



HAL
open science

Développement d'une méthode d'exploration de la balance musculaire basée sur la modélisation du signal isocinétique

Maryne Cozette

► **To cite this version:**

Maryne Cozette. Développement d'une méthode d'exploration de la balance musculaire basée sur la modélisation du signal isocinétique. Médecine humaine et pathologie. Université de Picardie Jules Verne, 2019. Français. NNT : 2019AMIE0018 . tel-03637192

HAL Id: tel-03637192

<https://theses.hal.science/tel-03637192>

Submitted on 11 Apr 2022

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

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



Thèse de Doctorat

Mention Biologie Santé
Spécialité STAPS, Réadaptation, Sport Santé

présentée à *l'Ecole Doctorale en Sciences Technologie et Santé (ED 585)*

de l'Université de Picardie Jules Verne

par

Maryne Cozette

pour obtenir le grade de Docteur de l'Université de Picardie Jules Verne

***Développement d'une méthode d'exploration de la
balance musculaire basée sur la modélisation du signal
isocinétique***

Soutenue le 10 Décembre 2019 après avis des rapporteurs, devant le jury d'examen :

M ^{me} Tourny Claire, PU, Université de Rouen	Rapporteur
M ^r Olivier Nicolas, MCU-HDR, Université de Lille 2	Rapporteur
M ^r Mucci Patrick, PU, Université de Lille 2	Président
M ^r Grémeaux Vincent, PU-PH, Université de Dijon	Examineur
M ^r Edouard Pascal, MCU-PH-HDR, Université de Saint-Etienne	Examineur
M ^r Ahmaïdi Saïd, PU, Université Picardie Jules Verne	Examineur
M ^r Weissland Thierry, MCU- HDR, Université de Bordeaux	Directeur
M ^r Leprêtre Pierre-Marie, MCU-HDR, Université Picardie Jules Verne	Co-directeur



Remerciements

Au Ministère de la Recherche et de l'Enseignement Supérieur, pour avoir soutenu ce projet.

A l'Ecole Doctorale Sciences Technologies Santé de l'Université Picardie Jules Verne, pour cet accompagnement de qualité. Merci au directeur, Monsieur El Hajjaji, mais aussi merci aux secrétaires, Virginie, Audrey, et Chloé, leur implication auprès des doctorants est totale, merci pour votre écoute et votre disponibilité. Merci également à mes amis doctorants des écoles STS et SHS.

A mes directeurs de thèse, Thierry Weissland & Pierre-Marie Leprêtre, parce qu'avec un bon vent, il est facile d'être pilote. Thierry, cette idée est la vôtre. Merci de m'avoir fait confiance pour développer ce travail, et merci de m'avoir partagé votre expérience de chercheur, d'enseignant, et d'homme de terrain. Je souhaite qu'un jour, ma carrière ressemble à la vôtre. Veuillez trouver dans ce travail, le témoignage de mon plus profond respect. Pierre-Marie, votre curiosité et votre soif de connaissances nouvelles ont fortement contribué au développement de ma passion grandissante pour la recherche. Votre motivation permanente est inspirante, merci.

Aux membres du jury. Claire Tourny, Nicolas Olivier, Vincent Grémeaux, Patrick Mucci, Pascal Edouard, vous me faites un immense honneur en acceptant de juger ce travail. Merci infiniment à chacun d'entre vous d'avoir pris de votre précieux temps. Veuillez trouver ici, le témoignage de ma plus grande reconnaissance et de mon respect le plus sincère.

A l'ensemble des membres du laboratoire APERE. A mes ex-collègues et désormais amis, Moadh et Ahmed. Deux rencontres exceptionnelles, merci pour tous vos conseils, merci pour tous ces moments passés, et merci d'être encore là aujourd'hui. Merci à mes collègues de laboratoire, Mohamed, Aurélien, Mathieu, Bilel, et Neila. Mais surtout, un grand Merci à Saïd Ahmaïdi, directeur du laboratoire et directeur de l'UFR-STAPS. Merci pour ta confiance et ta bienveillance. Merci de m'avoir accueilli au sein du laboratoire il y a maintenant cinq ans, et merci de me permettre de continuer à m'investir dans

mon UFR de formation en tant qu'Attaché Temporaire d'Enseignement et de Recherche.

A l'équipe enseignante de l'UFR-STAPS d'Amiens. Merci pour les nombreux conseils et votre soutien, je remercie plus particulièrement Eric et Marie-Luce, responsables du parcours APA-S, et Cyril, directeur des études. Merci également **à l'équipe administrative**, ainsi qu'**à l'équipe de la coordination**, notamment à Fred et Jérémy.

A l'ensemble des collaborateurs. A Gauthier Sénéchal, sans qui ce travail n'aurait pas pu être réalisé ! Pour l'énergie immense, et la volonté que tu as fourni. A l'ensemble des enseignants APA du Centre de Rééducation Fonctionnelle des Trois Vallées de Corbie, David, Yann, Pierre, Maxime, ainsi qu'à François Perla et Madame Stefaniak. Merci pour votre accueil, pour le temps que vous m'avez consacré, pour tous ces échanges qui ont considérablement enrichi ce travail. Parce que c'est un réel plaisir de travailler avec une équipe de professionnels passionnés et passionnants, toujours en quête d'innovation et d'optimisation, je souhaite que notre collaboration se poursuive autour de nouveaux projets de recherche. Merci à Clare Doyle, Charles Vincent, Cédric Leduc et Gemma Brigde, pour leurs relectures attentives et leurs précieux conseils. A Ombelliscience, merci plus particulièrement à Nicolas, Bertrand, Théo et Raphaël. Pour m'avoir donné quelques clés essentielles à la diffusion de travaux scientifiques auprès du grand public, mais aussi pour votre écoute et votre accompagnement. Merci de m'avoir choisi pour participer à la conférence « La science, la société et moi », à l'émission de radio « Audio Sapiens », et au congrès « *Telling science, drawing science* ». Au Professeur Antoine Gabrion du service Orthopédique du Centre Hospitalier Universitaire d'Amiens, merci pour votre intérêt et pour le temps que vous nous avez consacré. A Stéphane Delanaux du laboratoire Péritox, pour votre aide technique. Et bien évidemment, je remercie tous les volontaires ayant participé aux études.

Mais surtout, merci à tous ceux qui ont une influence incroyable sur mon parcours, et qui ont été des facteurs importants de mon évolution. A mes parents, et à ma sœur Perrine, vous m'avez toujours laissé faire mes choix librement, vous m'avez soutenu et encouragé pleinement depuis le début. J'ai

beaucoup de chance de vous avoir. Naturellement, c'est à vous que je dédie cette thèse. A Bruno, la plus belle trouvaille durant cette thèse. Quel bonheur de t'avoir à mes côtés. Pour ta patience, ton soutien, pour tous ces moments partagés, *grazie amore mio*. A ma Famille, et plus particulièrement à mes quatre grands-parents, merci mamie, papi, nonna & nonno. A Agnès, Michel et Antoine, pour le parapente, le catamaran, et pour tous ces bons moments partagés chaque année. A Timotei, ami fidèle de longue date, merci pour ta patience, ton écoute, ton soutien infailible et merci pour la suite ! A Julie, parce que tu m'as aidé à prendre des décisions pour de bonnes raisons aux bons moments, je n'oublie pas. Aux stapsiens qui sont toujours là, Lolo, Mathieu, Dédé, Alex, mais surtout à Alice, Armelle et Hélène, des amies que je souhaite à tout le monde d'avoir : KCCL ! Au hand, la famille blanche et noire, ma deuxième famille, je ne peux pas citer de noms par peur d'en oublier. A mes amies d'enfance pour leur soutien et les moments de plaisir depuis plus de 20 ans : Corinne, Flora, Marine, & Steph. A l'EHPAD de Villers-Bretonneux, merci aux résidents du cours de « Gym Tonic », et surtout merci à Monsieur Crapoulet, ainsi qu'à Carole et Laurence. A Christine Renaud, tu as cru en moi et tu m'as poussé à sortir de ma zone de confort, c'est avec toi que j'ai appris l'importance du travail régulier et de la persévérance. Et enfin, merci à ceux qui, sans le savoir, ont considérablement facilité le déroulement de cette thèse. Parce qu'une plume pèse beaucoup plus lourd que 5 grammes, merci à Monsieur Samaras, mais aussi à Daniel et Mihaly.

Comme m'a dit Thierry Weissland il y a quelques années, l'écriture d'une thèse c'est comme préparer un marathon. C'est long, c'est parfois dur, mais quelle expérience, et une fois la ligne d'arrivée franchie, quelle satisfaction ! A ce jour, je n'ai pas bouclé de marathon, mais je peux désormais imaginer ce qu'on ressent en franchissant la ligne d'arrivée.

Table des matières

Remerciements	2
Index des figures	8
Index des tableaux	10
Liste des abréviations	12
Notes pour lecture rapide	13
Introduction générale	14
Revue de littérature	17
Partie 1 : La physiologie musculaire	17
Généralités	17
Les différentes modalités de contractions musculaires	20
Les propriétés mécaniques	21
Le concept de balance musculaire	27
Partie 2 : Physiopathologie articulaire en lien avec la balance musculaire	29
L'articulation scapulo-humérale	29
Le rachis lombaire	38
L'articulation fémoro-tibiale	45
Partie 3 : Les évaluations conventionnelles de la force musculaire	54
Evaluation isométrique	54
Evaluation contre résistance externe ou évaluation inertielle	55
Evaluation par dynamométrie isocinétique	56
Partie 4 : L'évaluation de la balance musculaire par dynamométrie isocinétique	59
Les ratios comme indicateurs de la balance musculaire	59
Valeurs normatives des ratios et facteurs de variation	61
Limites actuelles de l'utilisation des ratios	66
Partie 5 : Méthodes isocinétiques sectorielles pour évaluer la balance musculaire	68
Méthode sectorielle des plages terminales	72
Méthode sectorielle des angles spécifiques	73
Méthode sectorielle des plages angulaires	73
Problématique et objectifs	75
Contributions personnelles	77
Methodologie générale	77
Participants	77

Protocole expérimental	78
Variables mesurées	83
Analyses statistiques	84
Etude 1	89
Résumé.....	89
Contexte	90
Matériel et Méthode	92
Résultats	93
Discussion	99
Conclusion.....	102
Etude 2.....	105
Résumé.....	105
Contexte	106
Matériel et Méthode	107
Résultats	108
Discussion	111
Conclusion.....	114
Etude 3.....	116
Résumé.....	116
Contexte	117
Matériel et Méthode	119
Résultats	120
Discussion	126
Conclusion.....	129
Discussion générale	131
Conclusion générale	138
Perspectives	139
Références.....	142
Annexes.....	168
Article 1	169
Article 2.....	192
Article 3.....	204
Article 4.....	221
Production scientifique.....	240

Modules validés auprès de l'Ecole Doctorale 585	244
Activités complémentaires	244
Enseignement	244
Engagement et responsabilité	245
Activité Physique Adaptée	245
Vulgarisation scientifique (en partenariat avec Ombelliscience)	245
Résumé	247
Abstract	247

Index des figures

- Figure 1.** Structure générale du muscle strié squelettique. *Page 18*
- Figure 2.** Tension globale comme résultante de la tension active et passive. *Page 22*
- Figure 3.** Relation force/vitesse. *Page 25*
- Figure 4.** Relation moment/angle. *Page 27*
- Figure 5.** Facteurs biomécaniques de l'instabilité scapulo-humérale en position spontanée. *Page 31*
- Figure 6.** Les six phases du lancer au baseball. *Page 34*
- Figure 7.** Illustration de la relation tension longueur représenté pour un muscle rotateur interne et externe au cours du mouvement de lancer. *Page 37*
- Figure 8.** Les articulations du rachis. *Page 39*
- Figure 9.** Relation en forme de U entre le risque de lombalgie et l'activité physique. *Page 43*
- Figure 10.** L'articulation fémoro-tibiale. *Page 45*
- Figure 11.** Synthèse sur les articulations ciblées : caractéristiques et principaux groupes musculaires impliqués dans la stabilisation dynamique. *Page 53*
- Figure 12.** Limite d'utilisation unique du moment de force maximal. *Page 70*
- Figure 13.** Illustration de quatre méthodes isocinétiques utilisés pour calculer les ratios agonistes-antagonistes. *Page 71*
- Figure 14.** Plan expérimental des études. *Page 79*
- Figure 15.** Interface du logiciel Labchart. *Page 82*
- Figure 16.** Résumé du protocole isocinétique et des variables mesurées et calculées dans le cadre de l'étude 1. *Page 93*

Figure 17. Evolution du moment de force moyen par plage angulaire de 10° en modalité concentrique et excentrique à 60°.s⁻¹ pour les rotateurs internes et externes de l'articulation scapulo-humérale du côté dominant et non-dominant. *Page 96*

Figure 18. Evolution des ratios physiologiques et fonctionnels à 60°.s⁻¹ de l'articulation scapulo-humérale du côté dominant et non-dominant. *Page 97*

Figure 19. Résumé du protocole isocinétique et des variables mesurées et calculées dans le cadre de l'étude 2. *Page 107*

Figure 20. Evolution du moment de force moyen par plage angulaire de 10° en modalité concentrique à 60°.s⁻¹ et des ratios physiologiques pour les extenseurs et fléchisseurs du rachis lombaire. *Page 110*

Figure 21. Résumé du protocole isocinétique et des variables mesurées et calculées dans le cadre de l'étude 3. *Page 120*

Figure 22. Evolution du moment de force moyen par plage angulaire de 10° en modalité concentrique et excentrique à 60°.s⁻¹ pour les rotateurs internes et externes de l'articulation fémoro-tibiale du côté droit et gauche. *Page 123*

Figure 23. Evolution des ratios physiologiques et fonctionnels à 60°.s⁻¹ de l'articulation fémoro-tibiale du côté droit et gauche. *Page 124*

Figure 24. Planche de Bande Dessinée réalisée avec Ombelliscience pour le congrès « Telling Science Drawing Science » se déroulant à Angoulême du 15 au 17 Mai 2019. *Page 246*

Index des tableaux

Tableau I. Paramètres quantitatifs mesurés par un dynamomètre isocinétique.

Page 57

Tableau II. Comparaison des différentes modalités d'évaluation de la fonction musculaire. *Page 59*

Tableau III. Tableau de synthèse avec l'étendue des valeurs moyennes pour les différents ratios isocinétiques. *Pages 62-64*

Tableau IV. Moyennes et écart-types des caractéristiques (âge, poids, stature) des échantillons des trois études. *Page 77*

Tableau V. Calibration de la force du dynamomètre Cybex Norm®. *Page 81*

Tableau VI. Calibration de la vitesse du dynamomètre Cybex Norm®. *Page 81*

Tableau VII. Synthèse des variables mesurées et des analyses statistiques réalisées pour chaque étude originale. *Page 87*

Tableau VIII. Moyennes et écart-types du moment de force maximal et du moment de force moyen par plage angulaire de 10° en modalité concentrique et excentrique à 60°.s⁻¹ pour les muscles rotateurs internes et externes de l'articulation scapulo-humérale du côté dominant et non-dominant, avec les ratios physiologiques et fonctionnels associés. *Page 95*

Tableau IX. Coefficient de variation des ratios physiologiques et fonctionnels à 60°.s⁻¹ associés aux moments de force maximaux et aux moments de force moyens par plage angulaire de 10° pour l'articulation scapulo-humérale du côté dominant et non-dominant. *Page 98*

Tableau X. Moyennes et écart-types du moment de force maximal et du moment de force moyen par plage angulaire de 10° en modalité concentrique à 60°.s⁻¹ pour les muscles extenseurs et fléchisseurs du rachis lombaire, avec les ratios physiologiques associés. *Page 109*

Tableau XI. Coefficient de variation des ratios physiologiques à $60^{\circ}.s^{-1}$ associés aux moments de force maximaux et aux moments de force moyens par plage angulaire de 10° pour le rachis lombaire. *Page 109*

Tableau XII. Moyennes et écart-types du moment de force maximal et du moment de force moyen par plage angulaire de 10° en modalité concentrique et excentrique à $60^{\circ}.s^{-1}$ pour les muscles extenseurs et fléchisseurs de l'articulation fémoro-tibiale du côté droit et gauche, avec les ratios physiologiques et fonctionnels associés. *Page 122*

Tableau XIII. Coefficient de variation des ratios physiologiques et fonctionnels à $60^{\circ}.s^{-1}$ associés aux moments de force maximaux et aux moments de force moyens par plage angulaire de 10° pour l'articulation fémoro-tibiale du côté droit et gauche. *Page 125*

Liste des abréviations

AGO	<i>Groupe musculaire agoniste</i>
ANT	<i>Groupe musculaire antagoniste</i>
MFM	<i>Moment de force maximal</i>
MF	<i>Moment de force</i>
N.m⁻¹	<i>Newton-mètre (unité de mesure du moment de force)</i>
°.s⁻¹	<i>Degré par seconde (unité de mesure de la vitesse angulaire)</i>
CON	<i>Modalité de contraction concentrique</i>
EXC	<i>Modalité de contraction excentrique</i>
RI	<i>Muscles rotateurs internes</i>
RE	<i>Muscles rotateurs externes</i>
F	<i>Muscles fléchisseurs</i>
E	<i>Muscles extenseurs</i>
Rlcon	<i>Muscles rotateurs internes en modalité de contraction concentrique</i>
Rlexc	<i>Muscles rotateurs internes en modalité de contraction excentrique</i>
REcon	<i>Muscles rotateurs externes en modalité de contraction concentrique</i>
REexc	<i>Muscles rotateurs externes en modalité de contraction excentrique</i>
Fcon	<i>Muscles fléchisseurs en modalité de contraction concentrique</i>
Fexc	<i>Muscles fléchisseurs en modalité de contraction excentrique</i>
Econ	<i>Muscles extenseurs en modalité de contraction concentrique</i>
l₀	<i>Longueur de repos physiologique d'un muscle</i>
V₀	<i>Vitesse maximale de contraction en concentrique</i>
F₀	<i>Force maximale isométrique</i>
α	<i>Angle d'efficacité associé au moment de force maximal</i>
ICC	<i>Coefficient de corrélation intraclasse</i>
CV	<i>Coefficient de variation (exprimé en %)</i>

Notes pour lecture rapide

Note page 28 : Généralité sur la physiologie musculaire.

Note page 52 : Physiopathologie articulaire en lien avec la balance musculaire (avec figure synoptique en complément page 50).

Note page 59 : Les évaluations conventionnelles de la force et de la balance musculaire.

Note page 67 : L'évaluation de la balance musculaire par dynamométrie isocinétique.

Note page 74 : Les méthodes isocinétiques émergentes pour évaluer la balance musculaire.

Note page 130 : Synthèse des résultats

Introduction générale

L'équilibre entre les groupes musculaires agonistes et antagonistes d'une articulation est un concept très étudié dans le champ de la performance sportive, de la prévention des blessures, mais aussi dans le champ de la rééducation fonctionnelle, on parle plus précisément de balance musculaire. Le double objectif des recherches portant sur cette notion de balance musculaire est d'identifier les profils musculaires, notamment chez le sportif et le sujet pathologique, afin de mieux appréhender les spécificités musculaires liées à l'entraînement ou à la pathologie, et ainsi de proposer des programmes de renforcement musculaire qui soient spécifiquement adaptés.

Plusieurs techniques d'évaluation sont à disposition des cliniciens et des chercheurs pour étudier la balance agonistes/antagonistes. Parmi ces techniques d'exploration, **l'évaluation isocinétique représente aujourd'hui une méthode de référence** (Codine et coll., 2005 ; Edouard et Degache, 2016). Cette méthode d'évaluation est utilisée sur de nombreuses articulations, les données issues des tests isocinétiques constituent de véritables valeurs de référence dans les champs de la recherche, de la médecine et de la performance. **Les deux particularités de la technique isocinétique sont l'auto-asservissement du moteur et la quantification en régime de contraction excentrique.** Le servomoteur permet au dynamomètre d'ajuster la résistance au cours du mouvement en fonction de la force produite par le sujet testé. En fait, la charge appliquée est relative aux capacités musculaires spécifiques à un secteur angulaire. **La dynamométrie isocinétique prend alors en compte une dimension essentielle de la contraction musculaire représentée par la relation moment/angle.** De plus, la quantification en régime de contraction excentrique offre la possibilité de générer des rapports isocinétiques agonistes/antagonistes (ou ratios) qui associent l'action motrice concentrique des agonistes et l'action réciproque freinatrice excentrique des antagonistes.

Les dynamomètres isocinétiques, en ajustant la résistance au cours du mouvement, permettent **un développement de la force qui est maximal sur toute l'amplitude articulaire.** C'est là le principe même de ce particularisme

technologique qu'est la dynamométrie isocinétique. Cependant, dans les bilans proposés aux praticiens, aucune donnée quantitative de ces mesures de force relative à l'angulation n'est disponible pour une analyse directe. Pourtant, ces données sont bien mesurées puisque des courbes sont générées pour une visualisation qualitative de la relation moment/angle. **Pour le clinicien, l'analyse de la balance musculaire agonistes/antagonistes proposée par le constructeur se résume au rapport de deux valeurs « pic » représentant la force maximale des agonistes et des antagonistes, indépendamment de la position angulaire.** Cette méthode de génération des ratios, proposée par l'ensemble des constructeurs comme unique paramètre pour une analyse quantitative de la balance musculaire, pose alors la question de la pertinence par rapport à la réalité fonctionnelle.

Il semblerait qu'il existe à ce jour **un réel décalage entre le potentiel des dynamomètres isocinétiques et les ratios proposés dans les bilans classiques.** Pour illustrer ce propos, prenons un exemple : pour une évaluation des muscles rotateurs de l'épaule réalisée à partir d'une seule répétition (une rotation interne suivie d'une rotation externe) à la vitesse de $60^{\circ}.s^{-1}$ sur une amplitude totale de 120° et avec une fréquence d'acquisition de 100Hz, la machine récolte ~400 données. Sur ces 400 données enregistrées au cours du test, seules 2 sont utilisées pour établir un profil musculaire et apprécier l'état d'équilibre ou de déséquilibre entre les agonistes et les antagonistes, soit seulement 0,5% de données exploitées.

L'isocinétisme constitue une référence pour l'évaluation de la balance musculaire, mais les bilans produits sont en décalage avec les possibilités technologiques. Les ratios isocinétiques classiques associés aux valeurs « pic », qui représentent l'équilibre entre les groupes musculaires agonistes et antagonistes en conjuguant deux valeurs à angle non-dépendant, nous ont amenés à nous interroger.

Comment, à partir des signaux de force musculaire enregistrés par le système isocinétique, reconsidérer l'exploration de la balance musculaire par une approche dynamique et la comparer avec le calcul des ratios traditionnels ?

Pour répondre à cette problématique, le travail de thèse qui suit sera organisé en quatre parties principales. La première partie est l'état de l'art constitué d'un rappel de physiologie musculaire, d'une partie traitant de physiopathologie articulaire en rapport avec la problématique de balance musculaire, d'un point sur les différentes techniques d'évaluation musculaire, puis plus particulièrement sur la technique isocinétique. Une seconde partie permet de déterminer précisément la problématique et les objectifs de ce travail. La troisième partie a pour objet d'élaborer et de valider une méthode isocinétique plus proche de la réalité fonctionnelle en s'appuyant sur trois études originales. La quatrième et dernière partie est une discussion de synthèse générale mettant en lien les trois études, elle sera suivie d'une conclusion et d'une mise en perspective de ce travail de thèse.

Revue de littérature

Partie 1 : La physiologie musculaire

Généralités

Le muscle strié squelettique est composé de plusieurs centaines à plusieurs milliers de cellules musculaires qui sont les fibres musculaires (Figure 1). Chaque fibre est entourée d'un tissu lâche constitué de tissu conjonctif aréolaire appelé l'endomysium. Les fibres sont regroupées en faisceaux musculaires et chaque faisceau est également enveloppé dans une gaine de tissu conjonctif, dense et régulier, appelé péri-mysium. Enfin, l'ensemble de ces faisceaux constitue le muscle, qui est lui-même entouré d'une gaine protectrice formée de tissu conjonctif dense, mais irrégulier, que l'on nomme épimysium ou aponévrose. Ces différentes enveloppes conjonctives constituent un ensemble continu incluant aussi les tendons (Delamarche et coll., 2002 ; Marieb et Hoehn, 2010 ; Le Page, 2016).

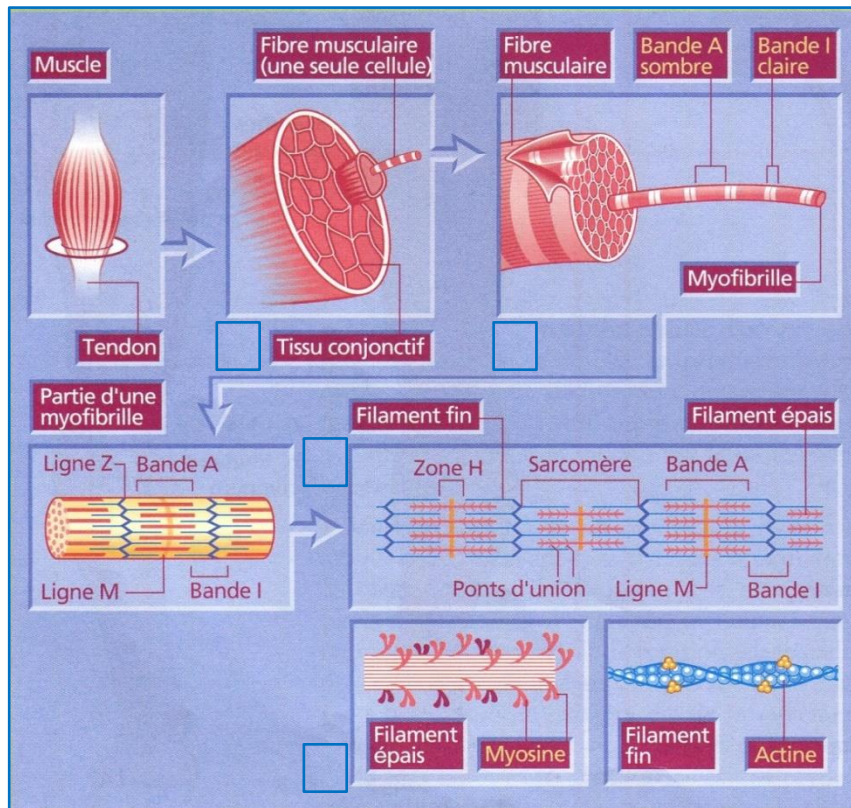


Figure 1. Structure générale du muscle strié squelettique (D'après Delamarche et coll., 2002)

Chaque fibre au sein d'un muscle est pourvue d'un grand nombre de myofibrilles disposées parallèlement. Les myofibrilles sont formées de bandes sombres (bandes A) et de bandes claires (bandes I). Une ligne plus sombre partage la bande I en son milieu, il s'agit de la strie Z (Figure 1). La portion de myofibrille comprise entre deux stries Z constitue le sarcomère (Edouard et Degache, 2016). Chaque myofibrille est formée d'une succession de sarcomères. C'est l'unité fonctionnelle fondamentale du muscle (Delamarche et coll., 2002). Les myofibrilles contiennent principalement des protéines contractiles sous forme de filaments, notamment l'actine et la myosine, mais aussi des protéines régulatrices de la contraction, comme la tropomyosine et la troponine (Delamarche et coll., 2002 ; Marieb et Hoehn, 2010 ; Le Page, 2016). La contraction musculaire correspond à la liaison entre les filaments d'actine et les têtes de myosine résultant d'une série d'événements chimiques. Ces événements chimiques sont impulsés par une stimulation électrique appelée potentiel d'action (Bouisset et Maton, 1995 ;

Delamarche et coll., 2002 ; Marieb et Hoehn, 2010 ; Le Page, 2016). En effet, le muscle squelettique est innervé par des neurones moteurs du système nerveux somatique volontaire. Ce sont ces neurones moteurs qui vont déclencher les potentiels d'action. Un neurone moteur, ou motoneurone, peut innerver plusieurs fibres musculaires dispersées au sein d'un muscle, cet ensemble constitue l'unité fonctionnelle du système neuro-musculaire : l'unité motrice (Bouisset et Maton, 1995 ; Marieb et Hoehn, 2010 ; Le Page, 2016).

