurs d'épaules.

Je, soussigné(e), M, Mme, Mellené(e) le à , atteste avoir eu connaissance de toutes les informations nécessaires précisant les modalités de déroulement et la nature de ce test en terme que j'ai compris.

J'ai ensuite eu la possibilité de poser toutes les questions qui me paraissent utiles pour la bonne compréhension du test et ai obtenu des réponses satisfaisantes à toutes les questions que j'ai posées à Mlle TOSSER-ROUSSEY, étudiante en masso-kinésithérapie.

J'ai disposé d'un délai de réflexion suffisant avant de prendre ma décision.

J'accepte donc librement et atteste de mon plein consentement à participer à cette recherche dans les conditions ci-dessous.

Les conditions :

- Toutes les données et informations qui me concernent resteront strictement confidentielles.

- Cet accord ne décharge en rien les organisateurs de l'étude de leur responsabilité.

- Je pourrai à tout moment demander toute information complémentaire aux organisateurs de l'étude.

Fait à, le

Signature de l'investigateur
Volontaire

Signature du

précédée de la mention lu et approuvé

ANNEXE IV : Base de données

Sujet	Sexe	Age	Latéralité	Poids	Taille	Etudes	Sport pratiqué	Niveau de pratique	Antécédent MS < 3 ans	Ordre mesures
1	1	23	0	64	172	0	1	0	0	0
2	0	20	0	58	162	0	1	0	0	1
3	1	19	0	67	185	0	1	0	0	0
4	0	20	0	51	163	0	1	0	0	0
5	0	19	0	52	167	0	1	0	0	1
6	0	20	0	55	173	0	0	0	0	0
7	0	19	0	52	167	0	1	0	0	0
8	0	19	0	53	171	0	0	0	0	1
9	1	22	0	78	188	0	1	0	0	1
10	1	20	0	91	186	0	1	0	0	0

DROITE															
Sujet	C/C 240		C/C 120°			C/C 60			E/E 60			E/E120			
	Couple max		Couple max			Couple max			Couple max			Couple max			
	RM	RL	RL/RM	RM	RL	RL/RM	RM	RL	RL/RM	RM	RL	RL/RM	RM	RL	RL/RM
1	44,6	49,4	110,8	48,3	49,6	102,7	45,2	45,6	100,9	33,6	41,5	123,5	41,1	43,0	104,6
2	17,3	16,6	96,0	18,3	15,2	83,1	20,4	15,0	73,5	22,5	27,8	123,6	18,3	22,4	122,4
3	48,2	30,8	63,9	47,3	32,1	67,9	45,8	35,4	77,3	39,2	50,7	129,3	37,5	50,0	133,3
4	24,9	16,1	64,7	26,8	15,9	59,3	28,4	17,0	59,9	14,9	22,9	153,7	17,4	25,7	147,7
5	20,9	18,9	90,4	21,6	18,3	84,7	21,9	18,9	86,3	22,3	20,1	90,1	19,5	17,6	90,3
6	25,2	19,3	76,6	25,8	19,7	76,4	22,2	18,1	81,5	15,9	24,2	152,2	18,8	21,7	115,4
7	36,7	15,1	41,1	39,5	15,8	40,0	36,7	15,8	43,1	15,1	35,5	235,1	15,9	27,1	170,4
8	26,2	24,7	94,3	25,7	26,3	102,3	25,4	23,0	90,6	26,9	26,1	97,0	26,3	29,5	112,2
9	42,0	25,9	61,7	41,5	25,6	61,7	37,9	25,6	67,5	33,5	41,5	123,9	30,7	42,0	136,8