On distingue trois types de fibres musculaires : les fibres lentes de type I et les fibres rapides de type II que l'on subdivise principalement en deux sous-groupes, les types II_A et les types II_X (Smerdu et al., 1994 ; Ennion et al., 1995). En termes généraux, les fibres lentes de type I sont des fibres oxydatives contenant de nombreuses mitochondries, elles sont résistantes à la fatigue. Ce sont des fibres très vascularisées et riches en myoglobine, ce qui optimise l'utilisation de l'oxygène, de plus, elles possèdent des réserves lipidiques importantes. Cependant, leur diamètre est plus petit que celui des fibres de types II, elles sont donc moins pourvues de myofibrilles, ce qui implique que la contraction est moins rapide et la force développée plus faible (Marieb et Hoehn, 2010 ; Choi, 2014 ; Le Page, 2016). Les fibres de types II, notamment les II_X, ont une faible activité oxydative, elles contiennent peu de mitochondries et sont peu résistantes à la fatigue. Par contre, leur contenu en enzymes glycolytiques est important, les fibres de types II_X présentent un métabolisme principalement glycolytique, la contraction est donc rapide et la force développée importante. Les fibres II_A sont un intermédiaire entre les types I et les types II_X, elles présentent un métabolisme mixte oxydatif/glycolytique (Marieb et Hoehn, 2010 ; Choi, 2014 ; Le Page, 2016).

Etant donné que les unités motrices sont constituées de fibres musculaires de même type, on distingue donc des unités motrices « lentes » et des unités motrices « rapides » (Le Page, 2016). Le muscle squelettique n'est pas un tissu homogène et renferme plusieurs catégories de fibres et donc d'unités motrices, mais dans des proportions variables par rapport à la fonction musculaire dominante présumée (Bouisset et Maton, 1995). La plupart du temps, les unités motrices d'un muscle fonctionnent de manière asynchrone pour maintenir et prolonger la contraction

tout en prévenant la fatigue musculaire, il s'agit du tétanos incomplet. Cependant, il est possible que toutes les unités motrices soient sollicitées pour développer une contraction maximale, il s'agit alors de tétanos complet (Delamarche et coll., 2002 ; Marieb et Hoehn, 2010 ; Le Page, 2016).

Les différentes modalités de contractions musculaires

Le terme contraction réfère au processus actif de génération de la force par transfert de l'énergie chimique en énergie mécanique au sein d'un muscle. Le muscle n'est pas un générateur parfait de force, en fonction des conditions de sollicitation, sa capacité à produire de la force varie (Le Page, 2016). La contraction musculaire n'est pas stéréotypée, pour l'étude du muscle isolé, on distingue principalement trois modalités de contraction musculaire : un mode isométrique et deux modes anisométriques, l'un concentrique, l'autre excentrique (Bouisset et Maton, 1995). En isométrique, la résistance extérieure est égale à la tension musculaire, la longueur du muscle ne varie pas, il n'y a pas de mouvement externe, aucun déplacement corporel (Brown et Weir, 2001). En mode concentrique, la résistance extérieure est inférieure à la force musculaire, les insertions musculaires se rapprochent, le muscle se raccourcit, le travail musculaire est alors considéré comme positif. La contraction provoque le déplacement d'un segment corporel et illustre le rôle moteur du muscle dans le mouvement. Enfin, en mode excentrique, la résistance extérieure est supérieure à la force musculaire, les insertions musculaires s'éloignent, le muscle s'allonge, le travail musculaire est alors considéré comme négatif. Ce type de contraction provoque également un déplacement d'un segment corporel, cependant c'est la résistance externe qui est génératrice de mouvement (Bouisset et Maton, 1995 ; Thépaut, 2004 ; Lepers et Martin, 2016). Ces modes de contraction de base peuvent être combinés. C'est le cas dans le cadre des contractions pliométriques qui combinent le mode concentrique et excentrique, ou des contractions stato-dynamiques qui combinent le mode isométrique et le mode concentrique ou excentrique (Bouisset et Maton, 1995 ; Thépaut, 2004 ; Lepers et Martin, 2016).

Les propriétés mécaniques

Il faut distinguer l'étude du muscle isolé et celle du muscle travaillant *in situ* (Jones et coll., 2005 ; Lepers et Martin, 2016). La capacité d'un muscle ou d'un groupe musculaire à produire une force ou un moment de force va dépendre de la longueur musculaire ou de la position angulaire et de la vitesse ou de la vitesse angulaire à laquelle le muscle ou le groupe musculaire est sollicité (Lepers et Martin, 2016). C'est ce qui constitue les propriétés mécaniques contractiles.

a) Etude des propriétés mécaniques du muscle isolé

La relation tension/longueur :

Pour le muscle isolé actif, la relation tension/longueur est appréciée dans le cadre de contractions isométriques. Pour l'établir, on associe à chaque longueur du muscle la valeur de la tension tétanique (force maximale) correspondante (Bouisset et Maton, 1995 ; Le Page, 2016 ; Lepers et Martin, 2016). Cette relation permet de mettre en évidence que la force développée par un muscle dépend de la longueur à laquelle il est sollicité (Figure 2). La relation montre qu'il existe trois types de tension (Figure 2) : la tension active due aux éléments contractiles, la tension passive due aux éléments élastiques, et la tension globale, qui est la résultante de la tension active et passive (Bouisset et Maton, 1995 ; Le Page, 2016).

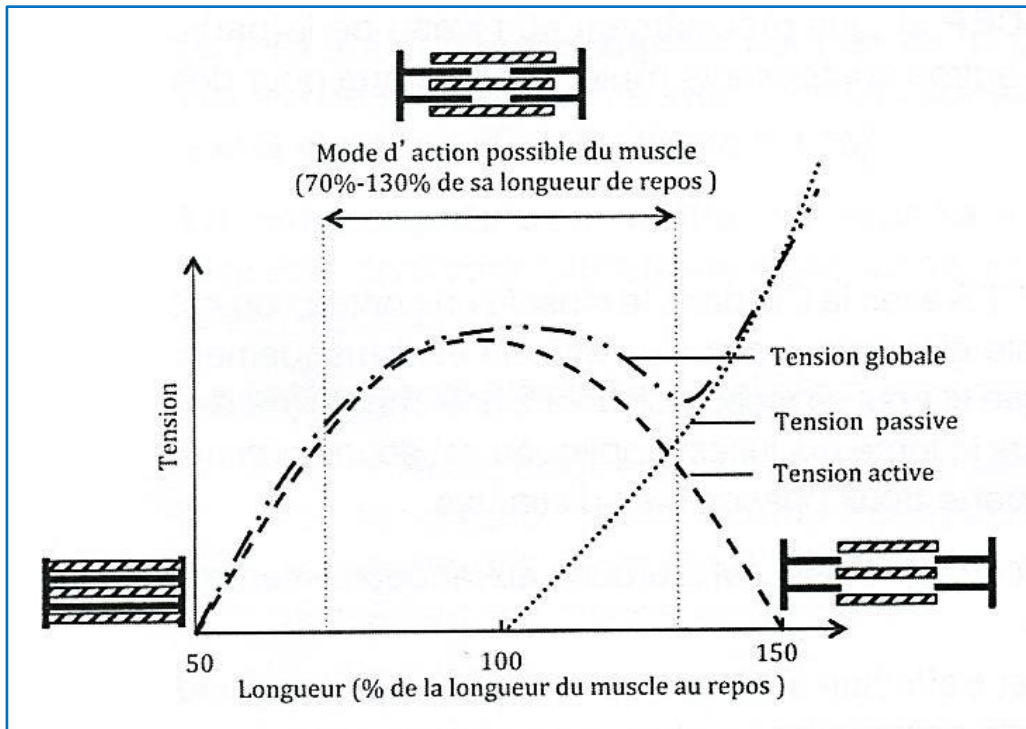


Figure 2. Tension globale comme résultante de la tension active et passive (D'après Le Page, 2016).

La tension active est déterminée en soustrayant la tension passive de la tension globale, elle présente l'allure d'une parabole (Figure 2). La courbe de la tension active montre que la force développée est fonction de la longueur des sarcomères. C'est pour des longueurs proche de la longueur de repos physiologique l_0 que la force développée est maximale (Bouisset et Maton, 1995 ; Le Page, 2016). Lorsque la longueur augmente (fibre étirée), ou diminue (fibre contractée), la force développée diminue progressivement. Cette relation s'explique par la théorie des filaments glissants (Figure 2). En effet, la force développée dépend du chevauchement entre les myofilaments permettant un maximum de liaison entre les protéines contractiles d'actine et de myosine. Le chevauchement est optimal lorsque le muscle est à une longueur voisine de l_0 (Bouisset et Maton, 1995 ; Le Page, 2016 ; Lepers et Martin, 2016). Si la fibre est contractée, donc pour des longueurs inférieures à l_0 , la pénétration importante

des filaments fins gêne les liaisons actine-myosine et provoque une diminution de la force développée d'autant plus importante que la longueur diminue. A ~50% de l_0 , la pénétration trop importante des filaments fins provoque la compression des filaments épais par les stries Z, la production de force devient nulle (Le Page, 2016). Si la fibre est étirée, donc pour des longueurs supérieures à l_0 , le chevauchement des filaments fins et épais diminue. La force produite est d'autant plus faible que l'étirement est important, jusqu'à ~150% de l_0 où les myofilaments ne chevauchent plus rendant les liaisons actine-myosine impossibles, et donc la force produite nulle (Le Page, 2016).

Contrairement à la tension active, la courbe de la tension globale ne suit pas l'allure d'une parabole. Les paramètres de la relation tension globale/longueur peuvent différer en fonction des caractéristiques du muscle considéré, notamment la quantité et la distribution de tissu conjonctif représentées par les enveloppes conjonctives qui vont impacter la relation tension passive/longueur, mais aussi, la typologie dominante des fibres, le nombre de fibres, leur diamètre, et leur orientation (Bouisset et Maton, 1995 ; Jones et coll., 2005 ; Le Page, 2016). La courbe de la tension globale du muscle se superpose à celle de la tension active lorsque celui-ci n'est pas étiré, c'est-à-dire pour des longueurs inférieures à l_0 . Par contre, lorsque le muscle est étiré, la tension globale augmente pour atteindre sa valeur maximale à une longueur légèrement supérieure à l_0 (Le Page, 2016). Ceci s'explique par la mise en jeu des structures élastiques du muscle qui exercent une tension passive.

La tension passive est nulle à l_0 puis augmente progressivement à mesure que le muscle s'étire. A 150% de l_0 , la tension passive est la composante essentielle de la tension globale puisque la tension active n'est plus mise en jeu, les liaisons actine-myosine étant impossibles. Ainsi, au niveau du muscle entier, la force maximale est développée pour une longueur légèrement supérieure à l_0 .

✚ La relation force/vitesse :

L'aptitude d'un muscle à développer une force dépend aussi de sa vitesse de contraction (Bouisset et Maton, 1995 ; Le Page, 2016 ; Lepers et Martin, 2016). Ainsi, en faisant varier la charge, il est possible de déterminer une relation entre la force et la vitesse de contraction où F_0 est la force maximale isométrique et V_0 la vitesse maximale de contraction lors de raccourcissement (contraction concentrique). V_0 est obtenue pour une charge nulle et F_0 est obtenue lorsque la vitesse de contraction est nulle, c'est-à-dire lors de contraction isométrique. L'établissement de cette relation permet de constater que la force développée par un muscle est très différente en fonction du mode de contraction (Figure 3) (Bouisset et Maton, 1995 ; Le Page, 2016). En effet, la force maximale développée en concentrique est plus faible que lors d'une contraction isométrique, par contre, lors de contraction excentrique (en allongement), la force développée est plus importante que lors d'une contraction isométrique.

En excentrique, une augmentation de la vitesse d'allongement induit une augmentation de la force développée, jusqu'à l'obtention d'un plateau. Au niveau de ce plateau, une augmentation de la vitesse d'allongement n'induit plus d'augmentation de la force développée, puis la vitesse devient trop importante et la force va alors diminuer (Le Page, 2016). Pour une même vitesse, la force développée en allongement (excentrique) est supérieure à celle développée en raccourcissement (concentrique). Ceci s'explique en partie par la différence de durée d'attachement entre l'actine et la myosine, en effet, lors de contractions excentriques, les têtes de myosine s'inclinent dans la direction opposée et la durée des liaisons augmente, ce qui provoque une augmentation de la force maximale produite (Le Page, 2016).

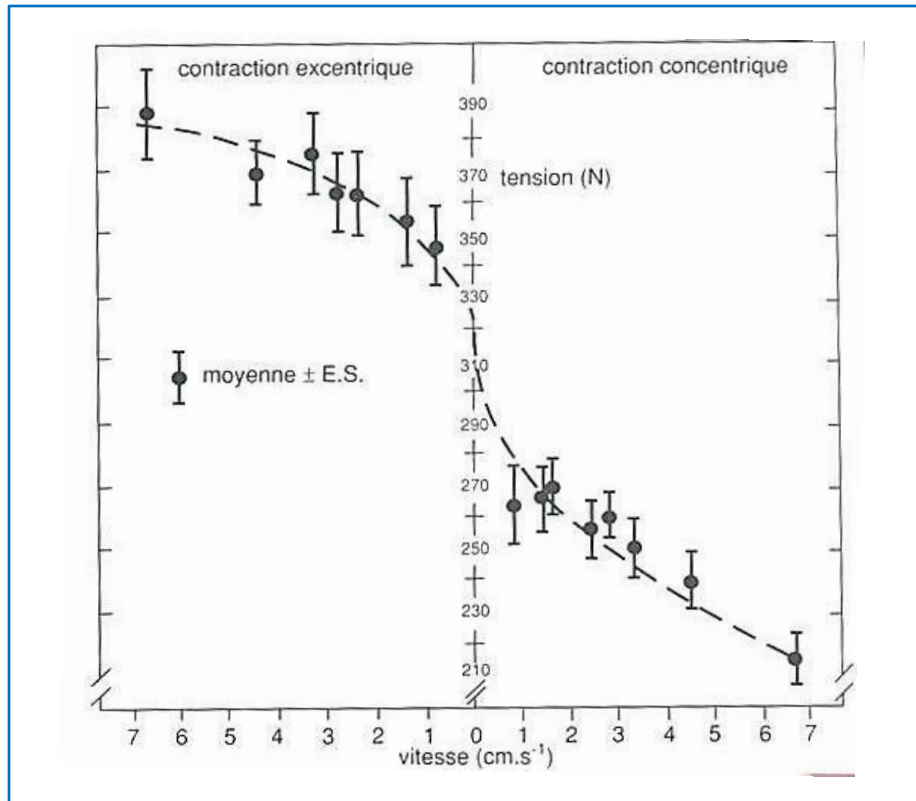


Figure 3. Relation force/vitesse (D'après Bouisset et Maton, 1995).

La force maximale dépend du diamètre du muscle, la vitesse maximale dépend de la longueur du muscle et de la proportion des différents types de fibres. Pour un muscle donné la relation force/vitesse dépend également d'autres facteurs, notamment la température ou la fatigue (Le Page, 2016).

b) Etude des propriétés mécaniques du muscle *in situ*

Chez l'homme, les paramètres de force, de longueur musculaire, et de vitesse de contraction, ne peuvent pas être mesurés directement, il ne s'agit que d'estimation (Jones et coll., 2005 ; Lepers et Martin, 2016). Les mesures sont obtenues à la périphérie du système musculo-squelettique et concernent, pour une articulation donnée, l'activité d'un ensemble de muscles. Dans ces

conditions, le moment mesuré va dépendre de la position angulaire et de la vitesse angulaire (Lepers et Martin, 2016). La relation moment/position angulaire est obtenue en associant les valeurs instantanées du moment et de l'angle articulaire dans des conditions isométriques ou anisométriques. La relation moment/vitesse angulaire est obtenue en associant la valeur maximale du moment articulaire et la vitesse angulaire, au cours d'un mouvement mono-articulaire maximal, réalisé dans des conditions anisométriques (Bouisset et Maton, 1995 ; Lepers et Martin, 2016). Lors de sollicitations isocinétiques, c'est-à-dire lorsque la vitesse angulaire est imposée, il est possible de déterminer ces relations (Bouisset et Maton, 1995 ; Lepers et Martin, 2016).

✚ La relation moment/position angulaire :

L'allure de la relation moment/angle dépend de nombreux paramètres. Elle varie notamment en fonction de l'articulation testée, du groupe musculaire agoniste considéré et de la composition des muscles qui le constituent. Cependant, pour la plupart des articulations, le moment augmente jusqu'à une certaine valeur en fonction de l'angle, puis décroît (Bouisset et Maton, 1995 ; Lepers et Martin, 2016). Il existe donc un angle articulaire optimal pour lequel le moment musculaire atteint sa valeur maximale : c'est l'angle d'efficacité, noté α (Figure 4) (Bouisset et Maton, 1995 ; Lepers et Martin, 2016). Que les contractions soient en mode concentrique, isométrique ou excentrique, les cinétiques de la relation moment/angle sont similaires, cependant, d'après Bouisset et Maton (1995), comme pour la relation tension/longueur, pour un angle donné, le moment obtenu en mode excentrique est plus important qu'en mode isométrique ; ce dernier étant lui-même plus important qu'en mode concentrique.

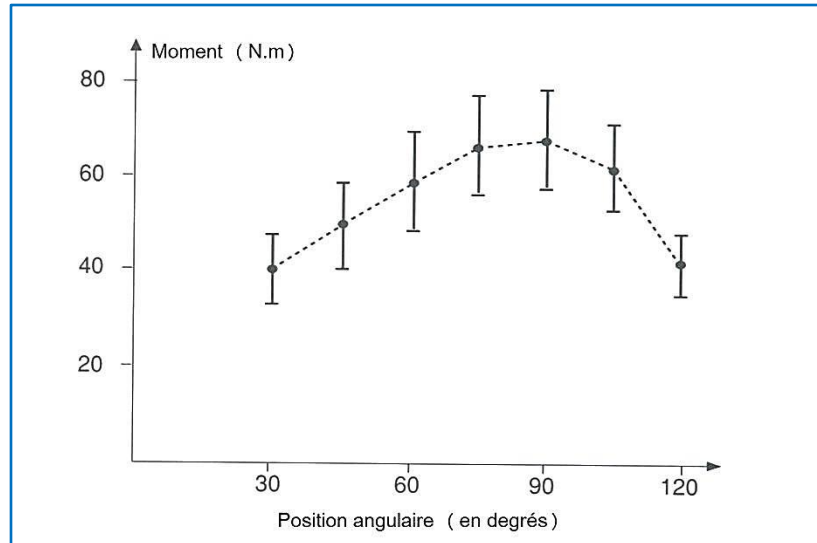


Figure 4. Relation moment/angle (Inspiré de Bouisset et Maton, 1995)

✚ La relation moment/vitesse angulaire :

En considérant la relation moment/vitesse angulaire, il est connu que le moment est d'autant plus faible que la vitesse angulaire est rapide (Bouisset et Maton, 1995 ; Lepers et Martin, 2016). Comme pour la relation moment/angle, la relation moment/vitesse angulaire est dépendante de nombreux facteurs, notamment des caractéristiques musculaires du groupe agoniste considéré (Bouisset et Maton, 1995 ; Lepers et Martin, 2016).

Le concept de balance musculaire

Le fonctionnement du système neuro-musculaire s'organise par une harmonieuse gestion des forces physiques à travers l'action des muscles intervenants dans le contrôle de la posture et la production du mouvement (Bouisset et Maton, 1995 ; Schlumberger et coll., 2006). La mobilisation spécifique des segments du corps dépend de la force des groupes musculaires principalement impliqués dans la génération du mouvement, mais aussi dans la stabilisation dynamique articulaire

(Schlumberger et coll., 2006 ; Edouard et Degache, 2016). En effet, les muscles remplissent une double tâche ; outre la production de mouvements (Jones et coll., 2005), les muscles contribuent aussi de manière importante à la stabilisation sur toute l'amplitude du mouvement articulaire (Blackburn et coll., 2000 ; Labriola et coll., 2004, 2005 ; Carpes et coll., 2008). Par leur contraction volontaire, les muscles constituent les éléments de stabilisation actifs ou dynamiques d'une articulation (Lugo et coll., 2008). La force développée par la musculature striée squelettique est alors un paramètre central de la fonction musculaire. Son évaluation permet d'apprécier le rapport de force entre les groupes musculaires agonistes et antagonistes, aussi appelé « balance musculaire ». La quantification de cette balance est d'autant plus étudiée qu'elle participe au maintien de la stabilité articulaire au cours du mouvement. Cette notion de stabilité articulaire est fondamentale dans le cadre de la performance sportive, de la prévention des blessures et de la rééducation fonctionnelle (Croisier et Crielaard, 1999a ; Brown et Weir, 2001 ; Jaric, 2002 ; Edouard et Degache, 2016).

La contraction musculaire n'est pas stéréotypée, on distingue principalement trois modalités de contraction musculaire: un mode isométrique et deux modes anisométriques, l'un concentrique, l'autre excentrique. La capacité d'un groupe musculaire à produire un moment de force va dépendre de la position angulaire et de la vitesse angulaire à laquelle le groupe musculaire est sollicité. C'est ce qui constitue les propriétés mécaniques contractiles. Par leur contraction volontaire, les muscles constituent les éléments de stabilisation actifs ou dynamiques d'une articulation. Cette notion de stabilité articulaire est particulièrement dépendante de la balance musculaire entre les groupes musculaires agonistes et antagonistes.

Partie 2 : Physiopathologie articulaire en lien avec la balance musculaire

Dans le cadre de ce projet de recherche, nous avons choisi de travailler sur trois sites anatomiques : l'articulation scapulo-humérale, l'articulation fémoro-tibiale, et enfin le rachis lombaire. Il s'agit de sites articulaires particulièrement impliqués dans la motricité humaine, et également très concernées par la survenue de blessure, pour lesquelles la notion de balance musculaire prend toute son importance.

L'articulation scapulo-humérale

L'épaule correspond à un assemblage articulaire extrêmement complexe sur le plan anatomique et biomécanique. Elle est constituée de trois articulations et deux plans de glissement répartis sous deux unités fonctionnelles qui interagissent entre-elles et également avec le tronc (Chanussot et Danowski, 2007). Dans ce système articulaire qu'est l'épaule, l'articulation scapulo-humérale est la plus mobile (Kapendji, 2005). En effet, son architecture osseuse lui permet une grande liberté de mouvement. Sa fonction est centrale pour le membre supérieur. Cependant, cette grande mobilité compromet la stabilité. Cette dernière est assurée principalement par des éléments de stabilisation active qui assurent un centrage dynamique de la tête humérale dans la cavité glénoïde de la scapula (Kapendji, 2005 ; Marieb et Hoehn, 2010).

Physiopathologie de l'articulation scapulo-humérale

Les facteurs articulaires intrinsèques occasionnent naturellement un déséquilibre représenté par une mobilité extrême et une stabilité moindre exposant ainsi l'articulation scapulo-humérale à des problèmes d'instabilités et de luxations

(Kany, 2000 ; Kapendji, 2005 ; Chanussot et Danowski, 2007 ; Marieb et Hoehn, 2010). Pour mieux comprendre la physiologie articulaire en lien avec cette balance entre mobilité et stabilité, notamment les mécanismes impliqués dans la stabilisation dynamique, il est essentiel de s'intéresser à la physiopathologie.

L'instabilité physiologique de la scapulo-humérale

En position spontanée (lorsque le bras est pendant le long du corps), l'articulation scapulo-humérale, est physiologiquement instable par ses facteurs osseux, ligamentaires, et articulaires (Kapendji, 2005 ; Chanussot et Danowski, 2007).

Dans le plan frontal, la cavité glénoïde regarde en dehors, alors que la tête de l'humérus regarde en dedans et vers le haut, selon un axe de 45° (Figure 5A). Cette divergence des axes en position spontanée, entraîne une mauvaise congruence articulaire, la tête humérale ne reposant que sur la partie inférieure de la cavité glénoïde et du bourrelet glénoïdien (Chanussot et Danowski, 2007). Dans le plan sagittal, l'axe de la cavité glénoïde forme un angle de 40° par rapport à la verticale, entraînant alors une flexion de l'humérus par rapport à la cavité (Figure 5B). Dans cette position, la capsule est détendue, la tête de l'humérus repose alors sur la partie antéro-inférieure de la cavité qui présente anatomiquement un bord émoussé (Chanussot et Danowski, 2007). Enfin, dans le plan transversal, la cavité regarde en avant et en dehors formant un axe de 45° par rapport au plan frontal. La tête humérale regarde en dedans et en arrière formant un axe de 30° par rapport au plan frontal (Figure 5C). La tête humérale est donc en rotation externe de 45° par rapport à la cavité, ce qui accentue l'incongruence (Chanussot et Danowski, 2007).

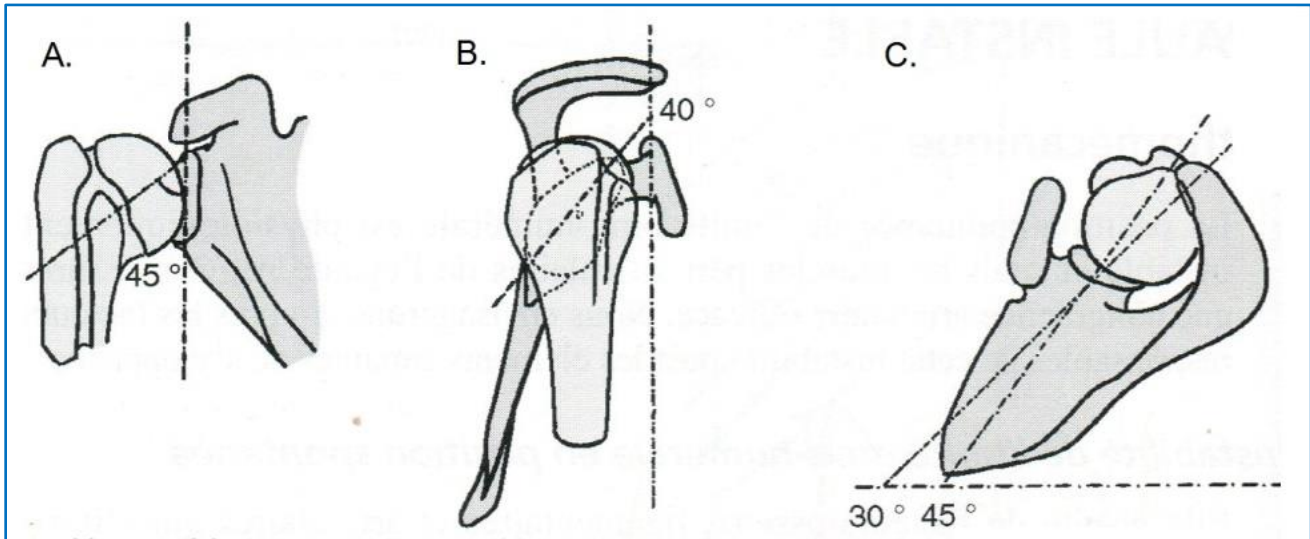


Figure 5. Facteurs biomécaniques de l'instabilité scapulo-humérale en position spontanée dans le plan frontal (A) sagittal (B) et transversal (C) (D'après Chanussot et Danowski, 2007).

Ainsi, la scapulo-humérale présente naturellement, par ses facteurs intrinsèques, une instabilité physiologique en position spontanée. Cette incongruence est compensée notamment par les actions musculaires, qui assure une stabilisation articulaire efficace (Kapendji, 2005 ; Chanussot et Danowski, 2007 ; Marieb et Hoehn, 2010). Comme nous l'avons vu, les muscles coapteurs transversaux profonds, tels que les muscles de la coiffe des rotateurs, contribuent à maintenir la tête humérale dans la cavité glénoïde (Kapendji, 2005 ; Chanussot et Danowski, 2007). Les muscles coapteurs longitudinaux, notamment le deltoïde, le grand pectoral, le coraco-brachial, le long triceps et le court biceps, agissent en complément pour suspendre la tête humérale (Kapendji, 2005 ; Chanussot et Danowski, 2007). Des facteurs ostéo-articulaires et des facteurs posturaux peuvent également contribuer à améliorer la congruence articulaire de la scapulo-humérale (Kapendji, 2005 ; Chanussot et Danowski, 2007).

L'instabilité clinique de la scapulo-humérale

En clinique, le terme « instabilité » se définit comme une sensation de « mouvance », de « flottement » de la tête humérale, associée fréquemment à la douleur et à la sensation d'inconfort (Braun et coll., 2009 ; Kunh, 2010). Il faut bien distinguer l'instabilité, qui correspond à une sensation, et la laxité, qui correspond à un signe clinique. La laxité est un mouvement passif qui résulte soit, de la propriété des tissus mous de l'épaule, soit de l'adaptation aux contraintes mécaniques (Braun et coll., 2009). La laxité excessive peut être physiologique ou pathologique et peut prédisposer l'articulation à la survenue de blessure (Braun et coll., 2009). L'instabilité scapulo-humérale se définit comme étant l'association de l'instabilité et de la laxité (Kunh, 2010).