10	56,6	43,1	76,1	50,0	42,0	84,0	51,3	39,5	77,0	40,0	43,7	109,3	46,9	42,1	89,8
11	30,5	20,3	66,6	32,5	19,9	61,2	31,4	19,8	63,1	25,5	36,4	142,7	26,7	40,2	150,6
12	37,7	36,4	96,6	36,6	43,1	93,2	36,8	34,4	93,5	41,8	50,8	121,5	39,8	45,8	115,1
13	111,3	53,6	48,2	113,5	52,9	46,6	100,9	48,8	48,4	50,0	55,0	110,0	45,9	50,8	110,7
14	18,5	15,9	85,9	19,1	15,6	81,7	21,3	16,0	75,1	15,5	17,5	112,9	18,0	16,2	90,0
15	47,7	33,7	70,6	47,9	35,7	74,5	50,2	36,9	73,5	30,4	42,8	140,8	33,3	42,3	127,0
16	37,0	26,7	72,2	38,7	28,1	72,6	39,3	28,0	71,2	31,8	38,2	120,1	27,7	33,5	120,9
17	27,0	16,6	61,5	28,8	17,5	60,8	30,4	18,6	61,2	24,2	37,0	152,9	23,2	32,8	141,4
18	23,3	17,1	73,4	25,9	20,5	79,2	23,8	19,7	82,8	28,8	30,9	107,3	19,7	30,9	156,9
19	25,0	23,3	93,2	27,3	23,8	87,2	30,1	27,6	91,7	29,2	34,0	116,4	29,1	28,4	97,6
20	22,0	19,4	88,2	21,4	20,4	95,3	20,0	23,2	116,0	24,7	26,1	105,7	24,6	18,7	76,0
21	21,2	15,3	72,2	20,5	16,1	78,5	19,4	15,8	81,4	18,3	23,9	130,9	18,7	23,6	126,2
22	16,6	14,4	86,7	18,2	15,3	84,1	17,4	15,8	90,8	21,6	24,0	111,1	21,3	17,6	82,6
23	17,8	15,0	84,3	18,9	16,4	86,8	22,0	17,8	80,9	18,4	19,7	107,1	22,8	24,1	105,7

24	31,4	28,4	90,4	36,4	31,1	85,4	32,4	32,5	100,3	34,3	38,2	111,4	30,6	33,4	109,2
----	------	------	------	------	------	------	------	------	-------	------	------	-------	------	------	-------

MOYENNE	33,7	24,8	76,9	34,6	25,7	77,1	33,8	25,4	78,6	27,4	33,7	126,2	27,2	31,6	118,0
Ecart Type			16,5			16,0			16,8			28,9			24,5
MIN			41,1			40,0			43,1			90,1			76,0
MAX			110,8			102,7			116,0			235,1			170,4
Quartil 1			66,1			66,4			70,3			109,8			102,9
Quartil 3			90,4			85,8			90,7			133,4			134,2

GAUCHE															
Sujet	C/C 240			C/C 120°			C/C 60			E/E 60			E/E120		
	Couple max			Couple max			Couple max			Couple max			Couple max		
	RM	RL	RL/RM	RM	RL	RL/RM	RM	RL	RL/RM	RM	RL	RL/RM	RM	RL	RL/RM
1	44,0	45,0	102,3	43,9	46,1	105,0	41,5	40,6	97,8	33,6	43,4	129,2	35,8	43,8	122,3
2	20,5	16,9	82,4	22,2	17,3	77,9	20,6	16,7	81,1	22,0	22,5	102,3	20,0	16,3	81,5
3	39,7	26,7	67,3	39,3	26,0	66,2	38,0	26,9	70,8	31,6	48,3	152,8	32,2	48,5	150,6
4	21,4	15,0	70,1	23,6	14,8	62,7	24,3	17,2	70,8	15,9	17,8	111,9	16,3	20,7	127,0
5	22,4	16,3	72,8	19,6	13,8	70,4	20,9	13,4	64,1	19,6	19,0	96,9	18,1	14,8	81,8
6	19,3	17,7	91,7	20,0	17,7	88,5	19,4	15,8	81,4	18,4	17,7	96,2	18,1	19,1	105,5
7	22,0	22,0	100,0	24,1	20,7	85,9	27,7	20,8	75,1	23,9	23,4	97,9	24,5	22,1	90,2
8	26,6	22,2	83,5	28,6	23,0	80,4	25,0	22,2	88,8	26,8	28,2	105,2	28,0	27,6	98,6
9	42,4	28,0	66,0	42,0	31,0	73,8	38,1	28,2	74,0	33,7	46,2	137,1	34,7	44,9	129,4
10	54,0	44,5	82,4	49,4	44,4	89,9	48,0	44,0	91,7	50,6	47,8	94,5	50,1	43,9	87,6