L'épaule est le premier site articulaire du corps humain à être concerné par les luxations/subluxations (Dufour et Pillu, 2006 ; Clément et coll., 2017). Selon Kany (2000) au sein de ce complexe, 85% des luxations seraient localisées au niveau de la scapulo-humérale, contre 17% au niveau acromio-claviculaire et seulement 3% au niveau sterno-claviculaire. On estime que 80% des luxations scapulo-humérales sont des luxations antérieures (Labriola et coll., 2004). Certaines complications de la luxation d'origine traumatique peuvent être rencontrées, notamment la paralysie (nerf axillaire, plexus brachial, ...), la fracture associée du tubercule majeur (15% des cas de luxation traumatique), la rupture des tendons de la coiffe des rotateurs (la fréquence de cette complication augmente avec l'avancée en âge soit 30% vers 40 ans et 80% après 60 ans), la luxation scapulo-humérale postérieure (rares et souvent méconnues, 2/3 d'entre elles ne sont pas diagnostiquées. Cependant, la principale complication de l'épisode traumatique reste la luxation récidivante, aussi appelée instabilité chronique, d'autant plus fréquente chez le sujet jeune (Kany, 2000 ; Te Slaa et coll., 2004 ; Rollick et coll., 2017 ; Waterman et coll., 2017). Ces complications et notamment l'instabilité chronique peuvent limiter les patients dans leurs activités quotidiennes (Labriola et coll., 2005).

La prise en charge de l'épisode initial de luxation traumatique inclue généralement une période de repos suivie d'une période de rééducation comprenant notamment du renforcement musculaire (Labriola et coll., 2005 ; Waterman et coll., 2017). La gestion non-opératoire a été associée à des résultats acceptables (Rollick et coll., 2017). Cependant, l'instabilité chronique suite à l'épisode initial peut être rencontrée chez plus de 90% des patients, ainsi, chez le sujet jeune sportif ou militaire, ou lorsque l'instabilité antérieure chronique devient invalidante, un traitement chirurgical est proposé (Rollick et coll., 2017 ; Waterman et coll., 2017). Les deux techniques les plus souvent utilisées sont la technique de Bankart et la technique de Bristow-Latarjet (Karataglis et Agathangelidis, 2017 ; Rollick et coll., 2017).

Le sport comme facteur de risque

Les athlètes de lancer sont souvent concernés par des douleurs et des dysfonctionnements de l'articulation de l'épaule (Burkhart et coll., 2003 ; Seroyer et coll., 2009). La fonction anormale de l'épaule du lanceur est multifactorielle (Braun et coll., 2009). L'épaule du lanceur est soumise à de fortes contraintes en termes d'amplitude, de force et de vitesse (Braun et coll., 2009 ; Edouard et coll., 2014) et la nature répétitive du geste de lancer engendre des microtraumatismes des tissus et prédispose ainsi les épaules des lanceurs à un risque élevé de blessures (Braun et coll., 2009). Le mouvement de lancer est un mouvement très complexe (Meister, 2000). Beaucoup d'auteurs anglo-saxons ont étudié le lancer, notamment chez les « pitchers » au baseball, entre autres, Watkins et coll. (1989), Fleisig et coll. (1991), ou encore Sakurai et coll. (1993). Ces auteurs décrivent en général six phases au sein même du lancer (Figure 6). Pour simplifier ce mouvement très complexe, Jobe et coll. (1983 et 1984) ont associé une analyse électromyographique et proposent d'isoler trois phases majeures que sont l'armé, l'accélération et la décélération. Ces phases se retrouvent dans la plupart des types de lancer, même si leurs réalisations diffèrent légèrement en fonction de l'activité (Meister, 2000).

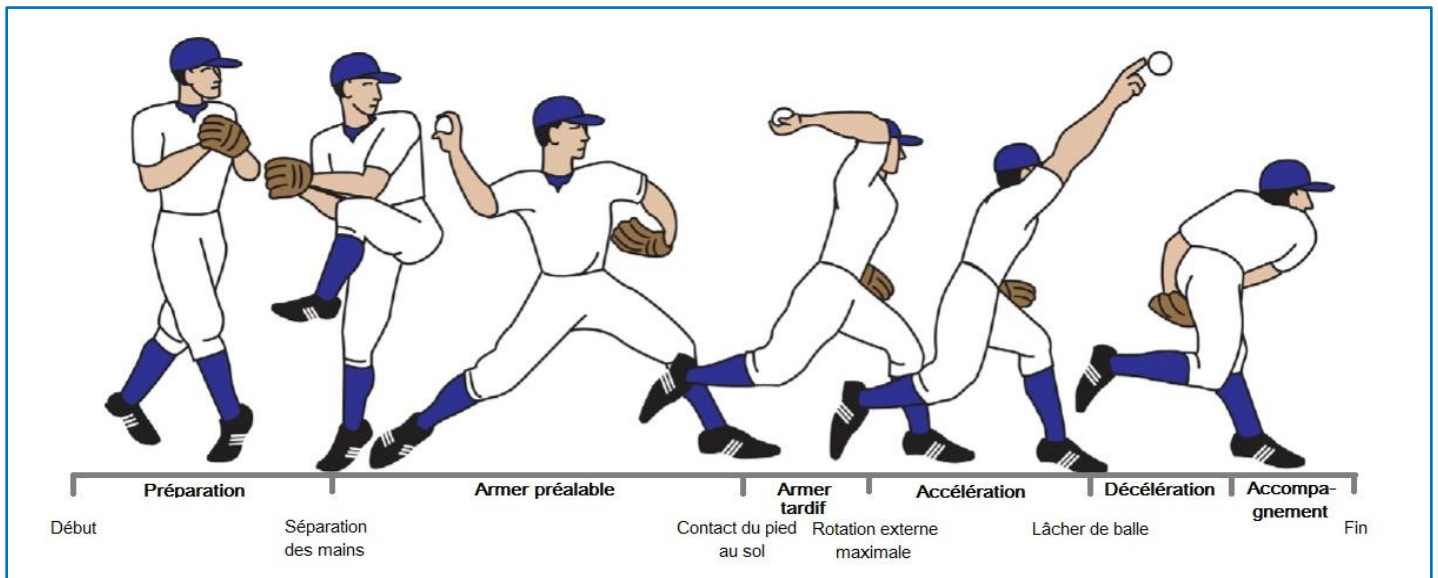


Figure 6. Les six phases du lancer au baseball (modifié à partir du schéma de Braun et coll., 2009).

En effet, Kany (2000) distingue différents types de lancer : le lancer « frappé » (exemples : tennis, squash), le lancer « jeté » (exemples : baseball, nageur), le lancer « contré » (exemple : handball, rugby), et le lancer « appuyé » (exemples : haltérophilie, crossfit). Les blessures de l'épaule représentent 15% des blessures survenues au cours d'une saison de football américain (Kelly et coll., 2004), 17% au cours d'une saison de baseball ou de rugby (Collins et Comstock, 2008 ; Usman et coll., 2015), 19% au cours d'un saison de handball (Seil et coll., 1998), 29% chez l'haltérophile (Raske et coll., 2002), et jusqu'à 47% chez le joueur de tennis (Kibler et Safran, 2005).

La luxation/instabilité d'épaule entraîne l'indisponibilité sportive la plus longue (Bohu et coll., 2014). Le taux de récurrence moyen suite à la première luxation scapulo-humérale est de 67% (Te Slaa et coll., 2004) ; ce taux de récurrence est d'autant plus important chez le jeune athlète, avec une moyenne de 82% d'instabilité chronique, c'est-à-dire, de luxations/subluxations récurrentes de l'articulation scapulo-humérale (Simonet et Cofield, 1984). Parmi ceux qui ont bénéficié d'une chirurgie stabilisatrice de l'épaule dominante, seulement 62% d'entre ont déclaré avoir retrouvé leur capacité de lancer après une intervention

selon la technique Bristow-Latarjet, et 9% selon la technique Bankart (Hovelius et coll., 2001).

Ce mouvement de lancer requiert un équilibre optimal entre mobilité et stabilité (Van Cingel et coll., 2017). En effet, les éléments de stabilisation ont pour mission d'assurer le centrage dynamique de la tête humérale dans la glène tout au long du mouvement, en la stabilisant d'abord lors de l'armer, et aussi en contrôlant la stabilité lors de l'accélération (Edouard et coll., 2014).

Il est connu que la position critique pour les « lanceurs » de haut niveau pourrait correspondre à la phase d'armer tardif, au moment de la transition pour débiter la phase d'accélération, en abduction/rotation externe maximale, où l'épaule est dans une position non naturelle, et extrêmement instable (Burkhart et coll., 2000 ; Kany, 2000). Cependant, Tanaka et coll. (2012) ont montré chez des patients présentant une instabilité antérieure chronique, que la zone d'instabilité ne se situait pas en rotation externe maximale mais en au milieu de la plage totale de mouvement. En effet, ce sont les éléments de stabilisation passive qui assuraient la stabilité articulaire en rotation externe maximale, notamment la bande postérieure du ligament gléno-huméral inférieur qui fonctionnait comme stabilisateur antérieur.

Clément et coll. (2017) ont également évalué le rôle des éléments de stabilisation passive de l'articulation gléno-humérale et ont rapporté une position critique d'instabilité favorisant la luxation antérieure en abduction légère (entre 16 et 24° d'abduction), contrairement aux 90° d'abduction habituellement avancés dans la littérature (Burkhart et coll., 2000 ; Kany, 2000). Les travaux d'Urayama et coll. (2001) vont également dans ce sens, ils ont rapporté que la tension de la bande antérieure du ligament gléno-huméral inférieur augmentait lors de la rotation externe de l'épaule à 90° d'abduction dans le plan scapulaire. En diminuant la rotation externe, la tension diminuait, laissant ainsi possible la translation antérieure de la tête humérale. Ils ont également montré que la bande postérieure de ce ligament fonctionnait comme stabilisateur antérieur lorsque l'épaule était en abduction/rotation externe maximale.

Rôle des stabilisateurs dynamiques

Les stabilisateurs dynamiques, tels que les muscles de la coiffe des rotateurs, les muscles « scapulo-thoraciques », et le tendon du long chef du biceps brachial, jouent un rôle majeur dans la stabilisation sur la plage moyenne du mouvement de rotation et devraient être pris en compte lors de l'examen clinique (Braun et coll., 2009 ; Tanaka et coll., 2012). Les muscles rotateurs internes et rotateurs externes de l'épaule ont un rôle dans la cinématique du geste de lancer en termes de performance, d'efficacité (Forthomme et coll. 2007), mais aussi dans la stabilisation dynamique de l'articulation scapulo-humérale pendant le lancer (Edouard et coll., 2011c).

Un déséquilibre musculaire entre les rotateurs internes et les rotateurs externes pourrait être un des mécanismes de blessure (Noffal, 2003 ; Edouard et coll., 2014). En effet, l'épaule est un complexe articulaire très mobile qui requiert une stabilité dynamique optimale (Van Cingel et coll., 2017) et une parfaite synchronisation des actions musculaires avec une action optimale du contrôle sensorimoteur entre les muscles effecteurs et les muscles stabilisateurs (Myers et Lephart, 2000).

Jobe et coll. (1983 et 1984) ont montré que lors de l'armer, les effecteurs étaient les rotateurs externes avec une contraction concentrique, tandis que les rotateurs internes étaient en mode excentrique, notamment en fin d'armer pour suppléer le rôle des éléments articulaires passifs, tels que la capsule et les ligaments, pour limiter l'abduction/rotation externe (Figure 7). Lors de la phase d'accélération, ce sont les rotateurs internes qui étaient effecteurs avec un travail concentrique, le contrôle du mouvement était assuré par l'action excentrique des muscles rotateurs externes. Enfin, lors de la phase de décélération, le freinage de la rotation interne était effectué par une action excentrique des muscles de la coiffe des rotateurs, notamment les rotateurs externes (sous-épineux et petit rond), et le faisceau postérieur du deltoïde. Les rotateurs externes ont une double tâche lors

du lancer: décélérer et maintenir une stabilisation dynamique de l'articulation scapulo-humérale (Noffal, 2003).

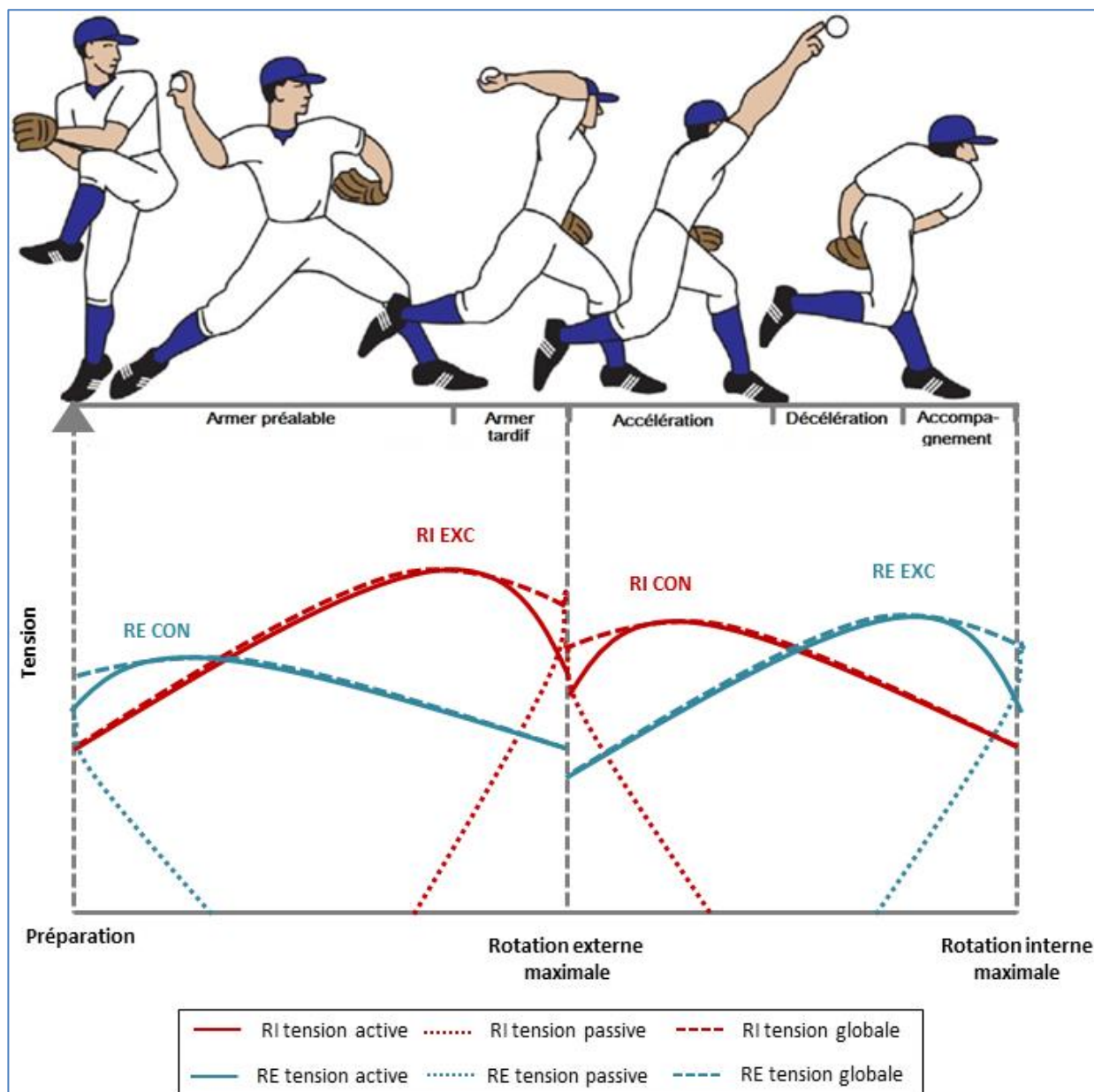


Figure 7. Illustration de la relation tension longueur représenté pour un muscle rotateur interne (RI) et externe (RE) au cours du mouvement de lancer (phases du lancer inspirés du modèle de Braun et coll., 2009).

Clarsen et coll. (2014) ont montré que la force des rotateurs externes était associée à des risques lésionnels importants de l'épaule. Ainsi, un déséquilibre, un

dysfonctionnement, une douleur ou un pattern d'activation retardé (mauvaise synchronisation) pourraient être responsable d'un défaut de centrage de la tête humérale et entraîner des blessures de l'épaule (Howell et coll., 1988 ; Noffal, 2003 ; Clarsen et coll., 2014 ; Edouard et coll., 2014).

Cette partie met en exergue la nature instable de la scapulo-humérale. Les éléments de stabilisation passive et active fonctionnent en synergie pour assurer un centrage dynamique de la tête humérale. Les éléments de stabilisation passive, notamment les ligaments, lorsqu'ils ne sont pas défailants, interviennent principalement sur les plages extrêmes du mouvement. Les éléments de stabilisation active, quant à eux, sont prépondérants sur toute l'amplitude avec une importance particulière sur la plage moyenne du mouvement. La stabilisation dynamique, assurée principalement par les muscles de la coiffe des rotateurs, est représentée par l'équilibre musculaire entre les rotateurs internes et externes et la synchronisation de leurs actions.

Le rachis lombaire

Le rachis est une structure centrale qui représente l'axe du tronc. Il est constitué de la colonne vertébrale contenant, dans le canal rachidien, la moelle épinière. Le rachis est une longue tige osseuse à la fois résistante et flexible qui s'étend depuis le crâne qu'elle soutient, jusqu'au bassin qui la supporte (Delamarche et coll., 2002). Il remplit une fonction motrice et stabilisatrice, mais aussi une fonction protectrice pour la moelle épinière. On distingue quatre courbures au sein du rachis (Figure 8) : la courbure cervicale (ou lordose cervicale) la courbure dorsale (ou cyphose dorsale), la courbure lombaire (ou lordose lombaire), et enfin la courbure sacrale qui est fixe de par la soudure définitive des vertèbres sacrales (Kapendji, 2007b).

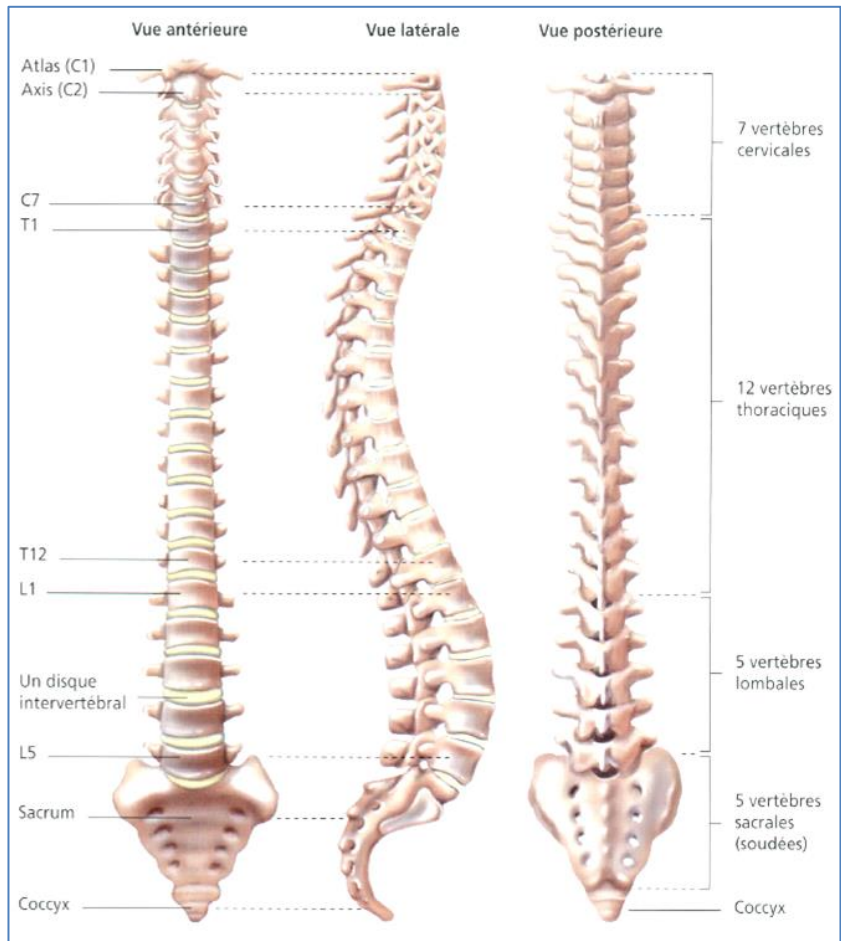


Figure 8. Les articulations du rachis (d'après Delamarche et coll., 2002).

Physiopathologie du rachis lombaire

Lombalgie chronique

Le contrôle neuro-musculaire du tronc est un paramètre central chez l'humain. D'ailleurs, dans le développement du nourrisson, l'acquisition du contrôle neuro-musculaire du tronc précède le mouvement coordonné et contrôlé des membres supérieurs et inférieurs, et le conditionne (Zazulak et coll., 2008). En effet, le développement neuro-musculaire commence par une posture inclinée du nouveau-né qui va devoir produire la force nécessaire pour lutter contre l'effet de

la gravité par contraction des muscles extenseurs du rachis cervical et du rachis dorsal. Cette étape est suivie par l'apprentissage de l'assise par co-contraction des fléchisseurs et des extenseurs du rachis. Une fois que le contrôle neuro-musculaire du tronc est acquis, le nourrisson commence à utiliser les membres supérieurs pour atteindre, saisir, et transférer, puis les membres inférieurs pour se déplacer dans l'espace. Le tronc est ainsi une base fondamentale dans le mouvement humain et une défaillance rachidienne n'est donc pas sans conséquence (Kapendji, 2007b).

Parmi les secteurs rachidiens mobiles, le rachis lombaire est le plus soumis aux contraintes, notamment par le poids du tronc, de la tête, et des membres supérieurs. Il s'agit du site rachidien qui est le plus concerné par la survenue de pathologie, notamment la lombalgie (Kapendji, 2007b).

La lombalgie correspond à une douleur localisée au niveau du secteur lombaire (Edouard et Degache, 2016). On distingue trois formes d'évolution en fonction de la durée des douleurs : aiguë (< 4 semaines), subaiguë (entre 4 et 12 semaines), et chronique (> à 3 mois).

La lombalgie chronique est une pathologie très courante. Il s'agit du trouble musculo-squelettique le plus fréquent (Jousse et coll., 2008). Son incidence est comprise entre 60 et 90% et sa prévalence estimée à 27% (Fayad et coll., 2004). Malgré de nombreuses avancées scientifiques, la lombalgie chronique demeure un problème socioéconomique de santé public majeur (Demoulin et coll., 2007 ; Fassier, 2011). En effet, on estime entre 6 et 8% la part des lombalgies qui persistent et deviennent chroniques. Ce chiffre paraît faible, pourtant cette part est à l'origine de plus de 85% des coûts médicaux (Veron et coll., 2008).

Parmi les éléments entrant dans le tableau clinique de la lombalgie chronique, il existe un déconditionnement global à l'effort qui est la conséquence directe de l'association de plusieurs facteurs tels que la douleur, l'immobilité, l'inactivité physique, les lésions associées des tissus mous, la diminution de la flexibilité et la diminution des capacités musculaires. Ce déconditionnement se traduit par une baisse de la participation aux activités de la vie quotidienne, principalement liée à

la douleur permanente ou à la survenue de douleur au cours du mouvement, ce qui entretient le cercle vicieux du déconditionnement (Nguyen et coll., 2009 ; Edouard et Degache, 2016).

Le sport comme facteur de risque

Les spécificités techniques de certains sports associées au niveau d'exigence toujours plus important exposent le rachis à des risques macro-traumatiques ou micro-traumatiques croissants (Edouard et Degache, 2016). De plus, l'augmentation de l'âge moyen chez les sportifs en général pose le problème de la tolérance rachidienne à la pratique de l'activité physique, en raison d'une fragilité acquise liée à la dégénérescence physiologique (Edouard et Degache, 2016).

Le Golf (2007) a montré que le sport était un facteur de risque à part entière dans le développement de la lombalgie. Les principaux facteurs de risque de lombalgie chez un sportif sont la pratique intensive d'un seul sport chez un sujet jeune. Les sports dont la responsabilité est démontrée sont la gymnastique, l'haltérophilie, le football, la lutte et certaines disciplines de l'athlétisme (Le Golf, 2007).

D'autres facteurs de risques de lombalgie chez le sportif sont discutés (Le Golf, 2007) :

- ✚ L'instabilité des membres inférieurs soit par syndrome rotulien soit par instabilité chronique de la cheville est un facteur de risque de lombalgie chez des athlètes universitaires surtout chez les femmes ;
- ✚ Le surentraînement chez des skieurs adolescents ou l'intensification brusque de l'entraînement et de la musculation chez des nageurs peuvent déclencher des lombalgies ;

- ✚ L'équipement peut être un facteur de risque : par exemple la forme de la selle du cavalier, la position de la selle d'une bicyclette, la qualité des chaussures chez les coureurs à pied ;
- ✚ Le rôle de la souplesse lombaire chez les gymnastes et les patineurs.

Bahr et coll. (2004) ont montré que la fréquence des lombalgies était plus importante chez les athlètes d'endurance, notamment chez les skieurs de fond et les rameurs qui correspondent à des pratiques où des contraintes lombaires répétitives sont exercées pendant les entraînements et les compétitions. Par ailleurs, les athlètes ont signalé plus de douleurs lombaires pendant les périodes où la charge d'entraînement était plus importante et les compétitions plus fréquentes. De plus, chez les skieurs de fond, il semblerait que les techniques utilisées aient un impact sur la survenue de douleurs lombaires. En effet, les techniques classiques de ski exerceraient des contraintes plus importantes sur la région lombaire (Bahr et coll., 2004).

Noormohammadpour et coll. (2015) ont montré une fréquence de lombalgie plus importante chez les femmes pratiquant du basket-ball et du karaté.

Pour Heneweer et coll. (2009), la relation entre l'activité physique et la lombalgie chronique chez le sportif est en forme de U (Figure 9). Cette étude montre que les deux extrêmes du modèle d'activité physique sont associés à une fréquence plus élevée de plaintes de lombalgie chronique, suggérant que la relation entre le niveau d'activité physique et la lombalgie chronique suit une courbe en forme de U.

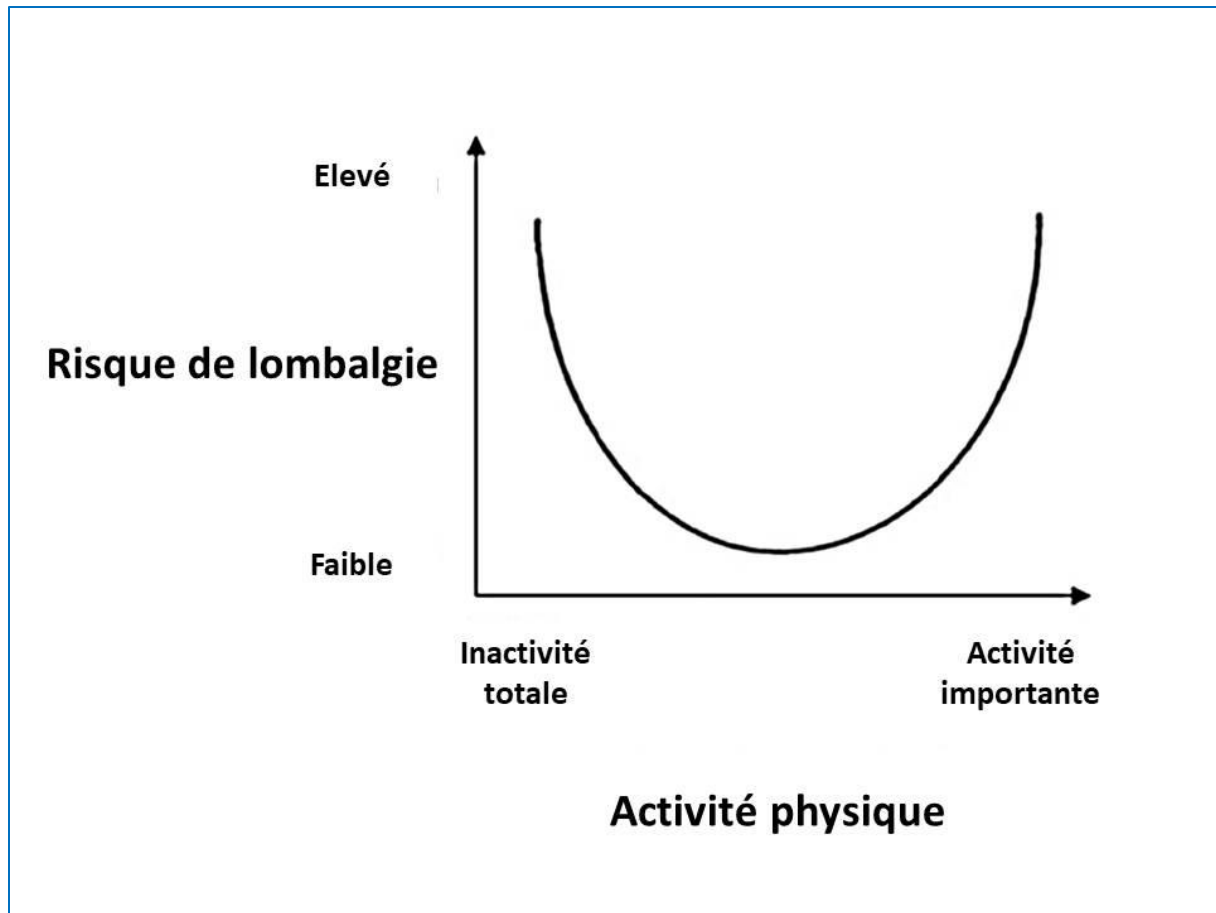


Figure 9. Relation en forme de U entre le risque de lombalgie et l'activité physique
(Traduction du modèle de Heneweer et coll., 2009).