11	29,6	21,1	71,3	31,5	21,2	67,3	33,1	20,5	61,9	24,9	35,9	144,2	27,4	41,6	151,8
12	35,3	36,9	104,5	36,3	36,8	101,4	37,0	34,4	93,0	39,7	59,8	150,6	38,7	56,2	145,2
13	94,7	45,8	48,4	84,6	44,8	53,0	94,4	49,4	52,3	46,7	44,1	94,4	53,5	58,4	109,2
14	19,2	16,1	83,9	20,8	16,3	78,4	21,8	14,9	68,3	14,0	15,7	112,1	14,7	18,4	125,2
15	40,0	29,6	74,0	46,0	32,3	70,6	44,8	34,1	76,1	32,7	45,4	138,8	39,0	42,7	109,5
16	35,6	27,0	75,8	37,8	29,2	77,2	39,2	31,0	79,1	29,5	45,7	154,9	32,3	52,6	162,8
17	21,9	13,4	61,2	24,4	12,9	52,9	26,3	13,6	51,7	19,6	29,3	149,5	18,5	28,7	155,1
18	22,8	16,5	72,4	28,4	19,5	68,7	25,6	20,0	78,1	20,7	28,6	138,2	30,0	27,9	93,0
19	15,7	21,0	133,8	24,3	21,1	86,8	28,9	23,4	81,0	26,6	28,6	107,5	26,1	25,0	95,8
20	25,3	22,3	88,1	24,5	22,1	90,2	23,7	24,1	101,7	25,8	26,5	102,7	25,8	27,7	107,4
21	19,8	12,4	62,6	20,2	13,8	68,3	22,0	13,9	63,2	16,5	20,6	124,8	15,7	19,4	123,6
22	14,6	14,8	101,4	14,0	15,6	111,4	15,2	17,2	113,2	16,4	15,8	96,3	17,2	16,0	93,0
23	14,4	19,7	136,8	20,0	19,3	96,5	21,7	19,4	89,4	23,8	20,0	84,0	23,2	21,7	93,5
24	28,9	34,3	118,7	25,9	31,0	119,7	28,5	32,9	115,4	34,2	30,0	87,7	34,4	31,6	92,1

MOYENNE	30,4	24,4	85,5	31,3	24,6	81,0	31,9	24,8	80,0	27,0	31,7	117,1	28,1	32,1	113,8
Ecart Type			22,3			17,3			16,7			23,3			25,0
MIN			48,4			52,9			51,7			84,0			81,5
MAX			136,8			119,7			115,4			154,9			162,8
Quartil 1			71,0			68,6			70,2			96,8			93,0
Quartil 3			100,4			90,0			90,0			138,4			127,6

Codage des variables

Variables	Codage
Sujet	n° du sujet
Sexe	0 : Femmes 1 : Hommes
Age	Age (années)
Latéralité	0 : Droite 1 : Gauche
Poids	En kg
Taille	En cm
Niveau d'étude:	0 : Etudiant dans le supérieur 1 : Autres
Sport pratiqué	0: Sport de lancer 1: Autres
Niveau sportif:	0: Loisir 1: Compétition
Antécédents MS < 3 ans	0: Aucun 1: Traumatique/ chirurgicale
Ordre des mesures:	0: Droite 1: Gauche

ANNEXE V : Exploitation des données

Tableau I : Ratios $\frac{MFM_{RL}^{Conc}}{MFM_{RM}^{Conc}}$ aux trois vitesses de test.

RL/RM CONCENTRIQUE						
	CD			CND		
	240°/S	120°/S	60°/S	240°/S	120°/S	60°/S
1	1,11	1,03	1,01	1,023	1,05	0,98
2	0,96	0,83	0,74	0,824	0,78	0,81
3	0,64	0,68	0,77	0,673	0,66	0,71
4	0,65	0,59	0,60	0,701	0,63	0,71
5	0,90	0,85	0,86	0,728	0,70	0,64
6	0,77	0,76	0,82	0,917	0,89	0,81
7	0,41	0,40	0,43	1	0,86	0,75
8	0,94	1,02	0,91	0,835	0,80	0,89
9	0,62	0,62	0,68	0,66	0,74	0,74
10	0,76	0,84	0,77	0,824	0,90	0,92
11	0,67	0,61	0,63	0,713	0,67	0,62
12	0,97	0,93	0,94	1,045	1,01	0,93
13	0,48	0,47	0,48	0,484	0,53	0,52
14	0,86	0,82	0,75	0,839	0,78	0,68

15	0,71	0,75	0,74	0,74	0,71	0,76
16	0,72	0,73	0,71	0,758	0,77	0,79
17	0,62	0,61	0,61	0,612	0,53	0,52
18	0,73	0,79	0,83	0,724	0,69	0,78
19	0,93	0,87	0,92	1,338	0,87	0,81
20	0,88	0,95	1,16	0,881	0,90	1,02
21	0,72	0,79	0,81	0,626	0,68	0,63
22	0,87	0,84	0,91	1,014	1,11	1,13
23	0,84	0,87	0,81	1,368	0,97	0,89
24	0,90	0,85	1,00	1,187	1,20	1,15
MOYENNE	0,78	0,77	0,79	0,85475	0,81	0,80
Ecart Type	0,17	0,16	0,17	0,223070714	0,17	0,17
MIN	0,41	0,40	0,43	0,484	0,53	0,52
MAX	1,11	1,03	1,16	1,368	1,20	1,15
Quartile 1	0,66	0,66	0,70	0,71	0,69	0,70
Quartile 3	0,90	0,86	0,91	1,0035	0,90	0,90

Tableau II : Ratios moyens $\frac{MFM_{RL}^{Conc}}{MFM_{RM}^{Conc}}$ aux différentes vitesses comparés entre le côté dominant et non dominant.

		RL/RM CONCENTRIQUE	
		MOYENNE	Ecart Type
240°/s	CD	0,78	0,17
	CND	0,85	0,22
120°/s	CD	0,77	0,16
	CND	0,81	0,17
60°/s	CD	0,79	0,17
	CND	0,80	0,17

Figure 1 : Moyennes des ratios $\frac{MFM_{RL}^{Conc}}{MFM_{RM}^{Conc}}$ comparées entre le CD et CND à trois vitesses

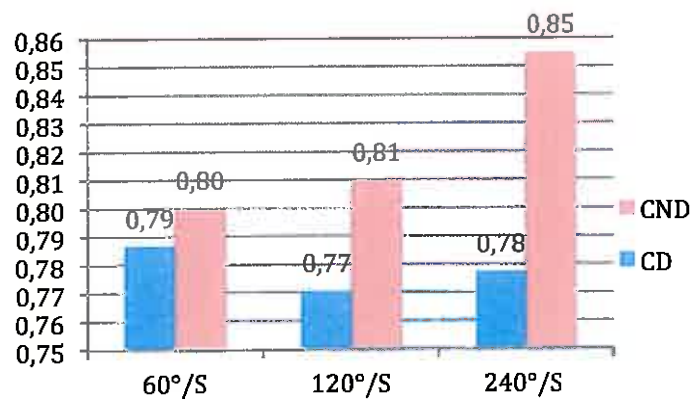


Tableau III: Ratios $\frac{MFM_{RL}^{Exc}}{MFM_{RM}^{Exc}}$ aux deux vitesses de test.

RL /RM EXCENTRIQUE				
	CD		CND	
1	1,05	1,24	1,22	1,29
2	1,22	1,24	0,82	1,02
3	1,33	1,29	1,51	1,53
4	1,48	1,54	1,27	1,12
5	0,90	0,90	0,82	0,97
6	1,15	1,52	1,06	0,96
7	1,70	2,35	0,90	0,98
8	1,12	0,97	0,99	1,05
9	1,37	1,24	1,29	1,37
10	0,90	1,09	0,88	0,95
11	1,51	1,43	1,52	1,44
12	1,15	1,22	1,45	1,51
13	1,11	1,10	1,09	0,94
14	0,90	1,13	1,25	1,12
15	1,27	1,41	1,10	1,39
16	1,21	1,20	1,63	1,55
17	1,41	1,53	1,55	1,50

18	1,57	1,07	0,93	1,38
19	0,98	1,16	0,96	1,08
20	0,76	1,06	1,07	1,03
21	1,26	1,31	1,24	1,25
22	0,83	1,11	0,93	0,96
23	1,06	1,07	0,94	0,84
24	1,09	1,11	0,92	0,88

MOYENNE	1,18	1,26	1,14	1,17
Ecart Type	0,24	0,29	0,25	0,23
MIN	0,76	0,90	0,82	0,84
MAX	1,70	2,35	1,63	1,55
Quartil 1	1,03	1,10	0,93	0,97
Quartil 3	1,34	1,33	1,28	1,38

Tableau IV : Ratios moyens $\frac{MFM_{RL}^{Exc}}{MFM_{RM}^{Exc}}$ aux différentes vitesses entre le côté dominant et non dominant.