Le sport est donc un facteur de risque de déclenchement de lombalgie. Le type de sport, le sexe, l'intensité de la pratique, la précocité de la pratique intense, la fréquence de pratique, et la technique sont autant de facteurs qui affectent le taux de lombalgie chez les athlètes (Mortazavi et coll., 2015).

Rôle des stabilisateurs dynamiques

Certains auteurs ont développé les concepts de « core stability » et « core strength » (Hibbs et coll., 2008). La notion de « core stability » correspond à l'intégration du système nerveux et des structures passives et actives de la colonne vertébrale qui, une fois combinés, permettent de maintenir la stabilité durant la

réalisation d'activités quotidiennes. Dans le champ sportif, il s'agit de la capacité à contrôler la position et le mouvement du tronc sur le bassin afin de permettre une production, un transfert et un contrôle optimal de la force sur le segment terminal. Le concept de « *core strength* » désigne quant à lui la force nécessaire pour le contrôle musculaire spécifique au rachis lombaire pour maintenir la stabilité fonctionnelle globale.

La colonne vertébrale est intrinsèquement instable puisque, *in vitro*, la colonne vertébrale lombaire ostéo-ligamenteuse se déforme sous une contrainte de compression de seulement 90 newtons. Le rôle de la musculature est majeur pour rigidifier la colonne vertébrale dans tous les modes d'instabilité potentiels (McGill et coll., 2003). Il n'y a pas un seul muscle qui soit le meilleur stabilisateur de la colonne vertébrale. Le muscle le plus important est une définition transitoire qui dépend de la tâche. De plus, pratiquement tous les muscles travaillent ensemble pour assurer une stabilité suffisante à tous les degrés de liberté (McGill et coll., 2003).

Cependant, les principaux groupes musculaires impliqués dans la stabilisation dynamique du rachis sont les extenseurs (y compris le carré des lombes et le grand dorsal) et les fléchisseurs (abdominaux notamment le grand droit, les obliques et les transversaux) (McGill et coll., 2003). Cholewicki et coll. (1997) ont montré que la contraction des fléchisseurs et extenseurs du tronc était particulièrement impliquée dans la stabilité mécanique de la région lombaire du rachis.

Edouard et Degache (2016) ont mis en avant l'importance d'évaluer les fléchisseurs et extenseurs du tronc dans des conditions sportives, mais aussi pathologiques, notamment dans le cadre de lombalgie chronique. En effet, le déconditionnement lié à la lombalgie chronique touche prioritairement les muscles du rachis, et d'autant plus les muscles abdominaux et les muscles para-vértébraux.

L'articulation fémoro-tibiale

L'articulation fémoro-tibiale (Figure 10), plus communément appelée le genou, est soumise à des contraintes extrêmement importantes au cours des activités sportives car elle se situe entre les 2 bras de levier les plus longs du corps et est entourée des muscles les plus puissants du corps humain (Williams et coll., 2001). D'un point de vue mécanique, le genou doit concilier deux impératifs contradictoires : stabilité et mobilité (Kapednji, 2007a). Le faible emboîtement des surfaces articulaires expose cette articulation à des risques lésionnels, notamment aux blessures ligamentaires et musculaires. La capacité de l'articulation du genou à rester stable au cours du mouvement dépend notamment des stabilisateurs dynamiques, y compris des groupes musculaires fléchisseurs et extenseurs (Busnel et coll., 2006 ; Kapednji, 2007a).

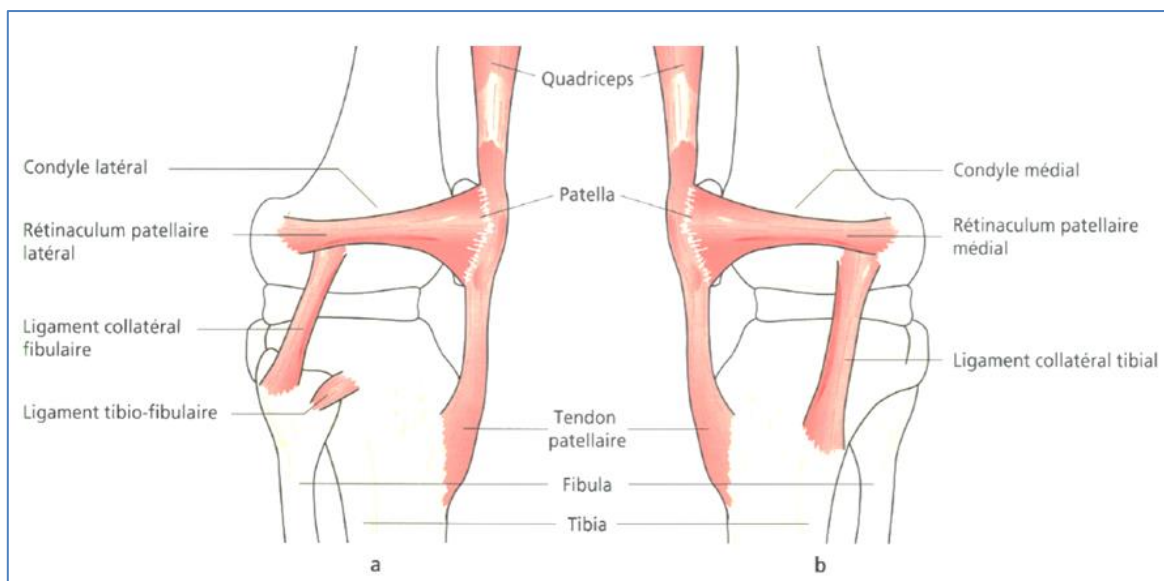


Figure 10. Articulation fémoro-tibiale face latérale (a) et face médiale (b) (d'après Delamarche et coll., 2002).

Physiopathologie du genou

Rupture du ligament croisé antérieur

Le rôle du ligament croisé antérieur (LCA) ou antéro-externe (LCAE) est primordial puisqu'il assure la stabilité antéro-postérieure de l'articulation fémoro-tibiale et maintient les surfaces articulaires en contact au cours du mouvement (Kapendji, 2007a). Il est composé de trois faisceaux : le faisceau antéro-interne, le faisceau intermédiaire, et le faisceau postéro-externe. La rupture du LCA est une blessure fréquente et invalidante, notamment dans les pays occidentaux (Kaux et coll., 2013 ; Edouard et Degache, 2016 ; Tamalet et Rochcongar, 2016). Ce type de lésion est couramment associée à d'autres atteintes intra-articulaires, notamment des atteintes méniscales (Kaux et coll., 2013).

La plupart des lésions du LCA, notamment dans les sports de pivot, se font sans contact, pied fixé au sol, le plus souvent lors de changements de direction associés à une décélération brutale, genou en flexion avec une composante de valgus rotation externe dynamique. À l'inverse, un mécanisme combinant varus rotation interne peut également entraîner une rupture du LCA. D'autres circonstances moins fréquentes ont été décrites, notamment la réception de saut, genou proche de l'extension et encore plus rarement le shoot dans le vide (Alentorn-Geli et coll., 2013 ; Hirt, 2013 ; Rochcongar et coll., 2009).

Plusieurs facteurs peuvent prédisposer à un risque de rupture du LCA. Globalement, on distingue les facteurs modifiables et les facteurs non-modifiables (Hirt, 2013 ; Kaux et coll., 2013 ; Lefevre et coll., 2014 ; Tamalet et Rochcongar, 2016).

Parmi les facteurs modifiables, nous retrouvons les facteurs extrinsèques, qui sont liés aux conditions environnementales ou à l'équipement sportif, et les facteurs intrinsèques liés à l'individu lui-même (Hirt, 2013 ; Lefevre et coll., 2014 ; Tamalet et Rochcongar, 2016). La surface et l'interface entre la surface et les membres inférieurs sont des facteurs extrinsèques modifiables qui conditionnent la répartition des contraintes et la dissipation de l'énergie (Hirt, 2013). Par exemple, Balazs et

coll. (2014) ont mis en exergue un risque accru de rupture de LCA lorsque le football américain est pratiqué sur terrain synthétique. D'autres paramètres extrinsèques sont à ce jour identifiés : les conditions météorologiques modifiant l'hygrométrie (faible pluviométrie et forte évaporation), la sécheresse du terrain en gazon, la longueur et la densité du type de gazon, les surfaces adhérentes, et également le type de chaussures utilisées (Hirt, 2013 ; Tamalet et Rochcongar, 2016). Les facteurs intrinsèques modifiables sont la diminution relative de force ou de recrutement des muscles ischio-jambiers et la fatigue musculaire, altérant le contrôle neuromusculaire (Tamalet et Rochcongar, 2016).

Parmi les facteurs non-modifiables, Hirt (2013) et Lefevre et coll. (2014) recensent des paramètres anatomiques (la structure de l'échancrure, l'angle Q, l'*Offset* condylien, la pente tibiale et la taille du ligament), physiologiques (hyperlaxité articulaire, déterminisme génétique impliquant les gènes COL1A1, COL5A1, COL12A1) et hormonaux (phase du cycle menstruel, présence ou non de contraception, et type de contraception).

La survenue d'une rupture ligamentaire du LCA augmente le risque de développement d'une arthrose précoce (Kaux et coll., 2013). En effet, la chirurgie stabilise efficacement le genou mais ne prévient pas le risque d'arthrose fémoro-tibiale à long terme (Simon et coll., 2015). De plus, chez les sujets très jeunes, on retrouve un risque de récurrence important après chirurgie stabilisatrice (Simon et coll., 2015). La dégradation du cartilage osseux dépend de plusieurs facteurs, notamment le choix de la greffe, la technique chirurgicale et le délai post-accident de l'intervention (Simon et coll., 2015). On distingue à ce jour plusieurs techniques chirurgicales nommées ligamentoplasties, notamment la technique de reconstruction du LCA par autogreffe à l'aide d'un prélèvement du tendon patellaire (technique Kenneth-Jones), ou des tendons droit interne et demi-tendineux des ischio-jambiers (technique DITD) (Edouard et Degache, 2016).

Lésion musculaire des fléchisseurs et extenseurs de l'articulation fémoro-tibiale

Les ischio-jambiers ont une fonction bi-articulaire puisqu'ils sont impliqués dans la flexion de genou et l'extension de hanche. On distingue le biceps fémoral, qui est bi-articulaire, et le demi-membraneux et le demi-tendineux qui sont mono-articulaires et donc fléchisseurs de genou (Abulhasan et Grey, 2017). La mise en tension des ischio-jambiers en flexion de hanche accroît l'efficacité de ces muscles en tant que fléchisseurs de genou, et à l'inverse, la mise en tension des ischio-jambiers en extension de genou accroît leur efficacité en tant qu'extenseurs de hanche (Kapendji, 2007a ; Abulhasan et Grey, 2017).

Les quadriceps ont une fonction bi-articulaire complémentaire de celle des ischio-jambiers. Le quadriceps est composé de quatre corps musculaires : le droit fémoral, le vaste latéral, le vaste médial et le vaste intermédiaire. Parmi ces quatre muscles, le droit antérieur est le seul bi-articulaire ayant également une action sur la hanche. En effet, ce muscle est extenseur de genou et fléchisseur de hanche (Abulhasan et Grey, 2017). Son efficacité en tant qu'extenseur de genou dépend de la position de la hanche, et inversement, son efficacité en tant que fléchisseur de hanche dépend de la position du genou (Kapendji, 2007a). Les trois autres muscles sont mono-articulaires, c'est-à-dire qu'ils sont purement extenseurs de genou (Kapendji, 2007a ; Abulhasan et Grey, 2017).

Les lésions tendino-musculaires peuvent survenir par accident macro-traumatique via un mécanisme extrinsèque (choc direct) ou intrinsèque (tension musculaire), ou par accident micro-traumatique via une surutilisation aussi appelé chez les anglo-saxons « *overuse* » (Edouard et Degache, 2016).

Le sport comme facteur de risque

Dans la survenue des lésions du LCA et des lésions musculo-tendineuses des ischio-jambiers et des quadriceps, le sport représente un facteur de risque important.

La rupture du LCA fait partie des blessures les plus fréquemment rencontrées chez le sportif. En France, on compte environ 35 000 nouveaux cas par an (Hirt, 2013). L'incidence des ruptures de LCA est importante dans les sports de pivot et pivot/contact notamment au football, football américain, basket-ball, handball, judo, et pour les sports d'hiver (Tamalet et Rochcongar, 2016). En proportion, et à niveau équivalent, les femmes sont plus touchées que les hommes, on estime que le facteur de risque de rupture du LCA chez une femme est quatre à sept fois plus élevé que chez un homme (Lefevre et coll., 2014 ; Tamalet et Rochcongar, 2016). De plus, le risque de récurrence après l'accident initial reste important, avec 5 à 25% d'échecs de reconstruction ou de résultats incomplets (Schlaterrer et coll., 2009).

Au-delà des coûts engendrés par les interventions chirurgicales et les arrêts de travail chaque année, une rupture de LCA a un impact majeur au niveau fonctionnel, et notamment chez le sportif. En effet, les entorses de genou avec rupture du LCA sont des traumatismes lourds de conséquences à court et long termes. A court terme, Ardern et coll. (2011) rapportent un taux de reprise du sport équivalent au niveau antérieur à la blessure allant de 20 à 68%. De plus, même après un retour aux performances de haut niveau, les anomalies biomécaniques et l'asymétrie persistent (Hewett et coll., 2013). A long terme, le développement d'une arthrose fémoro-tibiale a une incidence variant entre 10 et 85% en fonction de certains facteurs tels que les caractéristiques anthropométriques, l'âge de survenue de l'accident, le délai avant l'intervention chirurgicale, le sexe, la présence ou non de lésions associées, ou encore la pratique sportive et/ou la professionnelle exercée (Hirt, 2013). En effet, le devenir ostéo-cartilagineux et l'évolution arthrosique secondaire est déterminé au moment du traumatisme initial, on parle d'« orage cartilagineux » (Hirt, 2013).

En ce qui concerne l'incidence des lésions musculaires des membres inférieurs, et notamment celles des ischio-jambiers et des quadriceps, est élevée dans les sports où la vitesse de mouvement, l'explosivité, ou les changements de direction sont déterminants (Delvaux et coll., 2017). Les lésions musculaires sont les lésions les plus fréquemment rencontrées dans la pratique sportive avec une incidence entre 10 et 55% (Puig et coll., 2009 ; Delvaux et coll., 2013). La localisation la plus courante

de ces accidents musculaires se situe sur les muscles ischio-jambiers, et plus particulièrement sur le biceps fémoral, généralement au niveau de la jonction myo-tendineuse proximale. La lésion des ischio-jambiers est souvent la résultante d'un mécanisme indirect, par exemple pendant un sprint, un shoot, un tackle, ou un étirement (Delvaux et coll., 2013). La lésion du biceps fémoral survient généralement au début de la phase oscillante ou « *early toe-off* » (Delvaux et coll., 2013). Les muscles demi-membraneux et demi-tendineux, lorsqu'ils sont lésés, sont souvent atteints durant la dernière phase oscillante ou « *late swing* », lors d'une contraction excentrique ayant pour objectif de freiner l'extension du genou et la flexion de hanche (Delvaux et coll., 2013). Le taux élevé de rechute et la persistance d'une gêne lors de la reprise des activités sportives font que cette atteinte est particulièrement redoutée par les sportifs (Puig et coll., 2009 ; Delvaux et coll., 2013).

Dans leur revue de littérature, Delvaux et coll. (2017) ont identifié des facteurs de risques avérés de lésions des ischio-jambiers et des quadriceps.

Pour les ischio-jambiers, les facteurs de risques avérés sont : le premier épisode lésionnel, l'âge, le déséquilibre de force entre fléchisseurs et extenseurs de genou, la pratique d'un sport explosif, la pratique en compétition, et l'échauffement inadéquat. D'autres facteurs sont discutés dans la littérature, notamment le manque de souplesse de la chaîne postérieure, les caractéristiques anthropométriques (taille et poids), l'origine ethnique, la dysfonction sacro-iliaque ou lombaire, la charge d'entraînement mal équilibrée, la fatigue, le poste occupé dans les sports collectifs, et la compétition à domicile. Les accidents aigus des muscles ischio-jambiers sont fréquents et sont causes d'arrêt sportif prolongé (Puig et coll., 2009). De plus, les ischio-jambiers sont les muscles qui ont le plus haut taux de récurrence (Hawkins et coll., 2001).

Pour les quadriceps, les facteurs de risques avérés sont : un premier épisode lésionnel, le poste occupé dans les sports collectifs, la latéralité dans les sports avec gestes de shoot, la pratique d'un sport explosif, et la pratique en compétition. Delvaux et coll. (2017) mentionnent d'autres paramètres pour

lesquels il n'existe pas de consensus quant à leur lien avec les lésions des quadriceps. On retrouve l'âge, le déséquilibre de force musculaire entre les fléchisseurs et les extenseurs de genou, le manque de souplesse, les caractéristiques anthropométriques, l'échauffement inadapté, la charge d'entraînement mal équilibrée, la période de la saison, et la pratique sportive sur terrain sec.

Ainsi, parmi les facteurs de risques avérés, nous retrouvons deux facteurs intrinsèques qui auraient un impact sur le risque lésionnel des ischio-jambiers et des quadriceps : le premier épisode lésionnel, et le déséquilibre de force entre fléchisseurs et extenseurs de genou.

Rôle des stabilisateurs dynamiques

L'une des sources les plus courantes d'instabilité est associée à l'articulation du genou. L'instabilité du genou a un taux d'incidence élevé (Abulhasan et Grey, 2017). Les stabilisateurs dynamiques, en particulier les fléchisseurs et extenseurs du genou, représentés principalement par les muscles ischio-jambiers et les quadriceps, ont un rôle primordial (Busnel et coll., 2006 ; Croisier et coll., 2013 ; Edouard et Degache, 2016). La balance entre ces deux groupes musculaires doit être optimale pour stabiliser l'articulation sur toute l'amplitude du mouvement. Un déséquilibre entre les fléchisseurs et extenseurs du genou pourrait être responsable d'une augmentation de l'instabilité du genou par accentuation de la translation tibiale par rapport au fémur et contribuerait au risque de lésions du LCA (Kaux et coll., 2013). De plus, comme nous l'avons vu précédemment, parmi les facteurs de risques avérés de lésions musculaires des ischio-jambiers et des quadriceps, nous retrouvons le déséquilibre de force musculaire entre les fléchisseurs et les extenseurs du genou (Delvaux et coll., 2017).

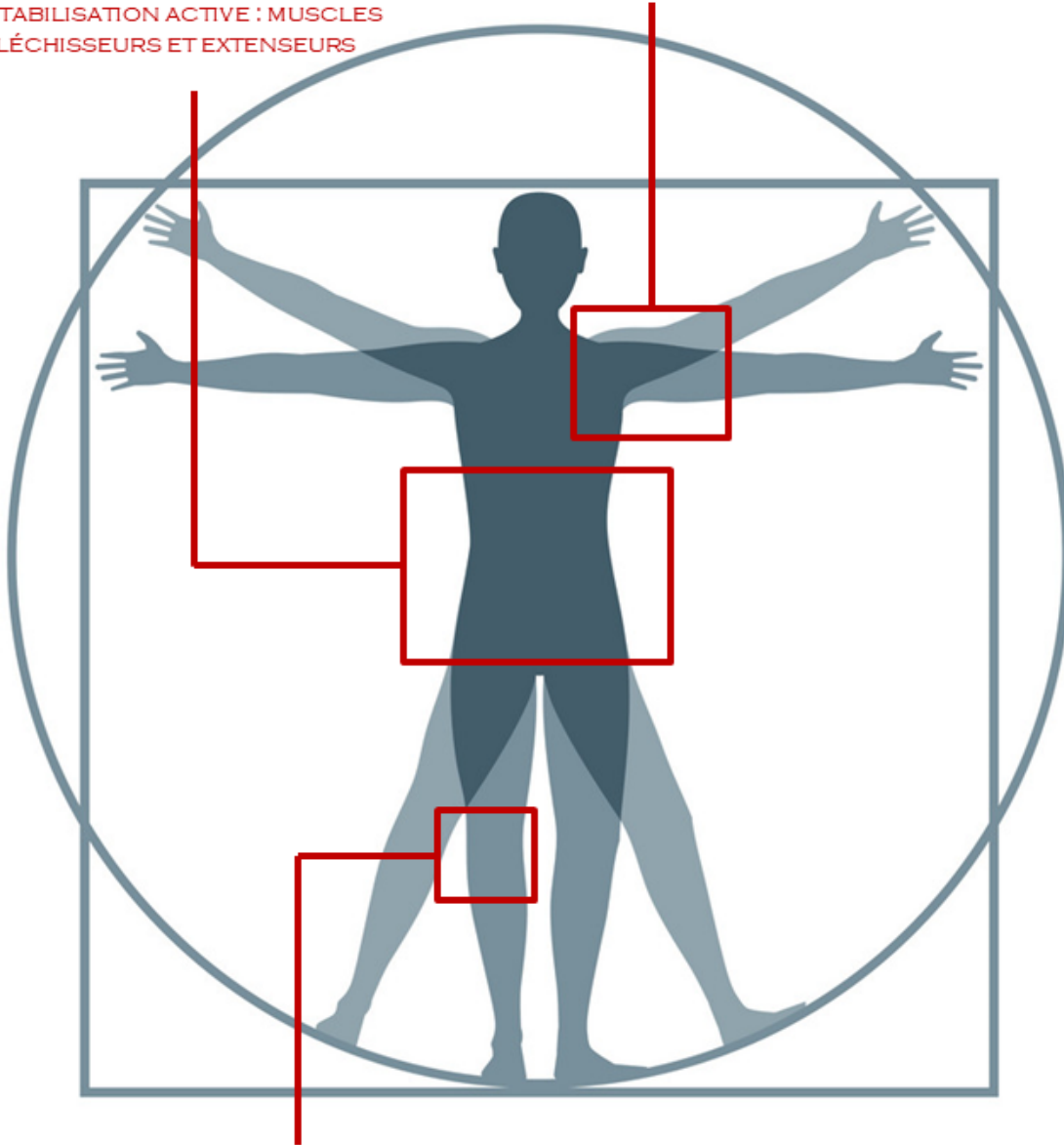
L'articulation scapulo-humérale, le rachis lombaire, et l'articulation fémoro-tibiale sont particulièrement impliquées dans la motricité humaine mais aussi très concernées par la survenue de blessure, notamment dans un contexte de pratique sportive où la notion de balance musculaire prend toute son importance (Figure 11). Dans le cadre de l'instabilité scapulo-humérale, de la rupture du LCA, des lésions musculaires des fléchisseurs et extenseurs de la fémoro-tibiale, ou de la lombalgie chronique, la balance musculaire constitue un facteur intrinsèque modifiable commun. Pour optimiser la performance motrice et prévenir le risque d'instabilité articulaire, de lésion ligamentaire ou musculaire, ou encore limiter la survenue d'un processus algique pouvant devenir chronique, l'évaluation de la force musculaire des groupes musculaires stabilisateurs agonistes et antagonistes est nécessaire.

RACHIS LOMBAIRE :

- BASE FONDAMENTALE DU MOUVEMENT
- SITE CONCERNÉ PAR LE TROUBLE MUSCULO-SQUELETTIQUE LE PLUS FRÉQUENT : LA LOMBALGIE CHRONIQUE
- STABILISATION ACTIVE : MUSCLES FLÉCHISSEURS ET EXTENSEURS

ARTICULATION SCAPULO-HUMÉRALE :

- ARTICULATION LA PLUS MOBILE DU CORPS HUMAIN
- 1^{ER} SITE ARTICULAIRE CONCERNÉ PAR LES SUBLUXATIONS/LUXATIONS
- STABILISATION ACTIVE : MUSCLES ROTATEURS INTERNES ET EXTERNES



ARTICULATION FÉMORO-TIBIALE :

- ARTICULATION SITUÉE ENTRE LES DEUX BRAS DE LEVIERS LES PLUS LONGS ET ACTIVÉE PAR LES MUSCLES LES PLUS PUISSANTS
- SIÈGE DE BLESSURES LIGAMENTAIRES ET MUSCULO-TENDINEUSES AVEC UN HAUT TAUX DE RÉCIDIVE
- STABILISATION ACTIVE : MUSCLES FLÉCHISSEURS ET EXTENSEURS

Figure 11. Synthèse sur les articulations ciblées : caractéristiques et principaux groupes musculaires impliqués dans la stabilisation dynamique.

Partie 3 : Les évaluations conventionnelles de la force musculaire

Plusieurs techniques permettent de quantifier la force musculaire en fonction de la modalité de contraction du muscle. On distingue les évaluations isométriques, inertielles, et isocinétiques (Brown et Weir, 2001 ; Edouard et Degache, 2016 ; Jidovtseff et coll., 2008). Ces trois techniques sont couramment utilisées par les professionnels de santé, du sport, et de la recherche car elles permettent des mesures objectives, valides et fiables de la force musculaire (Brown et Weir, 2001). Chacune de ces techniques d'exploration présente des avantages, mais aussi des limites. Dans cette partie, nous allons aborder successivement les différentes formes d'évaluation de la force musculaire, puis plus spécifiquement les méthodes de calcul utilisée avec la technique isocinétique pour explorer la balance musculaire agoniste/antagoniste.

Evaluation isométrique

La contraction isométrique est caractérisée par une longueur musculaire relativement constante, sans production de mouvement (tableau II) (Bouisset et Maton, 1995 ; Brown et Weir, 2001). Elle est aussi appelée évaluation musculaire statique. Cette méthode est particulièrement accessible, rapide et facile à mettre en place (Brown et Weir, 2001 ; Edouard et Degache, 2016).

Pour évaluer la force isométrique maximale plusieurs dispositifs de mesure utilisant la dynamométrie sont utilisables. Nous distinguons les dynamomètres mécaniques (à ressort ou hydraulique), des dynamomètres électroniques ou numériques (capteur de force à jauge de contrainte), ou encore les dynamomètres isocinétiques (réglés en condition de vitesse angulaire nulle) (Brown et Weir, 2001, Mijnaerends et coll., 2013 ; Bruyère et coll., 2016]. Tous ces dispositifs permettent une mesure objective de la force maximale isométrique, qui est un paramètre particulièrement intéressant à quantifier lorsque le travail dynamique est contre-indiqué (Escolar et coll., 2001). Toutefois, les mesures réalisées à partir de ces dispositifs présentent certaines limites. Tout d'abord, il existe une réelle difficulté à maintenir le placement et le positionnement du dynamomètre durant la prise de mesure. Ensuite, les valeurs de force

isométrique sont spécifiques à une position angulaire précise et sont faiblement corrélées avec les valeurs enregistrées à d'autres positions angulaires (Edouard et Degache, 2016). Enfin, comme la majorité des activités physiques sont dynamiques, la question de la cohérence de mesure de la force en statique et de la transposition aux mouvements dynamiques reste posée (Brown et Weir, 2001).