		RL /RM EXCENTRIQUE	
		MOYENNE	Ecart Type
60°/S	CD	1,26	0,29
	CND	1,17	0,23
120°/S	CD	1,18	0,24
	CND	1,14	0,25

Figure 2 : Moyennes des ratios $\frac{MFM_{RL}^{Exc}}{MFM_{RM}^{Exc}}$ comparées entre CD et CND à deux vitesses

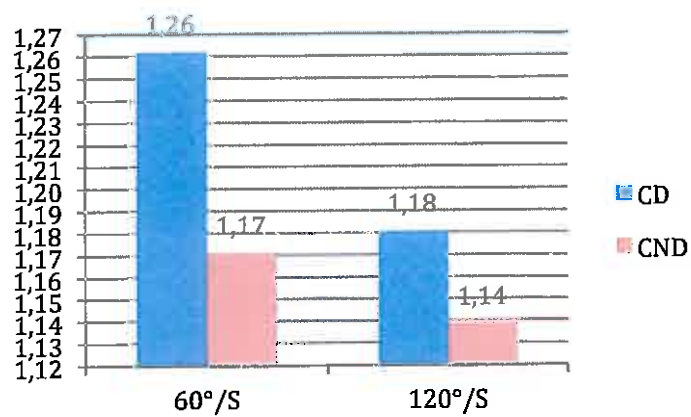


Tableau V : Ratio fonctionnel $\frac{MFM_{RL}^{Conc}}{MFM_{RM}^{Exc}}$ à 60°/s

	RATIO FONCTIONNEL :	
	$\frac{MFM_{RL}^{Conc}}{MFM_{RM}^{Exc}}$ à 60°/s	$\frac{MFM_{RL}^{Conc}}{MFM_{RM}^{Exc}}$ à 60°/s
	CD	CND
1	1,36	1,21
2	0,67	0,76
3	0,90	0,85
4	1,14	1,08
5	0,85	0,68
6	1,14	0,86
7	1,05	0,87
8	0,86	0,83
9	0,76	0,84
10	0,99	0,87
11	0,78	0,82
12	0,82	0,87
13	0,98	1,06
14	1,03	1,06
15	1,21	1,04
16	0,88	1,05
17	0,77	0,69
18	0,68	0,97

19	0,95	0,88
20	0,94	0,93
21	0,86	0,84
22	0,73	1,05
23	0,97	0,82
24	0,95	0,96
MOYENNE	0,93	0,91
Ecart Type	0,17	0,13
MIN	0,67	0,68
MAX	1,36	1,21
Quartile 1	0,81	0,83
Quartile 3	1,00	1,04

Tableau VI : Ratio fonctionnel $\frac{MFM_{RL}^{Conc}}{MFM_{RM}^{Exc}}$ à 120°/s

	RATIO FONCTIONNEL :	
	CD	CND
1	1,21	1,29
2	0,83	0,87
3	0,86	0,81
4	0,91	0,91
5	0,94	0,76
6	1,05	0,98
7	0,99	0,84
8	1,00	0,82
9	0,83	0,89
10	0,90	0,89
11	0,75	0,77
12	1,08	0,95
13	1,15	0,84
14	0,87	1,11
15	1,07	0,83
16	1,01	0,90
17	0,75	0,70
18	1,04	0,65
19	0,82	0,81

20	0,83	0,86
21	0,86	0,88
22	0,72	0,91
23	0,72	0,83
24	1,02	0,90
MOYENNE	0,93	0,87
Ecart Type	0,14	0,13
MIN	0,72	0,65
MAX	1,21	1,29
Quartile 1	0,83	0,82
Quartile 3	1,02	0,90

Tableau VII : Moyenne des ratios fonctionnels $\frac{MFM_{RL}^{Conc}}{MFM_{RM}^{Exc}}$

		Moyenne	Ecart Type
60°/s	CD	0,93	0,17
	CND	0,91	0,13
120°/s	CD	0,93	0,14
	CND	0,87	0,13

Tableau VIII : Valeur des ratios $\frac{MFM_{RL}^{Exc}}{MFM_{RM}^{Conc}}$ à 60°/s.

	$\frac{MFM_{RL}^{Exc}}{MFM_{RM}^{Conc}}$ à 60°/s.	
	CD	CND
	$\frac{MFM_{RL}^{Exc}}{MFM_{RM}^{Conc}}$ à 60°/s.	$\frac{MFM_{RL}^{Exc}}{MFM_{RM}^{Conc}}$ à 60°/s.
1	0,92	1,05
2	1,36	1,09
3	1,11	1,27
4	0,81	0,73
5	0,92	0,91
6	1,09	0,91
7	0,97	0,84
8	1,03	1,13
9	1,09	1,21
10	0,85	1,00
11	1,16	1,08

12	1,38	1,62
13	0,55	0,47
14	0,82	0,72
15	0,85	1,01
16	0,97	1,17
17	1,22	1,11
18	1,30	1,12
19	1,13	0,99
20	1,31	1,12
21	1,23	0,94
22	1,38	1,04
23	0,90	0,92
24	1,18	1,05
MOYENNE	1,06	1,02
Ecart Type	0,21	0,22
MIN	0,55	0,47
MAX	1,38	1,62
Quartile 1	0,91	0,92
Quartile 3	1,22	1,12

Tableau IX : Valeur des ratios $\frac{MFM_{RL}^{Exc}}{MFM_{RM}^{Conc}}$ à 120°/s.

	$\frac{MFM_{RL}^{Exc}}{MFM_{RM}^{Conc}}$ à 120°/S	
	CD	CND
1	0,89	1,00
2	1,22	0,73
3	1,06	1,23
4	0,96	0,88
5	0,81	0,76
6	0,84	0,96
7	0,69	0,92
8	1,15	0,97
9	1,01	1,07
10	0,84	0,89
11	1,24	1,32
12	1,25	1,55
13	0,45	0,69
14	0,85	0,88
15	0,88	0,93
16	0,87	1,39

17	1,14	1,18
18	1,19	0,98
19	1,04	1,03
20	0,87	1,13
21	1,15	0,96
22	0,97	1,14
23	1,28	1,09
24	0,92	1,22
MOYENNE	0,98	1,04
Ecart Type	0,20	0,21
MIN	0,45	0,69
MAX	1,28	1,55
Quartile 1	0,86	0,91
Quartile 3	1,15	1,15

Tableau X : Moyenne des ratios fonctionnels $\frac{MFM_{RL}^{Exc}}{MFM_{RM}^{Conc}}$

		Moyenne	Ecart Type
60°/s	CD	1,06	0,21
	CND	1,02	0,22
120°/s	CD	0,98	0,20
	CND	1,04	0,21

Tableau XI : Evolution du CND des MFM_{RL}^{Conc} et MFM_{RM}^{Exc} moyens en fonction de la vitesse :

CND		
	MFM_{RL}^{Conc} moyen	MFM_{RM}^{Exc} moyen
60°/s	24,70	26,96
120°/s	24,60	28,09
240°/s	24,38	

Tableau XII : Evolution du CD des MFM_{RL}^{Conc} et MFM_{RM}^{Exc} moyens en fonction de la vitesse :

CD		
	MFM_{RL}^{Conc} moyens	MFM_{RM}^{Exc} moyens
60°/s	25,37	27,43
120°/s	25,70	27,24
240°/s	24,83	X

Tableau XIII : Evolution du CND des MFM_{RL}^{Exc} et MFM_{RM}^{Conc} moyens en fonction de la vitesse :

CND		
	MFM_{RL}^{Exc} moyens	MFM_{RM}^{Conc} moyens
60°/S	31,68	31,90
120°/S	32,07	31,31
240°/S	X	30,42

Tableau XIV : Evolution du CD des MFM_{RL}^{Exc} et MFM_{RM}^{Conc} moyens en fonction de la vitesse :

CD		
	MFM_{RL}^{Exc} moyens	MFM_{RM}^{Conc} moyens
60°/s	33,69	33,78
120°/s	31,64	34,60
240°/s	X	33,73

Tableau XV : Ratio moyens $\frac{MFM_{RL}^{exc}}{MFM_{RM}^{conc}}$ CD et CND à 60°/s :

	$\frac{MFM_{RL}^{exc}}{MFM_{RM}^{conc}}$ à 60°/s	
	CD	CND
	$\frac{MFM_{RL}^{exc}}{MFM_{RM}^{conc}}$ à 60° /s	$\frac{MFM_{RL}^{exc}}{MFM_{RM}^{conc}}$ à 60°/s
1	0,92	1,05
2	1,36	1,09
3	1,11	1,27
4	0,81	0,73
5	0,92	0,91
6	1,09	0,91
7	0,97	0,84
8	1,03	1,13
9	1,09	1,21
10	0,85	1,00
11	1,16	1,08
12	1,38	1,62
13	0,55	0,47
14	0,82	0,72
15	0,85	1,01
16	0,97	1,17
17	1,22	1,11
18	1,30	1,12

19	1,13	0,99
20	1,31	1,12
21	1,23	0,94
22	1,38	1,04
23	0,90	0,92
24	1,18	1,05
MOYENNE	1,06	1,02
Ecart Type	0,21	0,22
MIN	0,55	0,47
MAX	1,38	1,62
Quartile 1	0,91	0,92
Quartile 3	1,22	1,12

Tableau XVI : Ratio moyens $\frac{MFM_{RL}^{exc}}{MFM_{RM}^{conc}}$ CD et CND à 120°/s :