Evaluation contre résistance externe ou évaluation inertielle

Les contractions musculaires nécessaires pour déplacer un objet externe d'une masse fixe contre la gravité terrestre sont classiquement dénommées « isotoniques » (Brown et Weir, 2001 ; Maud et Foster, 2006 ; Jidovtseff et coll., 2008). Ce terme est inadéquat puisque la force nécessaire pour déplacer une charge extérieure de masse fixe est variable au cours du mouvement (tableau II). Le terme « iso-inertiel », très utilisé, est également inapproprié dans la mesure où l'inertie n'est pas maintenue constante au cours du mouvement (Jidovtseff et coll., 2008). Pour éviter l'imprécision des termes usuels, certains auteurs ont défini cette modalité musculaire comme évaluation dynamique contre résistance externe constante (Maud et Foster, 2006) ou évaluation inertielle (Jidovtseff et coll., 2008).

Les tests inertiels sont typiquement effectués sur des machines à charge fixe ajustable guidée ou lors de mouvements libres et codifiés. La charge maximale qui peut être soulevée sur une seule répétition est appelée la répétition maximale unique ou 1RM (Thépaut, 2004 ; Mijnders et coll., 2013 ; Bruyère et coll., 2016). Il s'agit de la mesure la plus commune dans le cadre des évaluations inertielles. La 1RM se mesure directement à partir d'un protocole progressif de montée de la charge jusqu'à la charge correspondant à la 1RM, ou indirectement à partir d'un protocole progressif à charge sous-maximale. Dans le cadre clinique, il s'agit le plus souvent d'une détermination par la méthode indirecte, la 1RM étant ensuite estimée à partir du nombre de répétitions effectuées à charge sous maximale à l'aide d'un tableau de correspondance ou d'une formule prédictive de la 1RM (Thépaut, 2004). En clinique, la méthode indirecte est pratique puisqu'elle permet d'initier un travail

rapidement en limitant les contraintes, par exemple pour une articulation en cours de cicatrisation. Les variations entre la 1RM mesurée et la 1RM estimée sont de l'ordre de 0 à 4% (McMaster et coll., 2014). D'autres mesures telles que les 3RM, 5RM, 10RM, ou le nombre maximum de répétitions peuvent être réalisées en fonction des caractéristiques des populations testées (Brown et Weir, 2001).

L'évaluation inertielle possède l'avantage incontestable de respecter un modèle de contraction musculaire naturel, impliquant l'accélération positive et négative d'une masse constante sous l'influence de la gravité terrestre (Jidovtseff et coll., 2008). De plus, la littérature s'accorde à dire que ce type d'évaluation est relativement fiable (Brown et Weir, 2001 ; Jidovtseff et coll., 2008). La principale critique du test inertiel est que la valeur de la 1RM correspond à la capacité maximale d'une seule position angulaire : la plus faible sur toute l'amplitude du mouvement (Brown et Weir, 2001 ; Jidovtseff et coll., 2008). Par conséquent, les muscles recrutés sont en contraction sous-maximale sur les autres positions angulaires du mouvement. La 1RM ne fournit donc pas d'information sur le taux de développement de la force sur toute l'amplitude de mouvement. De plus, l'évaluation n'est pas isolée, par conséquent, les muscles les plus forts peuvent compenser les plus faibles. Enfin, les évaluations inertielles ne sont pas sécuritaires (Edouard et Degache, 2016).

Evaluation par dynamométrie isocinétique

Le concept isocinétique a été proposé en 1967 par Hislop et Perrine. Il est né de la recherche d'un mode d'évaluation et de réentraînement musculaire adapté pour lutter contre les effets de l'apesanteur, notamment l'amyotrophie musculaire observée chez les astronautes. La contraction musculaire isocinétique est une contraction anisométrique pendant laquelle la vitesse est maintenue constante au cours du mouvement par un moteur auto-asservi (boucle rétrocontrôle) (tableau II) (Thistle et coll., 1967). Aujourd'hui, les dynamomètres isocinétiques permettent d'évaluer de nombreux paramètres de la fonction musculaire, y-compris la force en régime de contraction concentrique et excentrique (tableau I). De plus, ces dispositifs peuvent

également être utilisés pour l'évaluation musculaire inertielle ou isométrique (Allard et coll., 2011 ; Edouard et Degache, 2016). Le fonctionnement de ces appareils repose sur deux principes biomécaniques : l'imposition de la vitesse angulaire et l'auto-asservissement de la résistance mécanique (Allard et coll., 2011 ; Edouard et Degache, 2016). La résistance est donc ajustée en tout point du mouvement pour maintenir constante la vitesse angulaire préalablement choisie. Cet auto-asservissement permet alors au sujet de développer une force musculaire maximale sur toute l'amplitude du mouvement, contrairement aux évaluations inertielles (Allard et coll., 2011 ; Edouard et Degache, 2016).

Paramètres	Unités	Commentaires	Reproductibilité
Moment de force maximal	En newton /mètre (Nm)	Force maximale développée	Bonne
Angle d'efficacité maximale	En degrés (°)	Angle de production du moment de force maximal	Peu satisfaisante
Travail totale	En joules (J)	Aire sous la courbe de moment de force	Bonne
Puissance	En Watts (W)	Travail par unité de temps	Bonne
Temps de développement du moment de force maximal	En secondes (s)	Délai d'atteinte du moment de force maximal	Non évaluée
Force explosive	En Newton /mètre (Nm)	Moment de force développé 125ms après le début du mouvement	Faible

Tableau I. Paramètres quantitatifs mesurés par un dynamomètre isocinétique (Edouard et Degache, 2016).

L'évaluation isocinétique correspond à une évaluation articulaire isolée (mouvement mono-articulaire), le plus souvent à partir d'un mouvement en rotation autour d'un axe (Allard et coll., 2011). Dans le cadre de ce mouvement rotatoire, la force musculaire est approchée à partir de l'évaluation du moment de force (Croisier et Crielaard, 1999a ; Allard et coll., 2011 ; Edouard et Degache, 2016). Ce moment de force (MF) correspond au produit entre la force développée et la longueur entre le point d'application de la force et l'axe de rotation, aussi appelé bras de levier (Edouard et Degache, 2016). Les mouvements articulaires et la stabilisation des articulations étant dues au travail de plusieurs groupes musculaires, c'est la résultante de plusieurs MF et non un seul MF qui est mesurée dans le cadre d'une évaluation isocinétique. De plus, lors de la contraction musculaire, des tissus conjonctifs vont être étirés, notamment les tendons qui vont produire des MF négatifs, sans oublier les MF provenant des ligaments et des pièces osseuses (Allard et coll., 2011). D'un point de vue mécanique, l'évaluation isocinétique renseigne donc sur la valeur d'un couple de force. Résultante des MF, le couple de force est exprimé également en Newton-mètre (N.m). Les valeurs maximales du couple de force sont, dans la littérature, les indices les plus utilisés pour quantifier la fonction musculaire (Brown et Weir, 2001). Appelé « peak torque » (PT) dans la littérature anglo-saxonne, le couple maximal de force est généralement traduit par moment de force maximal (MFM) par les francophones (Croisier et Crielaard, 1999a ; Edouard et Degache, 2016). La valeur de MFM correspond alors au couple maximal enregistré au cours du mouvement isocinétique. Il est établi que MFM est un paramètre très reproductible (Brown et Weir, 2001 ; Drouin et coll., 2004 ; Maffioletti et coll., 2007 ; Webber et Porter, 2010). Il est le plus souvent associé à l'angle auquel cette valeur maximale est atteinte ; angulation définie comme l'angle d'efficacité maximale (Bernard et coll., 2012). A partir des MFM obtenus pour les muscles agonistes et antagonistes, il est possible de générer différents rapports (entre les muscles agonistes et antagonistes, en fonction des différents régimes de contraction musculaire). Appelés ratios, ces rapports permettent d'étudier la balance musculaire de l'articulation testée (Croisier et Crielaard, 1999a ; Brown et Weir, 2001 ; Jaric, 2002 ; Edouard et Degache, 2016).

	Isométrie	Inertielle	Isocinétique
Vitesse de mouvement	Nulle	Variable	Constante
Charge appliquée	Constante	Constante	Variable
Tension musculaire	Constante	Variable	Maximale

Tableau II. Comparaison des différentes modalités d'évaluation de la fonction musculaire.

Dans l'exploration de la fonction musculaire, l'évaluation de la force tient une place fondamentale. Différentes techniques instrumentales sont utilisées pour mesurer la contraction musculaire isométrique, inertielle, et isocinétique. Cette dernière présente l'avantage incontestable de quantifier de manière fiable la force musculaire en régime de contraction concentrique et excentrique, et en adaptant automatiquement la résistance sur toute l'amplitude du mouvement. De plus, elle offre la possibilité de calculer les ratios conventionnels et fonctionnels pour apprécier la balance musculaire agoniste/antagoniste à partir des MFM.

Partie 4 : L'évaluation de la balance musculaire par dynamométrie isocinétique

Les ratios comme indicateurs de la balance musculaire

Deux ratios sont utilisés pour évaluer l'équilibre musculaire : le ratio conventionnel et le ratio fonctionnel.

Le ratio conventionnel aussi appelé ratio physiologique sert à comparer le potentiel des muscles agonistes à celui des muscles antagonistes dans un même mode de contraction, le plus souvent en régime de contraction concentrique. Il est calculé comme le rapport suivant :

$$\frac{MFM \text{ antagoniste concentrique}}{MFM \text{ agoniste concentrique}}$$

Il a été développé sur l'ensemble des articulations testées par dynamométrie isocinétique : le rachis cervical (Olivier et Du Toit, 2008, 2015), l'épaule (Dauty et coll., 2005 ; Gozlan et coll., 2006), le coude (Ellenbecker et Roetert, 2003 ; Song et coll., 2016), le poignet (Ellenbecker et Roetert, 2006 ; Song et coll., 2016), le rachis lombaire (Bernard et coll., 2014 ; Song et coll., 2016), la hanche (Sugimoto et coll., 2014 ; Diamond et coll., 2016), le genou (Busnel et coll., 2006 ; Andrade et coll., 2012, et la cheville (Gerodimos et coll., 2006 ; Edouard et coll., 2011a).

Le ratio fonctionnel a été principalement développé pour étudier l'équilibre musculaire des rotateurs de l'épaule (Noffal, 2003), des fléchisseurs/extenseurs du genou (Araujo Ribeiro Alvares et coll., 2015) et des éverseurs/inverseurs de la cheville (Yildiz et coll., 2004). A la différence du ratio conventionnel, le ratio fonctionnel prend en compte l'action réciproque des muscles agonistes-antagonistes. Il s'agit de comparer le potentiel du groupe musculaire agoniste en concentrique par rapport au potentiel de son antagoniste en excentrique :

$$\frac{\textit{MFM antagoniste excentrique}}{\textit{MFM agoniste concentrique}}$$

L'exploration de ce ratio est particulièrement intéressante chez le sujet sportif dans le cadre de la recherche de performance et de la prévention des blessures (Dauty et Potiron-Josse, 2004 ; Edouard et coll., 2014). Par exemple, dans les mouvements de type armer/lancer, les ratios fonctionnels permettent d'apprécier la force des muscles rotateurs internes dans leur rôle freinateur (modalité excentrique) pendant la phase d'armer, et celui des rotateurs externes dans leur rôle moteur (modalité concentrique) pendant la phase de lancer (Andrade et coll., 2010 ; Saccol et coll., 2010 ; Edouard et coll., 2013a).

D'autres auteurs ont développé des ratios fonctionnels mixtes, l'idée étant de comparer le potentiel des agonistes en régime de contraction concentrique à vitesse rapide, par rapport aux antagonistes en régime de contraction excentrique à vitesse lente (Croisier et coll., 2002 ; Edouard et coll., 2013b ; Forthomme et coll., 2013). Ce ratio est souvent utilisé dans la littérature comme un indicateur musculaire du risque de blessure (Croisier et coll., 2002). Par exemple pour l'articulation du genou, le ratio mixte entre les fléchisseurs en mode excentrique à 30°.s⁻¹ (Fexc30) et les extenseurs en mode concentrique à

240°.s⁻¹ (Econ240) peut être un indicateur de déséquilibre musculaire et une donnée prédictive du risque lésionnel de blessure (lésion des ischio-jambiers) (Croisier et coll., 2002).

Valeurs normatives des ratios et facteurs de variation

Pour chaque articulation, nous trouvons des valeurs de référence dans la littérature (tableau III). Ces valeurs dites « standards » ou « de références » ou encore « normatives » sont très utilisées, en clinique notamment dans le champ de la rééducation fonctionnelle. Elles sont déterminées soit à partir d'une population saine (sans aucun antécédent lésionnel, et sans pratique physique intense régulière) (Edouard et coll., 2013b) ou soit à partir d'une population pratiquant un sport asymétrique (valeurs concernant le côté non-dominant) (Ellenbecker et Roetert, 2003, 2006) ; lorsque la population étudiée présente une pathologie unilatérale, les valeurs standards peuvent être enfin établies à partir des données concernant le côté controlatéral sain (Croisier et coll., 2002).

Articulations	Groupes musculaires	Ratios	Vitesse angulaire (en °.s-1)	Références
Epaule	Rotateurs internes (RI) et externes (RE)	$RE/RI = 0,5 - 0,8$ $RE_{exc}/RI_{con} = 0,7 - 0,9$ $RI_{exc}/RE_{con} = 1,3 - 1,4$ $RE_{exc}30/RI_{con}60 = 1,1 - 1,2$ $RI_{exc}30/RE_{con}60 = 1,7 - 1,8$	30 à 60	Forthomme et coll., 2011 ; Edouard et coll., 2013a, 2013b
	Abducteurs (AB) et adducteurs (AD)	$AB/AD = 1,0 - 1,2$	60	Song et coll., 2016
	Fléchisseurs (F) et Extenseurs (E)	$F/E = 0,7 - 0,9$	60	Shklar et Dvir, 1995
Coude	Fléchisseurs (F) et Extenseurs (E)	$F/E = 0,8 - 1,1$	60 à 90	Ellenbecker et Roetert, 2003 ; Song et coll., 2016
Poignet	Pronateurs (P) et supinateurs (S)	$S/P = 0,9 - 1,0$	60 à 90	Ellenbecker et coll., 2006 ; Song et coll., 2016
	Fléchisseurs (F) et Extenseurs (E)	$F/E = 0,9 - 1,3$	60 à 90	Ellenbecker et coll., 2006 ; Song et coll., 2016

Tableau III (partie 1). Tableau de synthèse avec l'étendue des valeurs moyennes pour les différents ratios isocinétiques agoniste-antagoniste de l'épaule, du coude, et du poignet. Données tirées d'études portant sur des sujets non sportifs à des vitesses angulaires isocinétiques lentes à intermédiaires.

Articulations	Groupes musculaires	Ratios	Vitesse angulaire en °s ⁻¹	Références
Rachis cervical	Fléchisseurs (F) et Extenseurs (E)	F/E = 0,5 – 0,7	30	Olivier et Du Toit, 2008
	Inclinateurs latéraux (IL) et contro-latéraux (CL)	IL/IC = 1,0 – 1,1	30	Olivier et Du Toit 2008
Rachis lombaire	Fléchisseurs (F) et Extenseurs (E)	F/E = 0,5 – 0,9	60	Bernard et coll., 2014 ; Muller et coll., 2014 ; Song et coll., 2016
	Rotateurs latéraux (RL) et contro-latéraux (RC)	RL/RC = 0,9 – 1,1	60	Smith et coll., 1985 ; Muller et coll., 2014
Hanche	Rotateurs internes (RI) et externes (RE)	RE/RI = 0,8 – 0,9	20	Diamond et coll., 2016
	Abducteurs (AB) et adducteurs (AD)	AB/AD = 0,5 – 0,7	60	Sugimoto et coll., 2014
	Fléchisseurs (F) et Extenseurs (E)	F/E = 0,6 – 0,8	60	Calmels et coll., 1997

Tableau III (partie 2). Tableau de synthèse avec l'étendue des valeurs moyennes pour les différents ratios isocinétiques agoniste-antagoniste du rachis cervical, lombaire, et de la hanche. Données tirées d'études portant sur des sujets non sportifs à des vitesses angulaires isocinétiques lentes à intermédiaires.

Articulations	Groupes musculaires	Ratios	Vitesse angulaire en °s ⁻¹	Références
Genou	Fléchisseurs (F) et Extenseurs (E)	F/E = 0,5 – 0,7 Fexc/Econ = 0,7 – 0,8	60	Calmels et coll., 1997 ; Araujo Ribeiro Alvares et coll., 2015
Cheville	Inverseurs (I) et éverseurs (E)	E/I = 0,6 – 0,9 Eexc/Icon = 1,6 – 1,8	30 à 120	Yildiz et coll., 2003 ; Lin et coll., 2007
	Fléchisseurs dorsaux (FD) et plantaires (FP)	FD/FP = 0,1 – 0,4 FDcon/FPexc = 0,1 – 0,2	30 à 90	Calmels et coll., 1997 ; Gerodimos et coll., 2006

Tableau III (partie 3). Tableau de synthèse avec l'étendue des valeurs moyennes pour les différents ratios isocinétiques agoniste-antagoniste du genou et de la cheville. Données tirées d'études portant sur des sujets non sportifs à des vitesses angulaires isocinétiques lentes à intermédiaires.

En fonction des caractéristiques de la population, et indépendamment d'une lésion ou d'une pathologie, les valeurs des ratios peuvent varier. Tout d'abord, en fonction du sexe des individus. Par l'exploration des muscles fléchisseurs (F) et extenseurs (E) du rachis cervical, Olivier et Du Toit (2015) ont mis en avant des valeurs de ratios F/E plus faibles chez les femmes ($0,56 \pm 0,16$) que chez les hommes ($0,63 \pm 0,14$). Forthomme et coll. (2013) ont également trouvé des différences significatives entre les joueurs et les joueuses de volleyball dans la balance musculaire entre les muscles rotateurs internes (RI) et externes (RE) de l'épaule dominante. Globalement, les ratios conventionnels (RE/RI) et fonctionnels mixtes (REexc30/RIcon240) étaient plus élevés pour les femmes que chez les hommes. Andrade et coll. (2012) ont également trouvé des différences significatives entre les hommes et les femmes concernant le ratio conventionnel F/E du genou. De la même façon, l'âge peut aussi avoir un impact sur les ratios, notamment sur les ratios associés aux groupes musculaires fléchisseurs et extenseurs du genou (Gur et coll., 1999). L'état de santé est également un paramètre important pouvant influencer la valeur des ratios. Bernard et coll. (2014) ont mis en exergue des différences significatives pour le ratio conventionnel F/E du tronc entre des sujets lombalgiques ($0,72 \pm 0,13$) et des sujets sains ($0,88 \pm 0,26$). Croisier et coll. (2002) ont exploré les ratios fonctionnels mixtes du genou (Fexc30/Econ240) chez des sportifs avec antécédent lésionnel unilatéral des ischio-jambiers. Le ratio était significativement plus faible du côté lésé ($0,73 \pm 0,24$) par rapport au côté sain ($0,90 \pm 0,16$). Les travaux de Dauty et coll. (2003) vont également dans ce sens pour les ratios fonctionnels à $60^\circ.s^{-1}$ (Fexc60/Econ60). En effet, les footballeurs avec antécédent lésionnel des ischio-jambiers avaient un ratio significativement plus faible ($0,65 \pm 0,21$) par rapport aux footballeurs sans antécédent ($0,80 \pm 0,15$). Enfin, la nature de la discipline sportive et les entraînements spécifiques de certaines chaînes musculaires peuvent contribuer à modifier la balance musculaire agoniste/antagoniste. Magalhaes et coll. (2004) et Zouita et coll. (2007) ont rapporté des différences significatives pour le ratio F/E du genou entre une population de volleyeurs et une population de footballeurs. Certains sports asymétriques ont également un impact sur la balance musculaire du côté dominant, c'est le cas du tennis (Sacco et coll., 2010), du handball

(Edouard et coll., 2013a), du basketball (Weissland et coll., 2018), ou encore du volleyball (Forthomme et coll., 2013) pour les différents ratios des muscles rotateurs de l'épaule.

D'autres facteurs liés plus particulièrement à l'évaluation isocinétique en elle-même peuvent également être responsables de la variation des données. En premier lieu, la position du sujet a une importance majeure. Les paramètres de force qui vont être développés sont directement dépendants de la position du sujet. Ceci s'explique en partie par la modification de la courbe tension-longueur (ou moment-angle) des chefs musculaires bi-articulaires (Fossier et Daniel, 1984). Par exemple, dans le cas de l'articulation de l'épaule, le sujet peut être placé en position assise, debout, en décubitus ventral ou dorsal ; l'épaule étant placée en abduction (jusqu'à 90°) et le coude en flexion (de 45° à 90°). Forthomme et coll. (2011) ont montré des différences significatives pour les ratios conventionnels RE/RI de l'épaule entre la position assise l'épaule dans le plan scapulaire ($0,52 \pm 0,12$), la position décubitus dorsal l'épaule à 90° d'abduction ($0,72 \pm 0,05$), et la position décubitus dorsal l'épaule à 45° d'abduction ($0,68 \pm 0,04$). Le choix de la vitesse angulaire est également un paramètre important. Gerodimos et coll. (2006) ont trouvé des différences significatives pour les ratios conventionnels et fonctionnels entre les fléchisseurs dorsaux et les fléchisseurs plantaires de la cheville calculés à $30^{\circ}.s^{-1}$ et à $90^{\circ}.s^{-1}$.

Enfin, d'autres paramètres peuvent aussi influencer la valeur des ratios, notamment la présence ou non d'une correction de gravité (Vanhee et coll., 1996 ; Edouard et coll., 2009), ou encore le modèle et du dynamomètre utilisé (Voisin et coll., 2017).

Limites actuelles de l'utilisation des ratios

L'utilisation des ratios isocinétiques à partir des MFM permet d'apprécier la balance musculaire entre les deux pics de force (muscles agonistes par rapport aux muscles antagonistes). Comme nous avons pu le voir, les ratios conventionnels et fonctionnels sont des paramètres discriminants et l'utilisation des valeurs de

référence est très répandue, notamment dans le domaine clinique. Cependant, la méthode de calcul des ratios dite « au pic » présente quelques limites. En effet, l'ajustement automatique de la résistance permet de développer une force musculaire maximale sur toute l'amplitude du mouvement, cependant, les ratios ne prennent en compte que la plus haute valeur de couple mesurée pour chaque groupe musculaire (MFM des agonistes et MFM des antagonistes) sur toute l'amplitude de mouvement (Allard et coll., 2011 ; Edouard et Degache, 2016). Il n'y a donc pas d'évaluation de la relation moment-angle qui est une des propriétés mécaniques du muscle *in situ* ; propriété qui induit une variation dans la production de force en fonction de l'angle articulaire (Stefanska, 2006). De plus, les MFM des agonistes et des antagonistes ne sont pas atteints à la même position angulaire (Croisier et Crielaard, 1999b ; Sonza et Cesar De Andrade, 2012). La balance musculaire est donc calculée à partir de deux positions angulaires différentes, générant ainsi une représentation inappropriée par rapport à la réalité fonctionnelle. Enfin, ces ratios associés aux MFM sont des paramètres dont la fiabilité est encore discutée dans la littérature (Edouard et coll., 2011b).

La force musculaire est prépondérante dans la motricité et dans la stabilisation dynamique d'une articulation sur toute l'amplitude du mouvement. Pour étudier ces aspects, la technique isocinétique semble être une des plus pertinentes, notamment pour évaluer l'équilibre de force entre les muscles agonistes et antagonistes tout en considérant les propriétés mécaniques du muscle *in situ*. Malgré tout, elle présente certaines limites, notamment liées à l'utilisation exclusive du MFM. Il paraît alors nécessaire de développer une approche complémentaire basée sur un calcul de la balance musculaire par secteur angulaire. L'élaboration et le développement de ce type de méthode pourraient permettre de modéliser la balance musculaire sur toute l'amplitude du mouvement, afin de mieux appréhender les mécanismes impliqués dans la performance motrice et dans la stabilisation dynamique.

Partie 5 : Les méthodes isocinétiques sectorielles pour évaluer la balance musculaire

Comme nous l'avons vu dans la partie précédente, la performance motrice et le risque de blessure peuvent dépendre de la balance musculaire entre les groupes agonistes et antagonistes (Tam et coll., 2017). En pratique, l'équilibre relatif de ces groupes musculaires stabilisateurs d'un site articulaire est évalué en comparant leur capacité respective à développer de la force (Sapeda, 1990). Ces rapports sont étudiés de manière classique à l'aide d'un dynamomètre isocinétique : on parle de ratios isocinétiques (Dvir, 2003). La technologie isocinétique est devenue une méthode populaire pour évaluer la fonction musculaire en pratique clinique et dans le champ de la recherche (Drouin et coll., 2004). Le concept est basé sur la mesure d'un moment de force musculaire enregistré lors d'un exercice articulaire isolé dans laquelle la vitesse angulaire est fixée et maintenue constante au cours du mouvement. Grâce aux servomoteurs intégrés dans les dynamomètres isocinétiques, la résistance émise est auto-ajustée degré par degré par rapport à la force produite par le sujet (Sapeda et coll., 1990). La tension musculaire est donc maximale sur toute l'amplitude du mouvement (Edouard et Degache, 2016). L'équilibre musculaire agoniste-antagoniste est exploré à travers différents ratios isocinétiques, notamment le ratio physiologique et le ratio fonctionnel, développé plus particulièrement pour l'évaluation des sportifs (Mont et coll., 1994 ; Scoville et coll., 1997 ; Croiser et coll., 2002 ; Forthomme et coll., 2013 ; Evangelidis et coll., 2015). Cependant, en pratique clinique, les rapports isocinétiques sont calculés systématiquement avec les mesures respectives des moments de force maximaux des groupes musculaires agonistes et antagonistes. Certaines méthodes sectorielles sont apparues et semblent être très prometteuses sur le plan conceptuel, mais elles sont peu exploitées et restent exclusives au domaine de la recherche. Le développement de ces méthodes serait intéressant pour apprécier l'équilibre musculaire dans le domaine de la rééducation et du sport.

Comme mentionné précédemment, de manière classique, les ratios isocinétiques sont calculés à l'aide de deux valeurs qui représentent la force maximale développée respectivement par les agonistes et les antagonistes, indépendamment de la position angulaire (Figure 12). Ces ratios associés aux valeurs maximales ont une capacité limitée à caractériser l'ensemble des variations de moment de force inhérentes à la relation moment-angle car le MFM correspond à la force générée à une position angulaire précise au cours du mouvement (Dvir, 2003 ; Amaral et coll., 2014 ; Eustace et coll., 2017). De plus, les valeurs respectives de MFM des agonistes et des antagonistes ne sont pas atteintes à la même angulation (Croisier et Crielaard, 1999b). En effet, la valeur du MFM dépend des propriétés biomécaniques telles que la relation moment-angle (Stefańska, 2006).

Le MFM est atteint à l'angle d'efficacité α qui correspond à une position angulaire spécifique au cours du mouvement rotatoire d'une articulation donnée (Amaral et coll., 2014). Cet angle est lié à des facteurs physiologiques tels que la longueur optimale du muscle (relation moment-angle) et également à des facteurs mécaniques (changements de l'angle d'insertion ou du bras de levier pendant le mouvement rotatoire) lors de l'évaluation isocinétique (Amaral et coll., 2014 ; Cibulka et coll., 2014). Par exemple, l'angle α a été rapporté à environ 70° pour les extenseurs du genou et à environ 35° pour les fléchisseurs du genou (Coomb et Garbutt, 2002). De plus, α est un paramètre isocinétique peu fiable (Atkinson et Nevill, 1998), notamment pour évaluer les muscles rotateurs internes et externes de l'articulation scapulo-humérale (ICC=0,51-0,93) (Papotto et coll., 2015) et les muscles fléchisseurs et extenseurs de l'articulation fémoro-tibiale (ICC=0,46-0,88) (Bernard et coll., 2012). De plus, la valeur de l'angle α peut être affectée par plusieurs facteurs, notamment les conditions de test. Par exemple, α était moins fiable à une vitesse angulaire isocinétique élevée pour les muscles extenseurs du genou (Bernard et coll., 2012).

Croisier et Crielaard (1999b) ont souligné les limites de l'utilisation unique du MFM par l'analyse isocinétique qualitative. En effet, les courbes de tendance des relations moment-angle peuvent aider à détecter des anomalies telles que

l'inhibition du réflexe associée à des douleurs articulaires (exemple : lésion ligamentaire non opérée), une atrophie musculaire majeure associée à un recrutement neuromusculaire insuffisant (exemple : évaluation à trois mois post-opératoire d'une ligamentoplastie du ligament croisé antérieur), ou une perturbation biomécanique (exemple : syndrome fémoro-patellaire) (Croisier et Crieelard, 1999b). Ces anomalies détectées dans l'analyse des courbes par l'analyse qualitative ne sont pas nécessairement identifiées dans l'analyse des données quantitatives traditionnelles, y compris l'étude des ratios associés aux MFM.