	$\frac{MFM_{RL}^{exc}}{MFM_{RM}^{conc}}$ à 120°/S	
	CD	CND
1	0,89	1,00
2	1,22	0,73
3	1,06	1,23
4	0,96	0,88
5	0,81	0,76
6	0,84	0,96
7	0,69	0,92
8	1,15	0,97
9	1,01	1,07
10	0,84	0,89
11	1,24	1,32
12	1,25	1,55
13	0,45	0,69
14	0,85	0,88
15	0,88	0,93
16	0,87	1,39
17	1,14	1,18
18	1,19	0,98
19	1,04	1,03
20	0,87	1,13

21	1,15	0,96
22	0,97	1,14
23	1,28	1,09
24	0,92	1,22
MOYENNE	0,98	1,04
Ecart Type	0,20	0,21
MIN	0,45	0,69
MAX	1,28	1,55
Quartile 1	0,86	0,91
Quartile 3	1,15	1,15

Tableau XVII : Ratio moyens $\frac{MFM_{RL}^{exc}}{MFM_{RM}^{conc}}$ du CD aux différentes vitesses avec et sans sujet

n°13 :

	CD		CD sans n°13	
	$\frac{MFM_{RL}^{exc}}{MFM_{RM}^{conc}}$ moyen	Ecart types	$\frac{MFM_{RL}^{exc}}{MFM_{RM}^{conc}}$ moyen sans n°13	Ecart types
60°/s	1,06	0,21	1,09	0,18
120°/s	0,98	0,20	1,01	0,17

Tableau XVIII : Comparaison entre les hommes et chez les femmes des ratios moyens

$\frac{MFM_{RL}^{exc}}{MFM_{RM}^{conc}}$ du CND à 60°/s et à 120°/s:

CND				
		Hommes	Femmes	Norme unisexe
$\frac{MFM_{RL}^{exc}}{MFM_{RM}^{conc}}$	120°/s	1,11	0,99	1,03
	60°/s	1,03	1,02	1,02

Tableau XIX : Comparaison entre CD et CND du ratio $\frac{MFM_{RL}^{conc}}{MFM_{RM}^{exc}}$ moyen à 60°/s chez les

hommes :

	HOMMES	
	$\frac{MFM_{RL}^{conc}}{MFM_{RM}^{exc}}$ à 60°/s	
	CD	CND
MOYENNE	0,98	0,97
Ecart Type	0,19	0,13
MIN	0,76	0,84
MAX	1,36	1,21

Tableau XX : Comparaison entre CD et CND du ratio $\frac{MFM_{RL}^{conc}}{MFM_{RM}^{exc}}$ moyen à 60°/s chez les

femmes :

	FEMMES	
	$\frac{MFM_{RL}^{conc}}{MFM_{RM}^{exc}}$ à 60°/s	
	CD	CND
MOYENNE	0,89	0,88
Ecart Type	0,15	0,12
MIN	0,67	0,68
MAX	1,14	1,08

Tableau XXI : Comparaison entre CD et CND du ratio $\frac{MFM_{RL}^{conc}}{MFM_{RM}^{exc}}$ moyen à 120°/s chez les

hommes :

	HOMMES	
	$\frac{MFM_{RL}^{conc}}{MFM_{RM}^{exc}}$ à 120°/s	
	CD	CND
MOYENNE	1,01	0,92
Ecart Type	0,13	0,14
MIN	0,83	0,81
MAX	1,21	1,29

Tableau XXII : Comparaison entre CD et CND du ratio $\frac{MFM_{RL}^{conc}}{MFM_{RM}^{exc}}$ moyen à 120°/s chez

les femmes :

	FEMMES	
	$\frac{MFM_{RL}^{conc}}{MFM_{RM}^{exc}}$ à 120°/s	
	CD	CND
MOYENNE	0,87	0,85
Ecart Type	0,11	0,11
MIN	0,72	0,65
MAX	1,05	1,11

Tableau XXIII : Comparaison entre CD et CND du ratio $\frac{MFM_{RL}^{exc}}{MFM_{RM}^{conc}}$ à 60°/s moyen chez

les hommes :

HOMMES		
$\frac{MFM_{RL}^{exc}}{MFM_{RM}^{conc}}$ à 60°/s		
	CD	CND
MOYENNE	0,940	1,028
Ecart Type	0,201	0,248
MIN	0,545	0,467
MAX	1,179	1,271

Tableau XXIV : Comparaison entre CD et CND du ratio $\frac{MFM_{RL}^{exc}}{MFM_{RM}^{conc}}$ à 60°/s moyen chez

les femmes :