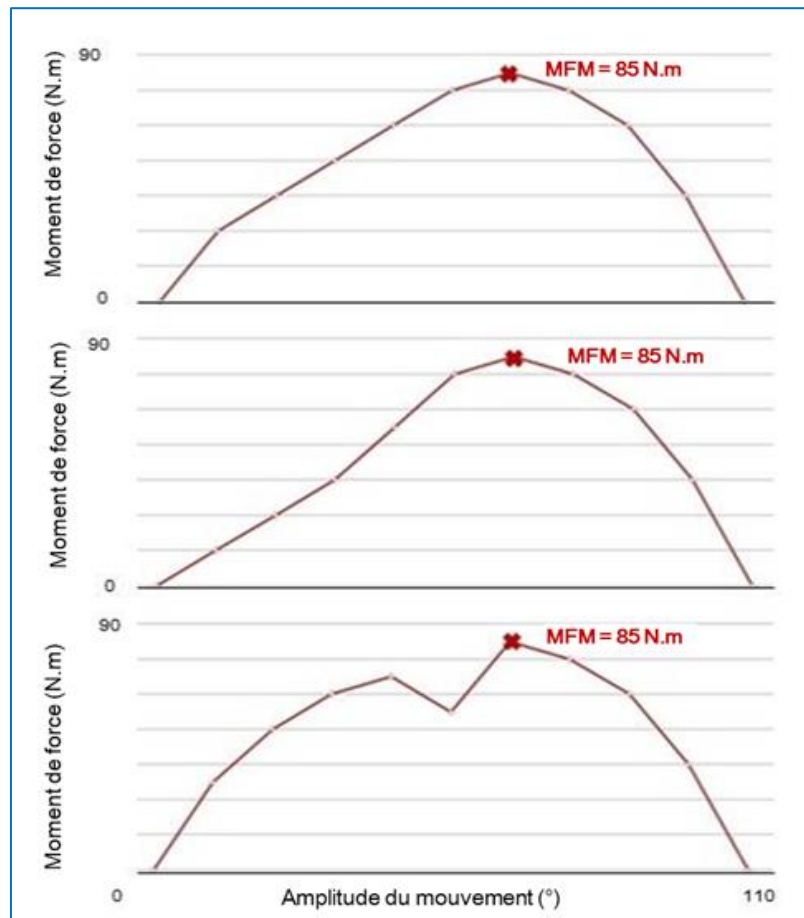


Figure 12. Limite de l'utilisation unique du moment de force maximal (figure inspirée de Croisier et Crielaard, 1999b).

On sait également que les ratios associés aux MFM sont extrêmement variables et peu fiables (Atkinson et Nevill, 1998 ; Hopkins, 2000), en particulier pour les ratios calculés pour évaluer la balance des muscles rotateurs de l'articulation scapulo-humérale (ICC=0,48-0,83 ; CV=7,5-12,9%) (Edouard et coll., 2011b). Cela peut être en partie imputable au fait que les ratios sont composés de deux mesures uniques, chacune pouvant varier dans les deux sens avec des tests répétés ou ne pas changer du tout. La faible fiabilité pourrait également être expliquée par les erreurs cumulées dans le processus de mesure, en particulier lorsqu'elles sont utilisées sans correction pour tenir compte de la gravité terrestre (Edouard et coll., 2011b).

Ensemble, ces observations soulèvent la question de l'intérêt et de la pertinence des ratios-MFM dans l'exploration de la balance musculaire. Les informations non prises en compte sur l'ensemble de l'amplitude du mouvement rotatoire, la non-correspondance concernant les angles optimaux entre les groupes musculaires agonistes et antagonistes et le manque de fiabilité de ces ratios ont conduit à la mise au point de méthodes quantitatives complémentaires. Ainsi, trois méthodes (Figure 13) ont été développées pour calculer des ratios isocinétiques basées non pas sur deux valeurs maximales, mais sur des secteurs angulaires spécifiques.

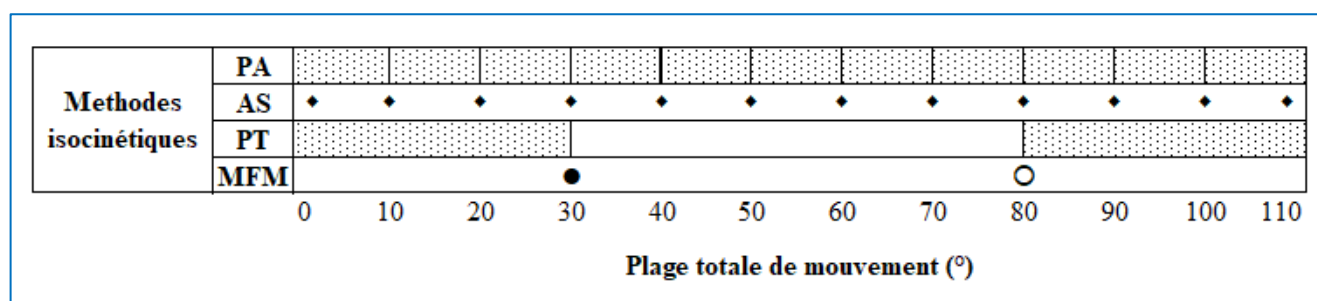


Figure 13. Illustration de quatre méthodes isocinétiques utilisées pour calculer les ratios agoniste-antagoniste. La méthode du moment de force maximal (MFM) est le rapport entre le MFM de l'agoniste (●) et le MFM de l'antagoniste (○) indépendamment de la position angulaire; La méthode des plages terminales (PT) est le rapport entre le moment de force moyen (▨) de l'agoniste et de l'antagoniste sur les plages terminales; La méthode de l'angle spécifique (AS) est le rapport entre le moment de force (♦) de l'agoniste et de l'antagoniste à des angles précis; La méthode des plages angulaires (PA) est le rapport entre le MF moyen (▨) par plage angulaire entre l'agoniste et l'antagoniste. Les angles choisis dans cette illustration sont des exemples. (Traduit de Cozette et coll., 2019).

Méthode sectorielle des plages terminales

La première méthode de calcul sectorielle est la méthode des plages terminales. Certains auteurs ont étudié spécifiquement les plages terminales du mouvement pour tester les muscles rotateurs de l'articulation scapulo-humérale (figure 13) (Scoville et coll., 1997 ; Yildiz et coll., 2006). Le concept a été développé à partir de l'idée que le sportif spécialisé dans les sports d'armer/lancer doit avoir un rapport fonctionnel adéquat en fin de mouvement, où l'antagoniste agit comme un frein, pour assurer une stabilité dynamique optimale de l'articulation au cours de l'armer/lancer. Yildiz et coll. (2006) ont montré des différences significatives entre l'épaule dominante et non-dominante pour les ratios fonctionnels calculés sur les plages angulaires extrêmes du mouvement. Cependant, cette méthode constitue un véritable biais méthodologique car les données mesurées concernent des plages non-isocinétiques. Le dispositif isocinétique nécessite une phase d'accélération pour atteindre la vitesse présélectionnée, suivie d'une phase de décélération. Ces phases d'accélération et de décélération peuvent augmenter le nombre d'erreurs dans l'analyse en raison de l'intégration de données non-isocinétiques (Brown et coll., 1995). La résistance offerte par la machine nécessite l'atteinte et le maintien de la vitesse présélectionnée. Cependant, durant la phase d'accélération, la vitesse sélectionnée n'est pas encore atteinte, et la charge appliquée n'est d'autre que le poids du membre et du bras de levier du dynamomètre. Lors de la décélération, la machine offre une résistance, mais le mouvement n'est plus isocinétique et ne contribue donc qu'à la production d'artefacts à l'analyse des données. D'après Brown et coll. (1995), cette incapacité à atteindre la vitesse présélectionnée annule l'effet de la résistance offerte par la machine. De plus, les phases d'accélération et de décélération augmentent de manière significative avec l'augmentation de la vitesse, et réduisent donc la plage isocinétique (Brown et coll., 1995).

Méthode sectorielle des angles spécifiques

La seconde méthode sectorielle est appelée méthode à angles spécifiques. Cette dernière a été développée pour mieux refléter la fonction du groupe musculaire antagoniste dans le cadre de l'exploration des muscles fléchisseurs et extenseurs de l'articulation fémoro-tibiale (Evangelidis et coll., 2015). Elle consiste à mesurer le moment de force à des angles spécifiques, généralement tous les 10 degrés (Figure 13). Les études ont montré des différences entre les moments de force des agonistes et des antagonistes à des angles spécifiques. De plus, les ratios associés n'étaient pas constants au cours du mouvement (Coombs et Garbutt, 2002 ; Cohen et coll., 2015 ; El-Ashker et coll., 2017). Cohen et coll. (2015) ont mis en évidence des diminutions significatives des moments de force des fléchisseurs de la fémoro-tibiale à des angles spécifiques (10°, 50°, 60°, 90°) et une diminution de 22% du rapport fonctionnel (F_{exc}/E_{con}) à 10° de flexion après une activité de football simulée. La méthode à angles spécifiques a également été utilisée dans l'exploration de la fonction des muscles rotateurs de la scapulo-humérale. Ruas et coll. (2014) ont montré que les ratios associés à cette méthode n'étaient pas constants pendant le mouvement. Aucune différence n'a été constatée avec les ratios associés aux MFM. Leurs résultats montrent qu'il n'est pas nécessaire d'utiliser la méthode à angles spécifiques pour calculer ce ratio. Par contre, les ratios fonctionnels étaient significativement différents des ratios-MFM à plusieurs angles. Ces différentes études utilisant la méthode à angles spécifiques ont démontré que les ratios-MFM peuvent entraîner une mauvaise interprétation de l'équilibre musculaire si une approche plus spécifique n'est pas utilisée.

Méthode sectorielle des plages angulaires

Enfin, la méthode des plages angulaires a été initiée dans l'exploration des muscles fléchisseurs/extenseurs de l'articulation fémoro-tibiale (Kellis et Katis, 2007). Cette méthode consiste à enregistrer le moment de force sur toute l'amplitude du mouvement et à moyenner les valeurs par plage angulaire (Figure 13). Kellis et

Katis (2007) ont exploré les effets de la position angulaire et de la vitesse sur les ratios fonctionnels à partir de cette méthode. Les auteurs ont constaté que l'effet de la position angulaire sur les rapports fonctionnels était significatif et que les ratios fonctionnels n'étaient pas constants au cours du mouvement. Dans les positions articulaires proches de l'extension de la fémoro-tibiale, le moment de force moyen par plage angulaire augmente progressivement pour les fléchisseurs qui ont pour rôle de limiter la translation tibiale antérieure et ainsi de s'associer au rôle mécanique et proprioceptif du ligament croisé antérieur (Aagaard et coll., 2000 ; Kellis et Katis, 2007). Dehail et coll. (2008) ont également montré une variation des ratios par plage angulaire pour les fléchisseurs / extenseurs et les abducteurs / adducteurs de la scapulo-humérale au cours du mouvement chez des sujets paraplégiques. De plus, les auteurs ont identifié un point de croisement, défini comme le point où les moments de force des agonistes et des antagonistes développent une force équivalente. Ce point de croisement est un nouveau paramètre qui pourrait être développé, mais qui n'est pas identifiable à l'aide de la méthode associée aux MFM. Aucune étude de fiabilité n'a été réalisée concernant la méthode des plages angulaires.

En limitant l'analyse aux valeurs maximales, les logiciels des dynamomètres isocinétiques limitent l'exploration et la compréhension de la relation moment/angle. Il existe un manque évident de recherches décrivant la balance musculaire à l'aide de méthodes sectorielles. Les méthodes sectorielles quantitatives semblent pertinentes pour évaluer plus précisément un déséquilibre musculaire pour chaque secteur angulaire du mouvement articulaire, en particulier les méthodes des angles spécifiques et des plages angulaires.

Problématique et objectifs

La restauration de la fonction musculaire est l'une des cibles principales des programmes de rééducation (après une blessure, une immobilisation ou une intervention chirurgicale). L'identification des déséquilibres musculaires associée à des secteurs spécifiques du mouvement pourrait aider à optimiser les programmes de rééducation fonctionnelle et à accroître leur efficacité. En outre, les ratios concomittants à certains secteurs critiques pourraient aider à mieux comprendre les mécanismes de blessure des athlètes et à développer des programmes de prévention plus spécifiques pour les entraîneurs et les préparateurs. Des études complémentaires sont nécessaires pour évaluer la fiabilité de ces approches sectorielles et leurs applications dans l'exploration de l'équilibre musculaire.

La méthode par plage angulaire pourrait constituer une excellente alternative à l'évaluation classique associée aux MFM et mériterait d'être approfondie. L'hypothèse est que le moyennage des données de moments de force par plage angulaire pourrait offrir une fiabilité satisfaisante des ratios calculés par plage angulaire. De plus, cette méthode qui prend en compte le potentiel musculaire dans son intégralité pourrait apporter une véritable richesse d'informations pour explorer la balance musculaire au cours du mouvement, et notamment des informations différentes de la méthode classique associée uniquement aux MFM.

Les objectifs de la thèse sont de :

- 1- Développer la méthode sectorielle par plage angulaire pour l'étude de la balance et en évaluer la fiabilité pour :**
 - les muscles rotateurs internes et externes de la scapulo-humérale,
 - les muscles fléchisseurs et extenseurs du rachis lombaire,
 - les muscles fléchisseurs et extenseurs de la fémoro-tibiale.
- 2- Comparer la méthode sectorielle par plage angulaire avec la méthode traditionnelle associée aux MFM.**

En admettant que la méthode par plage angulaire soit pertinente et fiable pour calculer les ratios agonistes/antagonistes, nous proposons ici une alternative pour explorer la balance musculaire, basée sur une analyse sectorielle des signaux isocinétiques. Cette méthode par plage angulaire pourrait ainsi permettre une analyse beaucoup plus fine des profils musculaires afin d'optimiser l'évaluation de la balance musculaire qui est un paramètre majeur de la fonction musculaire, notamment dans le champ de la performance sportive, de la prévention des blessures, mais aussi dans le champ de la rééducation fonctionnelle.

Contributions personnelles

Méthodologie générale

Participants

Au total, 50 sujets ont été inclus dans les trois protocoles de ce travail de thèse (tableau IV):

- ✚ **Etude 1** : 22 sujets ont été inclus pour l'évaluation des muscles rotateurs internes et externes de l'articulation scapulo-humérale, dont 10 sujets pour l'évaluation de la reproductibilité ;
- ✚ **Etude 2** : 9 sujets ont été inclus pour l'évaluation des muscles fléchisseurs et extenseurs du rachis lombaire, dont 8 sujets pour l'évaluation de la reproductibilité ;
- ✚ **Etude 3** : 19 sujets ont été inclus pour l'évaluation des muscles fléchisseurs et extenseurs de l'articulation fémoro-tibiale, dont 17 sujets pour l'évaluation de la reproductibilité.

	Sujets	Age (années)	Poids (kg)	Taille (cm)
Etude 1	n=22	23,0 ± 2,7	74,6 ± 6,5	180,6 ± 5,7
Reproductibilité	n=10	22,8 ± 2,0	74,8 ± 6,6	180,8 ± 6,8
Etude 2	n=9	26,4 ± 6,9	69,9 ± 13,0	174,3 ± 6,8
Reproductibilité	n=8	24,6 ± 4,5	68,0 ± 12,5	174,5 ± 7,3
Etude 3	n=19	31,6 ± 10,6	65,9 ± 12,9	171,5 ± 9,2
Reproductibilité	n=17	28,8 ± 8,6	65,3 ± 12,6	171,4 ± 7,9

Tableau IV. Moyennes et écart-types des caractéristiques (âge, poids, stature) des échantillons ayant participé aux études 1, 2, et 3.

Les sujets inclus étaient tous volontaires et motivés pour participer à une ou plusieurs études. Les sujets inclus ne présentaient aucune contre-indication à la réalisation d'une épreuve musculaire maximale. De plus, il s'agissait uniquement de sujets sains, c'est-à-dire, ne présentant aucun antécédent de blessure, ni aucune spécialisation sportive, le but étant de constituer des valeurs de référence concernant les ratios isocinétiques par plage angulaire pour une population dite « neutre ». Pour chaque étude, les participants étaient libres de quitter l'étude à tout moment s'ils en manifestaient la volonté. Chaque sujet a été personnellement informé des risques éventuels. Une lettre d'informations éclairées et un formulaire de consentement ont été signés par chaque sujet avant de débiter les protocoles.

Cadre légal : Les études ont été réalisées en accord avec les principes éthiques de la déclaration d'Helsinki et aux normes éthiques recommandées dans le domaine des sciences du sport et de l'exercice (Harriss et Atkinson, 2015). Le protocole de l'étude 1 a reçu un avis favorable du Comité d'Ethique pour la Recherche en Sciences et Techniques des Activités Physiques et Sportives (Validation du CERSTAPS le 15/07/15), les études 2 et 3 ont été autorisées par la Commission Nationale Informatique et Libertés (autorisation CNIL n°2213934 v 0).

Protocole expérimental

Pour l'ensemble des études, les évaluations de chaque sujet étaient précédées d'une épreuve de familiarisation, comme le préconise Edouard et Degache (2016). Il s'agit en fait d'une séance d'imprégnation à l'isocinétisme, et plus particulièrement au régime de contraction excentrique, notamment utilisé pour l'étude 1 et 3, qui requiert un certain temps d'adaptation. Usuellement, aucune contraction musculaire n'est asservie à une vitesse constante sur de grandes amplitudes, ainsi, il est essentiel de mettre en place une période d'apprentissage, de familiarisation avec le dynamomètre isocinétique. Cette première séance

permettait également de réaliser les entretiens individuels, d'effectuer les réglages et d'enregistrer l'installation des sujets, mais aussi de saisir les données anthropométriques de chaque participant. Après un délai de sept jours, le premier test était réalisé, et pour les sujets participants aux études de reproductibilité, le second test (re-test) était de nouveau réalisé sept jours plus tard (Figure 14).

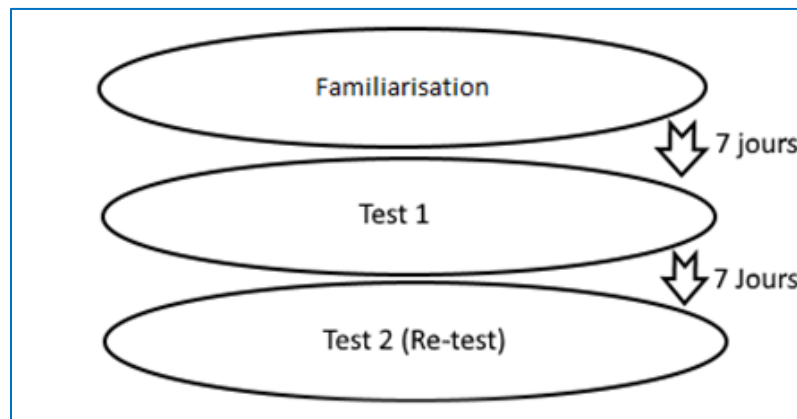


Figure 14. Plan expérimental des études

L'installation des sujets étaient conformes aux standardisations spécifiques aux évaluations des muscles rotateurs de l'articulation scapulo-humérale (Edouard et coll., 2013b), aux muscles fléchisseurs et extenseurs du rachis lombaire (Müller et coll., 2004), et aux muscles fléchisseurs et extenseurs de l'articulation fémoro-tibiale (Maffioletti et coll., 2007).

Voici comment se présentaient les protocoles d'évaluation isocinétique :

- ✚ **Etude 1** : un échauffement standardisé de dix minutes sur ergocycle à membres supérieurs était réalisé avant le lancement de l'évaluation. L'exploration isocinétique était réalisée sur dynamomètre Cybex-Norm®. Le test était composé de deux blocs, un bloc pour l'épaule dominante et un second bloc pour l'épaule non-dominante. Pour le premier sujet, un tirage au sort était effectué pour déterminer l'ordre de passation entre l'épaule

dominante et non-dominante. Ce tirage déterminait l'ordre successif alterné de passation pour le restant des participants. Chaque bloc était constitué de deux séries précédées chacune de deux essais. La première série était constituée de 3 répétitions à vitesse de 60°s^{-1} en concentrique suivi d'une seconde séries de 3 répétitions à 60°s^{-1} effectuée en modalité excentrique. Une période de récupération passive de 2 minutes était intercalée entre les deux séries.

✚ **Etude 2** : un échauffement standardisé de dix minutes sur ergocycle à membres inférieurs était réalisé avant le lancement de l'évaluation. L'exploration isocinétique était réalisée sur dynamomètre Con-Trex®. Le test était composé d'une série de 3 répétitions à vitesse de 60°s^{-1} en concentrique, précédée de 3 répétitions d'essai.

✚ **Etude 3** : un échauffement standardisé de dix minutes sur ergocycle à membres inférieurs était réalisé préalablement à l'évaluation. L'exploration isocinétique était réalisée sur dynamomètre Con-Trex®. Le test était composé de deux blocs, un bloc pour le genou droit et un bloc pour le genou gauche. L'ordre de passage entre côté droit et côté gauche était tiré au sort pour le premier sujet. Ce tirage déterminait l'ordre successif alterné de passation pour le restant des participants. Chaque bloc était constitué de deux séries précédées chacune de deux essais. La première série était constituée de 3 répétitions à vitesse de 60°s^{-1} en concentrique suivi d'une deuxième série de 3 répétitions à 60°s^{-1} effectué en modalité excentrique. Une période de récupération passive de 2 minutes était intercalée entre les deux séries.

Concernant l'étude 1, le dynamomètre Cybex Norm® (Cybex Norm®, division of Lumex, Inc., Ronkonkoma, New York, USA) était préalablement calibré (Tableaux V et VI), en plus de la calibration automatique de l'origine de la position et du spectre de vitesse réalisée à l'allumage de la machine.

	Gauche	Droite
Position	312	48
Calculé	151	152
Pente de couple	SAH 275	SH 278
Constante couple	SAH 0	SH 0

Tableau V. Calibration de la force du dynamomètre Cybex Norm®.

Pente de vitesse	1072
Constante de vitesse	344

Tableau VI. Calibration de la vitesse du dynamomètre Cybex Norm®.

L'accès aux données brutes du dynamomètre Cybex Norm® a été permis grâce à l'association d'un boîtier d'acquisition afin d'avoir un enregistrement en continu des paramètres de force et d'angulation. Le boîtier d'acquisition PowerLab 16/35 (ADInstruments, Bella Vista, Australia) était associé à la sortie analogique du dynamomètre isocinétique. Le PowerLab est reconnu pour sa précision de mesure et répond aux plus strictes normes de sécurité internationale. Les données étaient ensuite recueillies via le logiciel Labchart® (v8.1.3, ADInstruments, Bella Vista, Australia), puis enregistrées au format .txt pour être traitées (Figure 15).

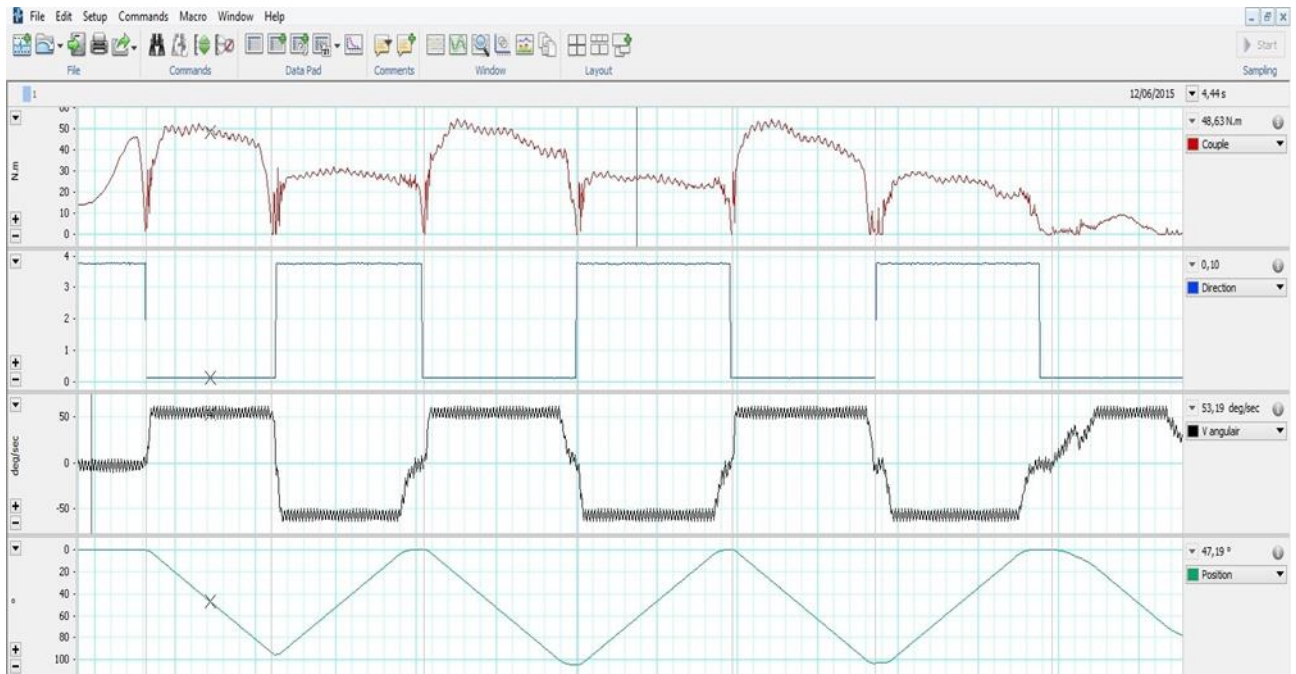


Figure 15. Interface du logiciel Labchart.

Les signaux utilisés étaient respectivement de haut en bas et en conservant les couleurs des signaux :

- moment de force (exprimé en Newton-mètre) ;
- direction du bras de levier ;
- vitesse angulaire (exprimée en degrés par seconde) ;
- position angulaire (exprimée en degrés).

Concernant les études 2 et 3, le dynamomètre Con-Trex® (MJ, TP 500, Physiomed Elektromedizin, Schnaittach, Germany) était auto-calibré à l'allumage de la machine. L'acquisition des données brutes se faisait directement via le logiciel du constructeur par enregistrement des tests isocinétiques sous format .txt.

Pour traiter l'ensemble de ces données brutes issues des différentes évaluations isocinétiques, plusieurs macros informatiques ont été développées au cours de ce travail de thèse, notamment sur les logiciels Excel (v14.0.7015.1000, Microsoft,

Washington, États-Unis), Matlab (v7.12, Mathworks, Natick, États-Unis), et R (v1.1.442, R Foundation, Vienne, Autriche).

Variables mesurées

Etude 1 :

- Moment de force maximal (MFM), concentrique (CON), excentrique (EXC) des rotateurs internes (RI), des rotateurs externes (RE) de l'articulation scapulo-humérale, du côté dominant (D) et non dominant (ND).
- Moments de force (MF) moyennés par plage angulaire de 10°, concentrique (CON), excentrique (EXC), des rotateurs internes (RI), des rotateurs externes (RE) de l'articulation scapulo-humérale, du côté dominant (D) et non dominant (ND).
- Calcul des ratios : ratio physiologique (RE/RI) en CON pour le côté D et ND, et ratios fonctionnels (REexc/RIcon et RIexc/REcon) du côté D et ND.

Etude 2 :

- Moment de force maximal (MFM), concentrique (CON), des fléchisseurs (F), des extenseurs (E) du rachis lombaire.
- Moments de force (MF) moyennés par plage angulaire de 10°, concentrique (CON), des fléchisseurs (F), des extenseurs (E) du rachis lombaire.
- Calcul du ratio physiologique (F/E) en CON.

Etude 3 :

- Moment de force maximal (MFM), concentrique (CON), excentrique (EXC) des fléchisseurs (F), des extenseurs (E) de l'articulation fémoro-tibiale du côté droit (D) et gauche (G).
- Moments de force (MF) moyennés par plage angulaire de 10°, concentrique (CON), excentrique (EXC), des fléchisseurs (F), des extenseurs (E) de l'articulation fémoro-tibiale du côté droit (D) et gauche(G).

- Calcul des ratios : ratio physiologique (F/E) en CON pour le côté D et G, et ratio fonctionnel (Fexc/Econ) du côté D et G.