FEMMES		
$\frac{MFM_{RL}^{exc}}{MFM_{RM}^{conc}}$ à 60°/s		
	CD	CND
MOYENNE	1,124	1,017
Ecart Type	0,199	0,208
MIN	0,806	0,720
MAX	1,380	1,616

Tableau XXV : Comparaison entre CD et CND du ratio $\frac{MFM_{RL}^{exc}}{MFM_{RM}^{conc}}$ à 120°/s moyen chez

les hommes :

	Hommes	
	$\frac{MFM_{RL}^{exc}}{MFM_{RM}^{conc}}$ à 120°/s	
	CD	CND
MOYENNE	0,907	1,108
Ecart Type	0,215	0,267
MIN	0,448	0,690
MAX	1,251	1,548

Tableau XXVI : Comparaison entre CD et CND du ratio $\frac{MFM_{RL}^{exc}}{MFM_{RM}^{conc}}$ à 120°/s moyen chez

les femmes :

	Femmes	
	$\frac{MFM_{RL}^{exc}}{MFM_{RM}^{conc}}$ à 120°/s	
	CD	CND
MOYENNE	1,026	0,994
Ecart Type	0,184	0,158
MIN	0,686	0,734
MAX	1,275	1,321

ANNEXE VI : Tableau bibliographique

Nous utilisons les abréviations suivantes :

Cdr : coiffe des rotateurs

CS : côté sain et

CP : côté pathologique

CD : côté dominant

CND : côté non dominant

H : Hommes

F : Femmes

Sec : secondes

Articulation	Exécution du mouvement	Posture du MS	Instrument	Population	Vitesse	Nombre de répétitions	Recupération	Supérieur à 1
Muscles rotateurs d'épaule et isocinétisme (21)	Décubitus + flexion de genoux	90° abduction dans le plan frontal	(RE cone) / (RI cone)	23 H, sains moyenne 23 ans	60°/s	3 réps	90 secondes	Supérieur à 1
					120°/s			
					240°/s			
					400°/s			
	Décubitus + flexion de genoux	45° abduction dans le plan frontal	(RE cone) / (RI cone)	23 H, sains moyenne 23 ans	60°/s	3 réps	Valent proche de 0,8	
					120°/s			
					240°/s			
					400°/s			

Bilan isocinétique des rotateurs internes et externes d'épaule : importance du positionnement articulaire. (19)	Décubitus + flexion de genoux	90° abduction dans le plan frontal	(RE conc) / (RI conc)	105 sujets, 22 ans de moyenne	60°/s 120°/s 240°/s 400°/s	3 réps 5 réps	90 secondes	1,05 (+ou-0,2)
		45° abduction dans le plan frontal	(RE conc) / (RI conc)	105 sujets, 22 ans de moyenne	60°/s 120°/s 240°/s 400°/s	3 réps 5 réps	90 secondes	0,77 (+ou- 0,13)
Concept d'équilibre agoniste / antagoniste de l'épaule : analyse critique (8)	Non spécifiée		(RE Exc 60) / (RI Conc 240)		60°/s			1,30 ± 0,27 pour sédentaire 1,05 ± 0,16 pour badiste 0,64 (±0,11) pour les sédentaires

Evaluation de la fatigue musculaire : application à l'instabilité d'épaule. (7)	Non spécifiée	90° abduction dans le plan frontal	W total et W max des RE et RI	20 sujets (10 H + 10 F)	180°/s	30 réps	NS	NS
				Anormal quand $< 0,71$		Seuil pathologique quand variation lors de la comparaison bilatérale est sup à 15%		J+7 mois suture cdr : (IRE) CS : 0,74 CP : 0,63 Transposition grand dorsal à
Isométrie et complexe articulaire de l'épaule. (31)	Décubitus	90° abduction dans le plan frontal	(RE conc) / (RI conc)	Sujets sains	60°/s	3 réps	NS	NS
				sportifs	240°/s	5 réps	NS	
				Sujets pathologiques comparatif CS/CP	60°/s	3 réps	NS	

Intérêts d'une évaluation musculaire isométrique des rotateurs de l'épaule dans le parcours de soins de l'épaule instable. (11)	Assis	45° d'épaule et 30° d'antépulsion (position de Davies modifiée)	NS	0,7 aux différentes vitesses	60 sec	
					60°/S conc	4 réps
					120°/S conc	4 réps
					180°/S conc	15 réps
					60°/S exc	4 réps
				120 sec		
				120°/S exc	4 réps	