Les dynamomètres isocinétiques reportent automatiquement le MFM le plus élevé d'une série de n répétition. Dans notre cas, sur les trois répétitions effectuées dans chaque série, seule la meilleure répétition associée au MFM est retenue pour chaque groupe musculaire. Pour respecter cette même logique, nous retiendrons uniquement les données de MF des meilleures répétitions associées aux MFM de chaque groupe musculaire. Les données de MF ont été recueillies à une fréquence d'acquisition de 100Hz, soit, à 60°s^{-1} , quasiment deux données par degré. Les données de MF seront moyennées par plage angulaire de 10° , soit une moyenne d'environ 20 points par plage angulaire. Pour simplifier les plages angulaires, nous avons utilisé des nombres entiers (c'est-à-dire que $10,0-19,9^{\circ}$ correspondait à la plage $10-20^{\circ}$). Par souci de clarté, les données ont été arrondies au dixième près.

Analyses statistiques

Tous les tests ont été effectués avec la version complète du logiciel SPSS (v20.0.0, IBM, Chicago, Etats-Unis). Le seuil de significativité de 5% ($P < 0,05$) a été retenu pour l'ensemble des tests.

Les moyennes et écart-types ont été calculées pour l'ensemble des variables mesurées. La normalité de la distribution et l'homogénéité des variances ont été vérifiées pour chaque paramètre. Le test de Shapiro-Wilk a été utilisé pour vérifier la normalité de la distribution.

Le Test T pour échantillons appariés a été utilisé pour comparer MF et MFM pour l'ensemble des paramètres, mais aussi pour comparer les ratios entre le côté D et ND (étude 1), et D et G (étude 3).

Nous avons utilisé l'ANOVA à des mesures répétées, puis une analyse post-hoc avec la correction de Bonferroni afin de comparer les moyennes pour chaque plage angulaire de 10°. Au préalable, la distribution et l'homogénéité de la variance (test de sphéricité de Mauchly) ont été vérifiées.

Concernant les tests de reproductibilité, Hopkins (2000) définit la reproductibilité comme étant la régularité des mesures entre un test et un retest. Selon Atkinson et Nevill (1998), le test T pour échantillons appariés permet de comparer les moyennes entre test et retest. Par conséquent, ce test est utile mais ne doit pas être utilisé comme seul outil d'évaluation de la reproductibilité, comme le soulignent Altman (1991) et Bland et Altman (1995). On distingue la reproductibilité relative et la reproductibilité absolue (Baumgartner, 1989 ; Vincent, 1994 ; William et coll., 2009). Tout d'abord, la reproductibilité relative se définit comme la capacité du sujet à conserver sa position dans un échantillon entre test et retest. La reproductibilité absolue, quant à elle, se définit comme l'évaluation de la variation de la mesure entre test et retest pour un même individu. Celle-ci peut se mesurer par le coefficient de variation (CV). Le CV n'est pas affecté par la plage de mesures et facilite l'extrapolation des résultats ce qui en fait un index très attrayant, car la fiabilité des différents outils de mesure peut être comparée. Le coefficient de variation (CV) a donc été retenu pour tester la fiabilité absolue des ratios-MF et des ratios-MFM. Selon Atkinson et Nevill (1998), les seuils du coefficient de variation sont fixés dans la littérature de manière arbitraire. Les auteurs mettent en garde sur l'interprétation pratique du CV par les chercheurs. En effet, un CV de 10% ne signifie pas que toute la variabilité entre les essais est inférieure à 10% de la moyenne, mais que 68% des différences entre test et retest se situent dans les 10% de la moyenne de données (Strike, 1991). Cependant, pour faciliter l'interprétation des résultats, les seuils de CV de 10% (Stockes 1985) et 15% (Kuhlman et coll., 1992 ; Forthomme et coll., 2003) seront retenus pour considérer le niveau de reproductibilité d'une mesure (CV<15% = bonne reproductibilité ; CV<10% = excellente reproductibilité).

Pour les études 1 et 3, Le Test T de Student pour échantillons appariés a été utilisé pour la comparaison de moyennes entre MFM et MF pour chaque variable

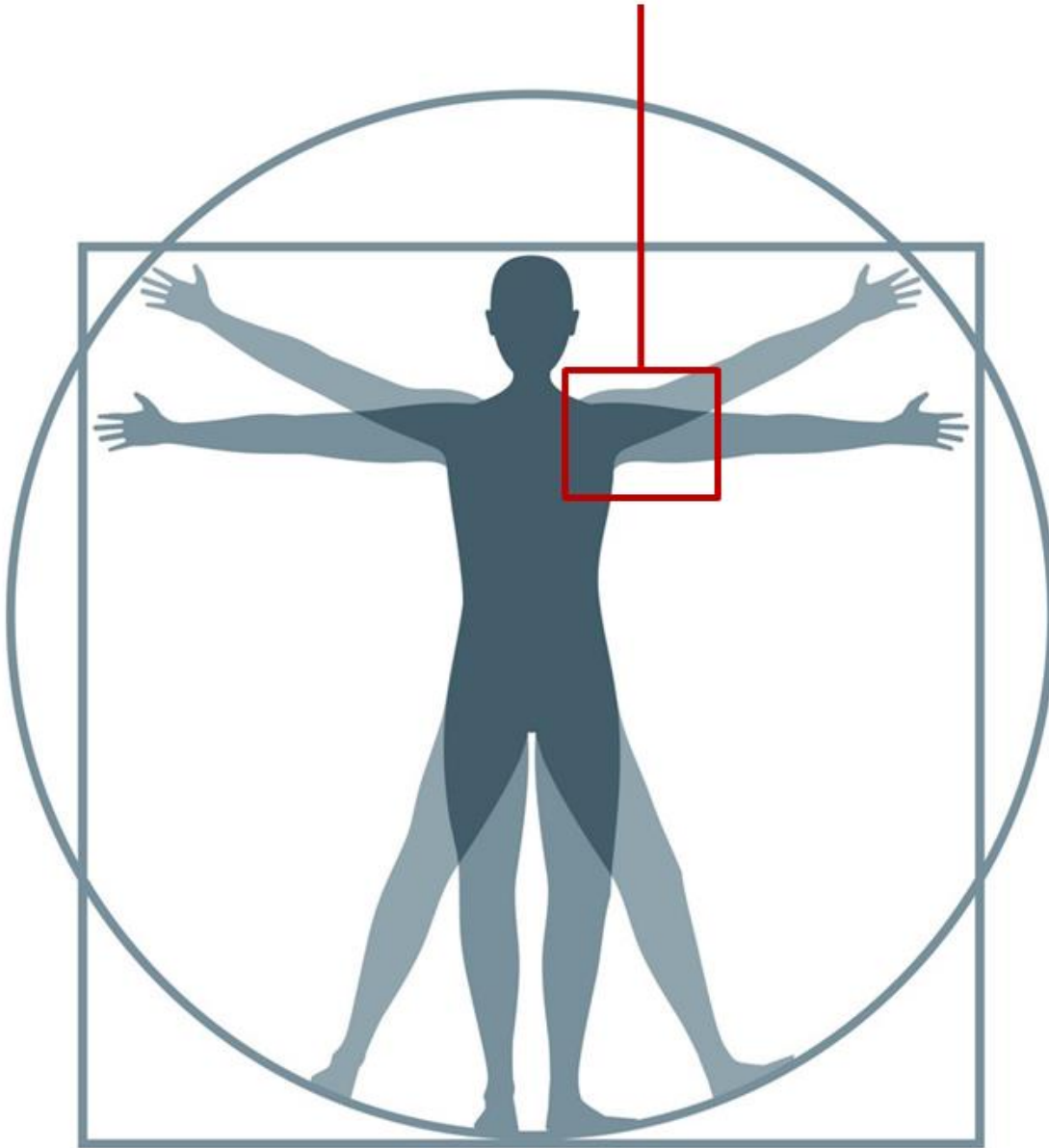
mesurée et pour comparer les ratios entre les deux côtés testés. Une ANOVA à mesures répétées a également été réalisée, puis une analyse post-hoc avec la correction de Bonferroni afin de comparer les moyennes pour chaque plage angulaire de 10°. Le CV a été calculé pour tester la reproductibilité absolue des données (Tableau VII).

Pour l'étude 2, Le Test T de Student pour échantillons appariés a été utilisé pour la comparaison de moyennes entre MFM et MF pour chaque variable mesurée. Une ANOVA à mesures répétées a également été réalisée, puis une analyse post-hoc avec la correction de Bonferroni afin de comparer les moyennes pour chaque plage angulaire de 10°. Le CV a été calculé pour tester la reproductibilité absolue des données (Tableau VII).

Site articulaire	Groupes musculaires	Dynamomètre isocinétique	Variables mesurées	Tests statistiques
Articulation scapulo-humérale (Etude 1)	<ul style="list-style-type: none"> • Rotateurs internes concentrique (Rlcon) et excentrique (Rlexc) • Rotateurs externes concentrique (REcon) et excentrique (REexc) 	<ul style="list-style-type: none"> • Cybex Norm® 	<ul style="list-style-type: none"> • Rlcon • REcon • Rlexc • REexc • REcon/Rlcon (RE/RI) • REexc/Rlcon • Rlexc/REcon 	<ul style="list-style-type: none"> • Test T de Student • ANOVA à mesures répétées • Coefficient de variation
Rachis lombaire (Etude 2)	<ul style="list-style-type: none"> • Fléchisseurs concentrique (Fcon) • Extenseurs concentrique (Econ) 	<ul style="list-style-type: none"> • Contrex® 	<ul style="list-style-type: none"> • Fcon • Econ • Fcon/Econ (F/E) 	<ul style="list-style-type: none"> • Test T de Student • ANOVA à mesures répétées • Coefficient de variation
Articulation fémoro-tibiale (Etude 3)	<ul style="list-style-type: none"> • Fléchisseurs concentrique (Fcon) et excentrique (Fexc) • Extenseurs concentrique (Econ) 	<ul style="list-style-type: none"> • Contrex® 	<ul style="list-style-type: none"> • Fcon • Fexc • Econ • Fcon/Econ (F/E) • Fexc/Econ 	<ul style="list-style-type: none"> • Test T de Student • ANOVA à mesures répétées • Coefficient de variation

Tableau VII. Synthèse des variables mesurées et des analyses statistiques réalisées pour chaque étude originale.

**ETUDE 1 : EVALUATION DES MUSCLES
ROTATEURS INTERNES ET EXTERNES DE
L'ARTICULATION SCAPULO-HUMÉRALE**



Etude 1

Résumé

Objectifs : Les ratios isocinétiques physiologique (RE/RI) et fonctionnels (REexc/RIcon ; RIexc/REcon) sont utilisés pour évaluer l'équilibre musculaire de l'articulation scapulo-humérale. Les ratios sont traditionnellement calculés à partir des moments de force maximaux (MFM) indépendamment de la position angulaire. Les objectifs de l'étude 1 étaient : de proposer une nouvelle méthode d'évaluation isocinétique des muscles rotateurs de l'articulation scapulo-humérale basée sur l'analyse des plages angulaires (MF), 1) de la comparer à la méthode classique associée aux MFM, 2) d'en évaluer la fiabilité. Méthode : 22 sujets ont participé aux tests isocinétiques des muscles rotateurs de la scapulo-humérale en position assise, l'épaule dans le plan scapulaire, à $60^{\circ}.s^{-1}$, en concentrique (CON) et excentrique (EXC) pour les deux épaules. Résultats : Les ratios-MF étaient différents entre les plages angulaires ($p < 0,05$) et différents des ratios-MFM ($p < 0,05$). La fiabilité était variable en fonction des plages angulaires. La majorité des ratios-MF calculés sur des plages angulaires non extrêmes étaient plus fiables que les ratios-MFM. Conclusions : Les résultats ont montré que les ratios étaient variables au cours du mouvement de rotation de l'épaule. De plus, le calcul des ratios par la méthode des plages angulaires donne accès à des informations différentes de la méthode classique associée aux MFM, et à des données fiables pour apprécier l'équilibre musculaire entre les rotateurs internes et les rotateurs externes de la scapulo-humérale.

Contexte

Les muscles rotateurs internes (RI) et externes (RE) de l'articulation scapulo-humérale jouent un rôle important dans la stabilité dynamique (Noffal, 2003). La balance entre ces groupes musculaires et la coordination de leurs contractions alternées sont des facteurs déterminants pour la performance sportive et pour la prévention des blessures associées à la scapulo-humérale (Noffal, 2003). L'équilibre musculaire fait l'objet de nombreuses recherches. Classiquement, ce paramètre est évalué à partir des ratios calculés à partir du MFM des muscles RI et RE dans des conditions isocinétiques standardisées (Edouard et coll., 2014). On distingue alors le ratio physiologique $MFM_{RE/RI}$ mesuré lors de contractions musculaires en modalité concentrique isocinétique (Wang et coll., 2000 ; Andrade et coll., 2010), et les ratios fonctionnels $MFM_{REexc/RIcon}$ et $MFM_{RIexc/REcon}$ mesurés à partir d'une contraction musculaire en modalité concentrique pour les agonistes et en modalité excentrique pour les antagonistes (Ng et Lam, 2002 ; Noffal, 2003).

Comme précisé précédemment, dans l'évaluation isocinétique habituelle, les ratios musculaires agoniste-antagoniste sont obtenus à partir de la valeur pic dans la courbe d'évolution, pour chaque groupe musculaire. Dans les analyses de l'évolution du moment de force au cours du mouvement des muscles rotateurs, il a été montré que les valeurs de MFM étaient atteintes à des angles proches des extrémités du mouvement. Souza et Cesar de Andrade(2012) ont observé que les deux tiers des MFM des RI de l'épaule dominante en modalité de contraction concentrique étaient obtenus dans les 5% initiaux de la courbe à $120^{\circ}.s^{-1}$ en décubitus dorsal, et donc en dehors de la plage isocinétique. Cette plage isocinétique varie en fonction de l'articulation testée, des groupes musculaires, de la latéralité, des vitesses angulaires et de la position utilisée, mais également du sujet et de son niveau d'expertise (Brown et coll., 1993, 1995 ; Souza et Cesar de Andrade, 2012 ; Mazuquin et coll., 2016). Les différentes phases du mouvement isocinétiques (accélération, plage isocinétique, décélération) ne sont pas reproductibles, en particulier à vitesse angulaire lente (Brown et coll., 2005), et pourraient donc avoir un effet mineur sur la fiabilité du MFM, mais un impact plus

important sur les ratios calculés. En effet, Edouard et coll. (2011b, 2013b) ont observé un manque de fiabilité des ratios physiologiques ($ICC = 0,50-0,79$) et fonctionnels ($ICC = 0,44-0,81$) pour l'évaluation des muscles rotateurs de l'épaule.

D'autre part, il a été observé que les muscles agonistes et antagonistes n'atteignaient pas leur MFM respectif à la même angulation (Croisier et Crielaard, 1999b ; Sonza et Cesar de Andrade, 2012). Sonza et Cesar de Andrade (2012) ont également rapporté un effet de la modalité de contraction sur la position angulaire d'atteinte des MFM des RI et RE (Sonza et Cesar de Andrade, 2012). Ils ont observé qu'en modalité concentrique, tous les MFM des RI étaient atteints dans le premier tiers de la courbe alors que 53% des MFM des RE étaient obtenus sur le tiers moyen de la courbe (Sonza et Cesar de Andrade, 2012).

Ensemble, ces observations ont remis en question l'intérêt des ratios physiologiques et fonctionnels basés sur les valeurs de MFM dans l'analyse dynamique de l'équilibre des muscles rotateurs de l'articulation scapulo-humérale. Dehail et coll. (2008) ont montré par une analyse par plage angulaire que les ratios des muscles fléchisseurs / extenseurs et abducteurs / adducteurs de l'épaule n'étaient pas constants au cours du mouvement chez des sujets paraplégiques. Ils ont également montré que les valeurs des MF des muscles agonistes et antagonistes changeaient en fonction de la position angulaire du mouvement rotatoire.

Peu d'études ont exploré l'évolution de la balance entre les muscles rotateurs internes et externes au cours du mouvement, alors qu'ils représentent les principaux stabilisateurs de l'épaule (Sangwan et coll., 2015). A notre connaissance, il n'existe que les travaux de Ruas et coll. (2014), qui ont montré, par l'utilisation de l'approche sectorielle par angles spécifiques, que les ratios n'étaient pas constants pendant le mouvement. La méthode de calcul des ratios par angles spécifiques est une méthode intéressante, mais sa fiabilité pour l'évaluation des muscles rotateurs de l'épaule, n'a fait l'objet d'aucune étude. Nous suggérons que la méthode par plage angulaire utilisée par Dehail et coll. (2008) serait une méthode pertinente à utiliser pour évaluer les muscles rotateurs de l'épaule, et

que le moyennage des MF par plage angulaire pourrait offrir une bonne reproductibilité des ratios associés.

Dans une perspective dynamique, il est essentiel de prendre en compte le potentiel musculaire dans son intégralité. À cette fin, nous suggérons une méthode alternative basée sur une analyse sectorielle par plage angulaire de 10°. Les objectifs du présent travail sont :

- 1) Étudier les rapports physiologiques et fonctionnels des rotateurs internes / externes de l'articulation scapulo-humérale en utilisant la méthode par plage angulaire et en étudier la fiabilité.
- 2) Comparer les ratios par plage angulaire avec les ratios classiques associés au MFM.

En supposant que les paramètres isocinétiques soient évolutifs au cours du mouvement et que l'approche sectorielle soit une méthode fiable, nous proposons ici une nouvelle alternative d'évaluation isocinétique pour apprécier la balance musculaire des muscles rotateurs de l'articulation scapulo-humérale.

Matériel et Méthode

Dans l'étude 1, vingt-deux hommes ($23,0 \pm 2,7$ ans, $180,6 \pm 5,7$ cm, $74,6 \pm 6,5$ kg), ont participé volontairement aux évaluations isocinétiques des rotateurs de l'articulation scapulo-humérale. Dix d'entre-eux ($22,8 \pm 2,0$ ans, $180,8 \pm 6,8$ cm, $74,8 \pm 6,6$ kg) ont également participé à une séance supplémentaire pour l'analyse de la fiabilité (Figure 16).

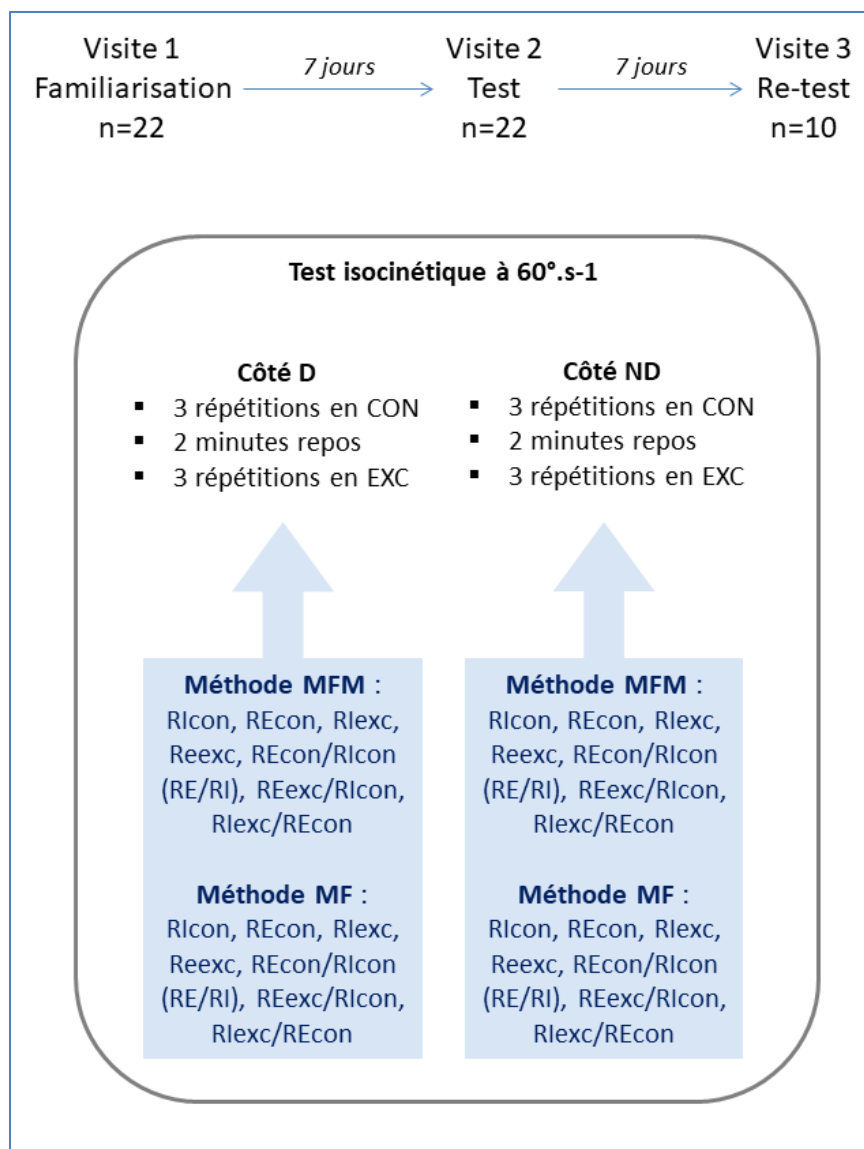


Figure 16. Résumé du protocole isocinétique et des variables mesurées et calculées dans le cadre de l'étude 1.

Résultats

Les valeurs de MFM étaient supérieures aux valeurs maximales de MF moyen par plage angulaire quelle que soit la modalité de contraction (Tableau VIII). Les valeurs de MF pour les RI atteignaient les valeurs maximales sur la plage entre 20 et 40°, alors que les valeurs maximales de MF des muscles RE atteignaient les valeurs maximales entre 60 et 90° (Figure 17).

Les ratios-MF ont présenté des changements significatifs entre les plages angulaires ($p < 0,05$, Tableau VIII). De plus, les résultats ont montré des différences significatives entre D et ND pour le ratio $MF_{RE/RI}$ entre 20 et 70°. Concernant les ratios-MFM, l'étude statistique a révélé des différences significatives entre D et ND pour les ratios $MFM_{RE/RI}$ et $MFM_{REexc/RIcon}$. Des différences significatives ont été rapportées entre les ratios-MF et les ratios-MFM (Figure 18). Les valeurs maximales des ratios $MF_{RE/RI}$ et $MF_{REexc/RIcon}$ étaient comprises entre 60 et 100°. Les valeurs les plus élevées des ratios $MF_{RIexc/REcon}$ ont été trouvées entre 20 et 40°.

Dans la présente étude, les indices CV ont été calculés pour tous les ratios (Tableau IX). Les ratios-MFM physiologiques et fonctionnels présentaient des valeurs CV entre 7,0 et 28,5%. Pour les ratios-MF, les indices CV étaient faibles sur les plages angulaires extrêmes du mouvement (non-isocinétiques), mais pour la majorité des plages angulaires, les indices de fiabilité des ratios-MF étaient meilleurs que ceux des ratio-MFM (Tableau IX).

n=22			MFM	0-10°	10-20°	20-30°	30-40°	40-50°	50-60°	60-70°	70-80°	80-90°	90-100°	100-110°	
Moment de Force (N.m)	D	CON	RI	53,79 (9,99)	29,39 (6,76)	47,19 (9,92)	49,53 (10,13)	50,51 (9,66)	50,27 (9,40)	49,05 (9,01)	46,92 (8,46)	44,87 (7,89)	42,81 (7,53)	39,70 (7,59)	24,53 (7,15)
			RE	32,51 (5,45)	16,61 (4,96)	23,33 (4,86)	25,08 (5,36)	25,99 (5,37)	26,40 (5,58)	26,37 (5,83)	26,50 (6,06)	26,81 (6,42)	26,71 (6,39)	25,05 (6,38)	16,90 (3,78)
		EXC	RI	62,55 (9,48)	27,68 (16,73)	49,82 (11,15)	57,30 (9,57)	58,29 (9,44)	57,47 (8,73)	55,94 (8,27)	53,71 (7,60)	50,91 (6,85)	46,36 (6,03)	37,91 (5,87)	19,71 (5,78)
			RE	38,62 (8,20)	17,61 (7,14)	27,11 (7,40)	30,71 (7,62)	32,02 (6,72)	32,66 (6,36)	33,24 (6,30)	33,39 (6,88)	33,54 (7,16)	33,09 (6,89)	26,79 (9,64)	15,95 (9,59)
	ND	CON	RI	51,87 (9,13)	28,62 (7,38)	44,70 (9,55)	46,53 (9,17)	47,83 (8,95)	47,31 (8,18)	45,55 (7,54)	43,16 (7,26)	40,69 (6,69)	38,36 (5,99)	35,51 (5,49)	21,55 (7,58)
			RE	27,46 (3,71)	13,56 (4,36)	19,95 (5,11)	21,45 (5,28)	22,10 (5,27)	22,25 (4,68)	22,34 (4,33)	22,26 (3,96)	22,61 (3,69)	23,15 (3,68)	21,98 (3,56)	14,36 (3,49)
		EXC	RI	56,98 (9,85)	27,21 (15,21)	46,69 (14,26)	51,36 (10,69)	52,09 (9,50)	51,63 (8,35)	50,00 (7,36)	47,25 (6,17)	43,36 (5,40)	38,69 (5,43)	31,01 (6,05)	17,40 (6,34)
			RE	34,39 (4,97)	15,25 (3,37)	23,33 (3,81)	27,84 (4,29)	29,87 (4,38)	30,38 (4,62)	30,48 (4,96)	30,50 (4,89)	29,66 (5,40)	28,18 (6,13)	23,19 (9,18)	12,94 (7,26)
Ratios	D	RE/RI	0,61 (0,09)	0,59 (0,22)	0,51 (0,12)	0,52 (0,10)	0,52 (0,09)	0,53 (0,09)	0,54 (0,09)	0,57 (0,09)	0,60 (0,09)	0,62 (0,10)	0,63 (0,13)	0,76 (0,38)	
		REexc/RIcon	0,74 (0,16)	0,63 (0,28)	0,59 (0,19)	0,63 (0,17)	0,65 (0,14)	0,66 (0,13)	0,69 (0,12)	0,72 (0,13)	0,76 (0,15)	0,79 (0,17)	0,70 (0,27)	0,68 (0,41)	
		Rlexc/REcon	1,95 (0,27)	1,82 (1,21)	2,22 (0,62)	2,36 (0,53)	2,31 (0,48)	2,24 (0,43)	2,19 (0,43)	2,10 (0,41)	1,98 (0,40)	1,81 (0,40)	1,61 (0,48)	1,25 (0,53)	
	ND	RE/RI	0,54 (0,08)	0,51 (0,23)	0,46 (0,14)	0,47 (0,11)	0,47 (0,10)	0,48 (0,09)	0,50 (0,09)	0,52 (0,09)	0,56 (0,10)	0,61 (0,12)	0,64 (0,15)	0,82 (0,58)	
		REexc/RIcon	0,68 (0,12)	0,57 (0,21)	0,55 (0,14)	0,62 (0,13)	0,64 (0,12)	0,66 (0,12)	0,68 (0,13)	0,72 (0,13)	0,74 (0,13)	0,74 (0,16)	0,67 (0,29)	0,73 (0,58)	
		Rlexc/REcon	2,06 (0,43)	2,25 (1,58)	2,47 (1,08)	2,51 (0,81)	2,46 (0,70)	2,39 (0,54)	2,29 (0,44)	2,17 (0,38)	1,96 (0,34)	1,70 (0,30)	1,44 (0,32)	1,31 (0,55)	

Tableau VIII : Moyennes (\pm écart-types) du moment de force maximal (MFM) et du moment de force moyen par plage angulaire de 10° (en N.m) en modalité concentrique (CON) et excentrique (EXC) à 60°.s⁻¹ pour les rotateurs internes (RI) et externes (RE) de l'articulation scapulo-humérale côté dominant (D) et non-dominant (ND), avec les ratios physiologiques (RE/RI) et fonctionnels (REexc/RIcon ; Rlexc/REcon) associés. Les plages non isocinétiques sont surlignées en gris.

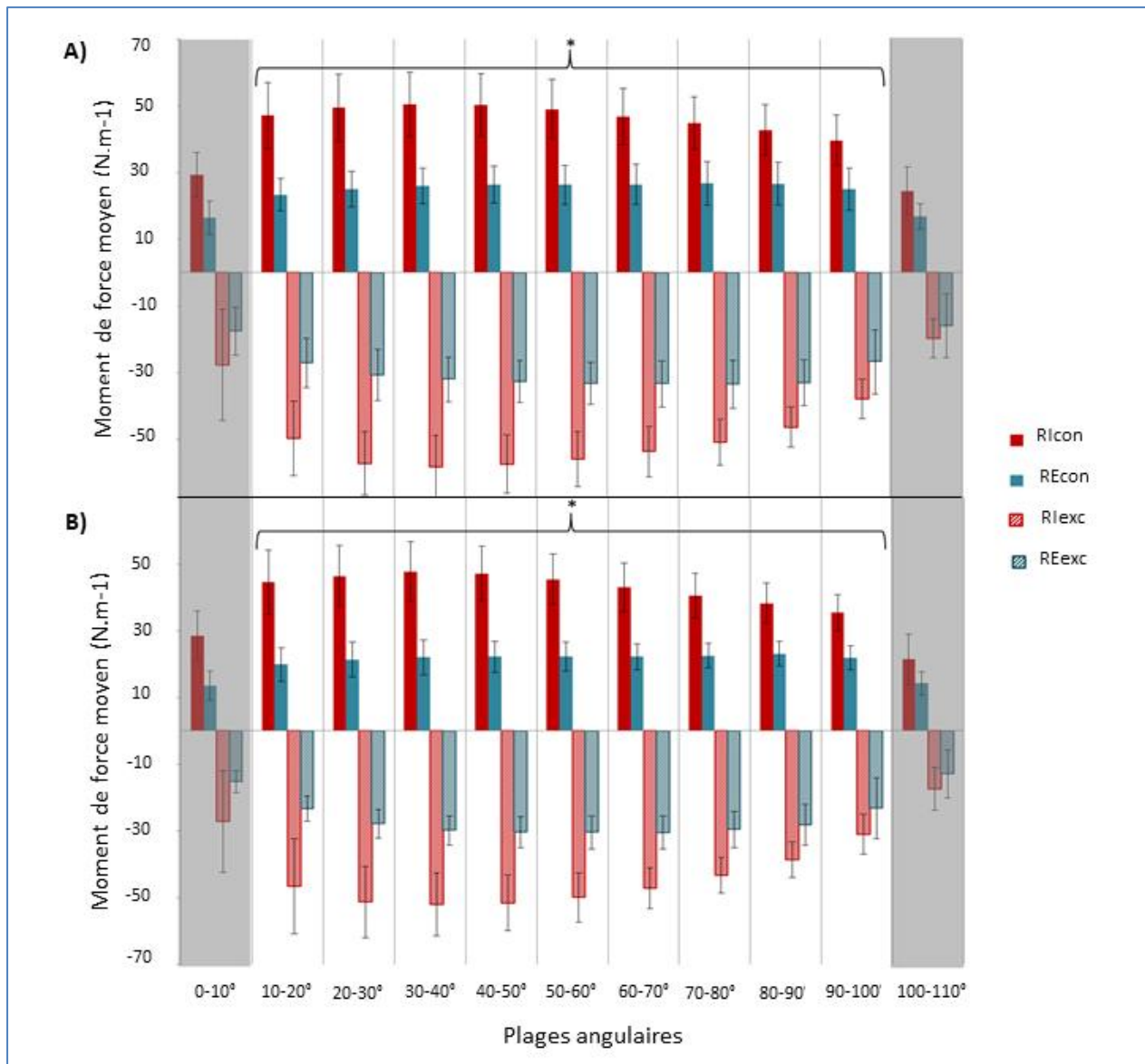


Figure 17. Evolution du moment de force moyen par plage angulaire de 10° (MF) en modalité concentrique (CON) et excentrique (EXC) à 60°·s⁻¹ pour les rotateurs internes (RI) et externes (RE) de l'articulation scapulo-humérale du côté dominant (A) et non-dominant (B). Les plages non isocinétiques sont surlignées en gris. *Différence significative (P < 0,05) entre les ratios-MF et les ratios-MFM.

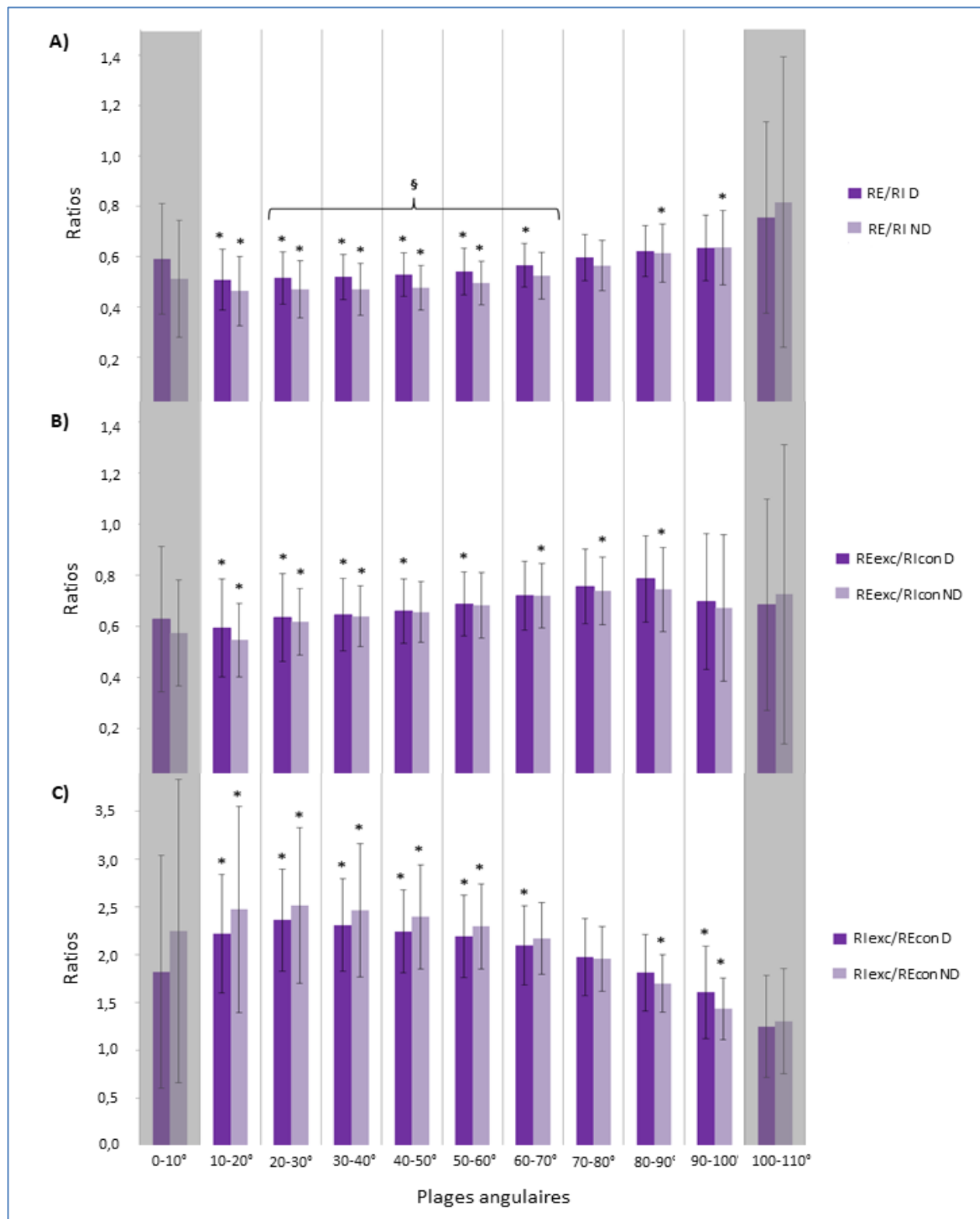


Figure 18. Evolution des ratios physiologiques RE/RI (A) et fonctionnels REexc/RIcon (B) et Rlexc/REcon (C) à 60°.s⁻¹ de l'articulation scapulo-humérale du côté dominant (D) et non-dominant (ND). Les plages non isocinétiques sont surlignées en gris. *Différence significative (P < 0,05) entre les ratios-MF et les ratios-MFM. §Différence significative entre côté D et ND (P < 0,05).

n=10		MFM	0-10°	10-20°	20-30°	30-40°	40-50°	50-60°	60-70°	70-80°	80-90°	90-100°	100-110°
D	RE/RI	12,7	57,4	14,0	14,3	14,0	14,6	12,6	11,7	11,8	12,4	26,7	49,9
	REexc/RIcon	15,8	47,0	13,4	11,9	12,2	11,5	12,4	16,5	17,3	20,1	19,9	153,4
	Rlexc/REcon	13,3	135,2	26,3	14,7	14,2	15,0	12,2	15,0	15,1	14,8	32,2	43,4
ND	RE/RI	16,8	69,3	21,6	11,0	7,4	8,6	7,1	8,9	10,0	10,0	10,8	44,8
	REexc/RIcon	7,0	23,1	12,7	13,3	9,5	9,1	8,4	7,4	7,6	14,9	79,3	53,2
	Rlexc/REcon	28,5	64,6	36,3	28,0	23,1	20,3	19,0	20,3	21,2	17,9	26,8	51,7

Tableau IX. Coefficient de variation ou CV (exprimé en %) pour les ratios physiologique (RE/RI) et fonctionnels (REexc/RIcon ; Rlexc/REcon) à 60°.s⁻¹ associés aux moments de force maximaux (MFM) et aux moments de force moyens par plage angulaire de 10° pour l'articulation scapulo-humérale côté dominant (D) et non-dominant (ND). Les plages non isocinétiques sont surlignées en gris.

Discussion

Lors de l'élaboration de ce travail, nous avons deux considérations à l'esprit. Premièrement, nous voulions proposer une nouvelle méthode exprimant la relation moment-angle pour l'ensemble du mouvement de rotation. Une deuxième considération était de proposer une méthode fiable. Nos principaux résultats ont montré une différence significative entre la méthode classique associée aux MFM et la méthode par plage angulaire, avec une fiabilité des ratios plus élevée pour l'approche angulaire 10° par 10° par rapport au calcul des ratios basés sur les MFM.

Nos résultats ont montré que les MFM des RI étaient supérieurs à ceux des RE, et les valeurs enregistrées en modalité EXC étaient supérieures à celles enregistrées en modalité CON (Tableau VIII). Ces résultats sont en accord avec les résultats de Forthomme et coll. (2011) et Edouard et coll. (2013b). Nos résultats ont révélé la même tendance pour les MF par plage angulaire, les RI étant meilleurs que les RE, quelle que soit la plage angulaire du mouvement ($P < 0,05$). Cependant, nous avons constaté des différences significatives sur toute l'amplitude du mouvement entre MF et MFM, y compris les valeurs maximales de MF. Cela peut s'expliquer par le lissage des données généré par le moyennage de la méthode par plage angulaire, contrairement à la méthode du pic qui correspond au point maximal. Les résultats ont montré que les angles optimaux auxquelles étaient associées les valeurs maximales pour les RI et RE étaient opposés dans le mouvement, et que la courbe de tendance était différente pour ces deux groupes musculaires. Ceci s'explique par la relation tension-longueur que nous avons précédemment exposée (Stefanska, 2006). Le potentiel musculaire maximal des agonistes et des antagonistes est atteint à un angle optimal, qui correspond à la longueur de repos physiologique d'un muscle, où les filaments d'actine et de myosine de sarcomères se chevauchent de manière optimale (Cibulka et coll., 2014). Cet angle optimal a été atteint à 30-40° pour les RI et à 60-90° pour les RE.

Concernant les ratios, nos résultats ont montré que les ratios MFM étaient globalement similaires aux "valeurs normatives" connues dans la littérature. Les valeurs normatives sont généralement comprises entre 0,52 et 0,80 pour le ratio physiologique $MFM_{RE/RI}$ (Wang et coll., 2000 ; Andrade et coll., 2010 ; Vogelpohl et Kollock, 2015), entre 0,60 et 1 pour le ratio fonctionnel $MFM_{REexc/RIcon}$ (Sacco et coll., 2007, Vogelpohl et Kollock, 2015), et entre 1,30 et 2,30 pour le ratio fonctionnel $MFM_{RIexc/REcon}$ (Vogelpohl et Kollock, 2015). Fait remarquable, les résultats ont montré des différences significatives entre les ratios-MFM et les ratios-MF pour les trois ratios calculés. Rappelons que les ratios-MF étaient calculés à partir d'un moyennage de données par plage angulaire de 10°, tandis que les ratios-MFM étaient calculés à partir de deux valeurs pic, indépendamment de la position angulaire. Des différences significatives entre D et ND ont été rapportées pour le ratio physiologique associé aux MF (entre 20 et 70°) et aux MFM. En revanche, pour le ratio $MFM_{REexc/RIcon}$, l'analyse statistique a montré une différence significative entre D et ND, contrairement aux ratios $MF_{REexc/RIcon}$. Les ratios-MF étaient également différents entre les plages angulaires. Le rapport physiologique $MF_{RE/RI}$ était plus faible en rotation externe et avait tendance à augmenter en rotation interne. En effet, la différence de potentiel entre les muscles agonistes et antagonistes était moins importante en rotation interne, ce qui s'explique par la relation moment-angle qui anime les muscles rotateurs : les rotateurs internes et externes sont moins efficaces en position légèrement raccourcie, donc à l'extrémité de la rotation interne pour les RI et à l'extrémité de la rotation externe pour les RE (Cibulka et coll., 2014). Cela pourrait s'expliquer par le stockage et la récupération de l'énergie élastique. Roberts (2016) a montré que les tendons, qui sont de véritables ressorts, peuvent avoir un effet significatif sur la force, la puissance et la vitesse de déplacement. De plus, les muscles rotateurs se comportent de manière similaire dans des conditions isométriques où la courbe de relation longueur-tension est représentée par une courbe inversée en forme de «U», avec une partie ascendante plus raide lorsque les rotateurs sont en position raccourcie et une partie descendante plus plate lorsque les rotateurs sont en position étirée (Cibulka et coll., 2014).

Pour les rapports fonctionnels, nos résultats ont montré une meilleure capacité des antagonistes à contrôler l'action concentrique des agonistes à la fin du mouvement dynamique (donc, à la fin de la rotation interne pour le ratio $MF_{REexc/RIcon}$ et à la fin de la rotation externe pour le ratio $MF_{Rlexc/REcon}$). Ce contrôle excentrique est représentatif de la réalité fonctionnelle et notamment des mouvements dynamiques : les phases d'armer et de lancer étant associées respectivement aux ratios fonctionnels $MFM_{Rlexc/REcon}$ et $MFM_{REexc/RIcon}$ (Vogelpohl et Kollock, 2015).

Ruas et coll. (2014) ont étudié l'évolution des ratios physiologiques et fonctionnels des muscles rotateurs de la scapulo-humérale en utilisant la méthode à angles spécifiques. Ils ont montré des différences significatives entre les valeurs des ratios associés à cette méthode et celles des ratios calculés à partir des MFM pour les ratios fonctionnels. Cependant, il n'y avait pas de différence significative entre les ratios physiologiques. Cette méthode sectorielle à angles spécifiques permet d'avoir plus d'informations pendant au cours du mouvement, mais correspond à un point de données à un angle donné. De plus, la fiabilité de cette méthode n'a pas été étudiée, sauf pour l'articulation du genou où les indices sont médiocres (Ayala et coll., 2012).

La méthode par plage angulaire semble être fiable. Les ratios les plus largement utilisés dans la littérature (RE/RI et $REexc/RIcon$) avaient des indices de fiabilité plus élevés en utilisant la méthode par plage angulaire que la méthode associée aux MFM (Tableau IX). Le manque de fiabilité de la méthode de calcul des ratios à partir des MFM est une information connue (Edouard et coll., 2013b). Cette différence en termes de reproductibilité entre les deux méthodes peut s'expliquer par le fait que le moyennage par plage angulaire provoque un lissage qui est donc moins sujet aux variations, alors que le MFM correspond à une valeur brute, au même titre que la méthode sectorielle des angles spécifiques. Nos résultats ont également montré une meilleure reproductibilité absolue pour les ratios physiologiques (RE/RI) par rapport aux ratios fonctionnels ($REexc/RIcon$ et $Rlexc/REcon$). Ce résultat peut s'expliquer par l'intégration de la modalité excentrique. En effet, certains auteurs ont montré que la fiabilité absolue pour la

modalité CON était meilleure que pour la modalité EXC (Van Meeteren et coll., 2002 ; Forthomme et coll., 2011). De plus, l'interposition du poignet pourrait expliquer la différence concernant de reproductibilité entre la modalité de contraction concentrique et excentrique (Cozette et coll., 2017).

La fiabilité des ratios-MF n'était pas bonne sur toutes les plages angulaires, en particulier sur les plages angulaires extrêmes du mouvement. Les indices de fiabilité pourraient être améliorés en modifiant la position de test. Forthomme et coll. (2011) ont montré une meilleure fiabilité absolue en position décubitus dorsal.

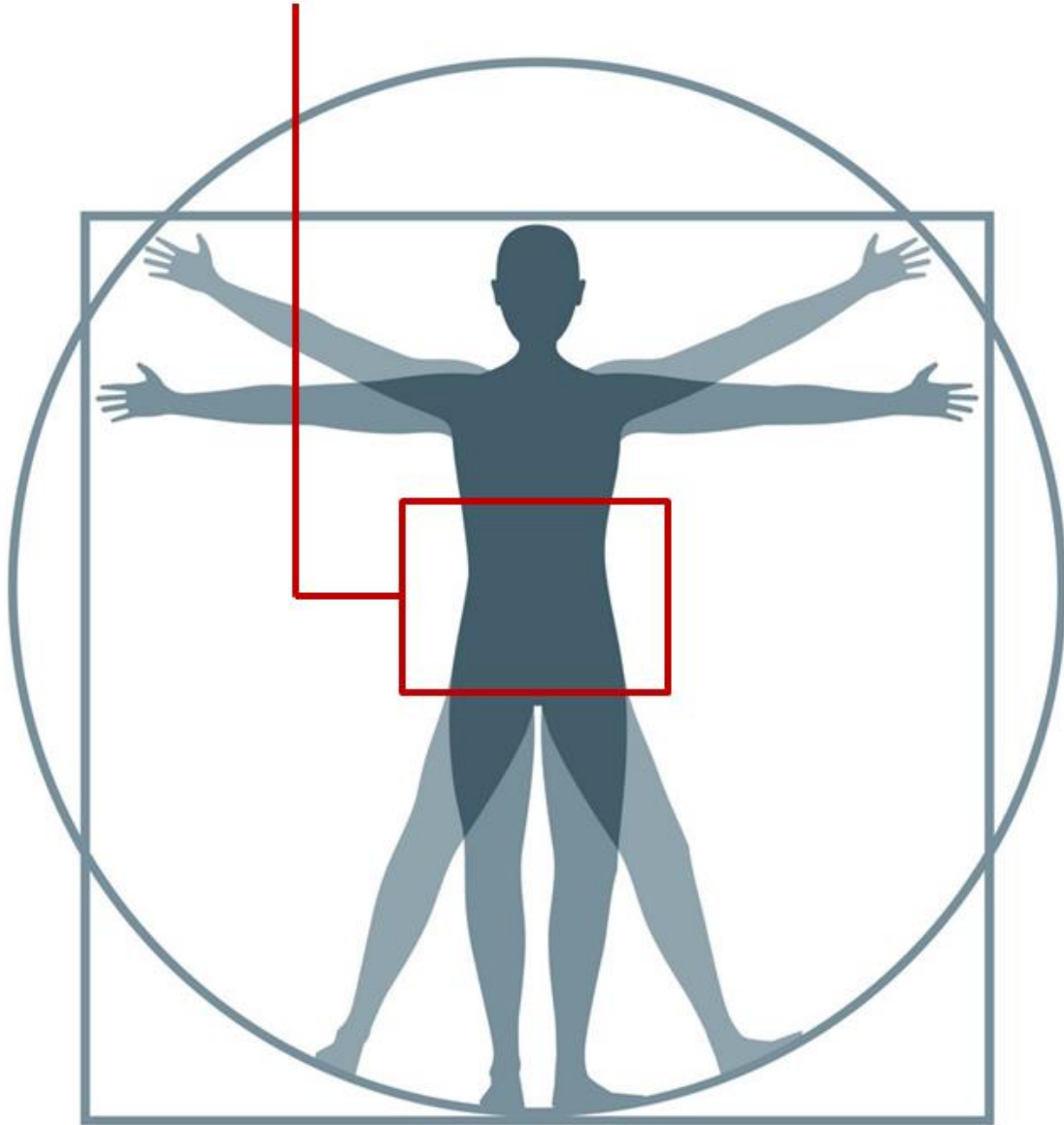
La quantification de l'équilibre musculaire par la méthode des plages angulaires pourrait être déterminante pour l'étude d'une population spécifique (c'est-à-dire les sportifs et les sujets pathologiques). Le déséquilibre entre RI et RE pourrait être responsable d'un défaut de centrage de la tête humérale (Howell et coll., 1988). De plus, Tanaka et coll. (2012) et Clément et coll. (2017) ont montré chez des patients présentant une instabilité antérieure chronique que la position la plus instable pour la scapulo-humérale n'était pas en abduction/rotation externe maximale, mais sur la plage centrale du mouvement. En effet, ce sont principalement les éléments de stabilisation passive qui assurent la stabilité de l'articulation en abduction/rotation externe maximale (Urayama et coll., 2001). Ainsi, l'utilisation du MFM pour calculer les ratios est insuffisante pour l'exploration de la stabilité dynamique : d'une part, les ratios de MFM sont associés alors qu'ils sont enregistrés à des angles différents pour les RI et les RE, d'autre part, les ratios-MFM ont une fiabilité discutable.

Conclusion

Pour conclure l'étude 1, les paramètres isocinétiques sont évolutifs pendant le mouvement et les ratios associés à la méthode par plage angulaire sont différents des ratios calculés avec les pics. Les ratios physiologiques et fonctionnels avaient une fiabilité satisfaisante sur les plages angulaires isocinétiques, contrairement aux ratios habituellement utilisés et associés aux MFM. La méthode par plage angulaire

complète bien l'évaluation isocinétique classique et permet de fournir des informations supplémentaires. Ces informations pourraient être précieuses dans le suivi du sportif, par exemple chez le lanceur, qui de par sa pratique s'expose aux instabilités scapulo-humérales. De plus, la plage centrale du mouvement semble être un secteur où les stabilisateurs dynamiques ont un rôle primordial pour maintenir le centrage de la tête humérale pendant le mouvement. L'évaluation de la balance musculaire par plage angulaire pourrait permettre d'évaluer de manière spécifique ce secteur articulaire, et de mettre en place des actions plus précises, par exemple avec la création d'un programme de renforcement sectorisé.

**ÉTUDE 2 : ÉVALUATION DES MUSCLES
FLÉCHISSEURS ET EXTENSEURS DU RACHIS
LOMBAIRE**



Etude 2

Résumé

Objectifs : Le ratio isocinétique physiologique (F/E) est utilisé pour évaluer l'équilibre musculaire du rachis lombaire. De manière classique, ce ratio isocinétique est calculé à partir de l'enregistrement de deux données qui correspondent aux moments de force maximaux (MFM) des fléchisseurs et des extenseurs, et qui sont mesurés indépendamment de la position angulaire. Les objectifs de cette études sont 1) de proposer une nouvelle méthode d'évaluation isocinétique des muscles fléchisseurs et extenseurs du rachis lombaire basée sur l'analyse des plages angulaires de 10° (MF), de la comparer à la méthode classique associée aux MFM, 2) d'en évaluer la fiabilité. Méthode : 9 sujets ont participé aux tests isocinétiques des muscles fléchisseurs et extenseurs du rachis lombaire à 60°.s⁻¹ en concentrique. Résultats : Les ratios-MF avaient des valeurs significativement différentes entre les plages angulaires ($p < 0,05$), ces valeurs étaient également significativement différentes des ratios-MFM ($p < 0,05$). De plus, la fiabilité des ratios-MF était bonne, au même titre que les ratios-MFM. Conclusions : Les ratios sont évolutifs au cours du mouvement de flexion/extension du tronc. De plus le calcul des ratios par la méthode des plages angulaires fournit des informations associées à des secteurs angulaires qui sont fiables et différentes des informations apportées par le calcul des ratios à partir de la méthode classique (MFM).

Contexte

L'équilibre entre la force des fléchisseurs et des extenseurs du tronc peut contribuer à la stabilité dynamique de la colonne vertébrale et peut prévenir les troubles musculo-squelettiques tels que les douleurs lombaires (Iwai et coll., 2004) ainsi que les blessures des membres inférieurs, notamment les troubles de l'articulaire fémoro-tibiale (Raschner et coll., 2012 ; De Blaiser et coll., 2018 ; Emami et coll., 2018). Raschner et coll. (2012) ont montré que la balance musculaire entre la force des fléchisseurs et des extenseurs du tronc était significativement différente chez les skieurs de fond blessés par rapport à une population témoin. Les auteurs ont identifié la stabilité dynamique du tronc, représentée par la balance entre les fléchisseurs et les extenseurs, comme facteur de risque prédominant dans la survenue de lésions du ligament croisé antérieur chez les jeunes skieurs.

La technologie isocinétique est connue pour sa fiabilité dans l'évaluation du tronc (Guilhem et coll., 2014). Le dynamomètre isocinétique génère des ratios qui fournissent des informations importantes sur la force relative et sur la balance musculaire entre agonistes et antagonistes (Willigenburg et coll., 2015). Dans le cadre de l'évaluation isocinétique des muscles fléchisseurs et extenseurs du tronc, le rapport physiologique mesuré lors de la contraction musculaire concentrique est couramment utilisé. Il est habituellement généré par la mesure de deux valeurs pics, appelées moments de force maximaux (MFM), et enregistrées pour les agonistes et les antagonistes indépendamment de la position angulaire (Cozette et coll., 2019). Les ratios associés aux MFM n'ont pas la capacité de caractériser la variation de l'équilibre musculaire inhérente à la relation moment-angle. A notre connaissance, aucune étude n'a porté sur l'analyse sectorielle de la balance entre les fléchisseurs et les extenseurs du tronc.

Dans le présent travail, nous avons deux objectifs :

- 1) Étudier les rapports physiologiques des fléchisseurs / extenseurs du tronc en utilisant la méthode par plage angulaire et en étudier la fiabilité.

2) Comparer les ratios par plage angulaire avec les ratios classiques associés au MFM.

En supposant que les ratios par plage angulaire fournissent des informations différentes de la méthode classique et que l'approche sectorielle soit fiable, nous suggérons ici un nouvel éclairage pour évaluer les fléchisseurs et les extenseurs du tronc sur la base d'une analyse sectorielle par plage angulaire de 10°.

Matériel et Méthode

Pour l'étude 2, 9 volontaires ont participé aux évaluations isocinétiques des fléchisseurs et extenseurs du rachis lombaire ($26,4 \pm 6,9$ ans, $174,3 \pm 6,8$ cm, $69,9 \pm 13,0$ kg), dont 8 sujets ayant également participé à une évaluation supplémentaire pour apprécier la reproductibilité (Figure 19).

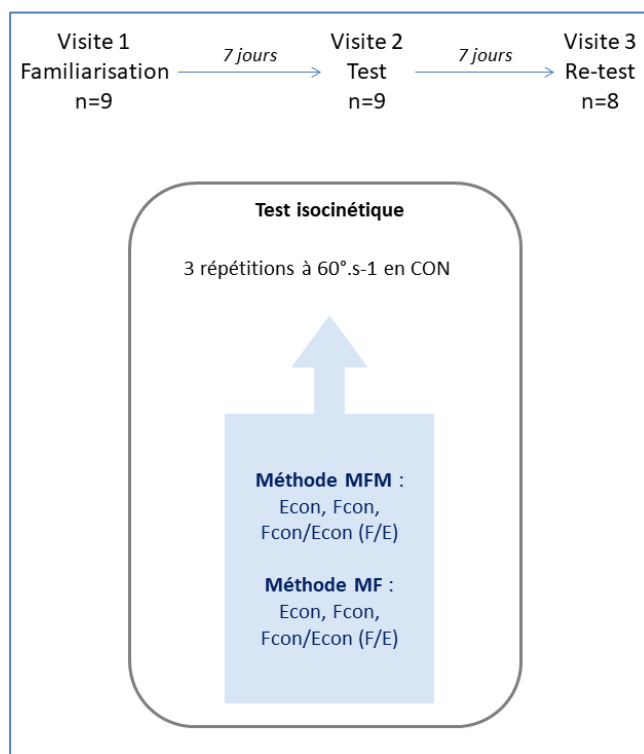


Figure 19. Résumé du protocole isocinétique et des variables mesurées et calculées dans le cadre de l'étude 2.

Résultats

Les valeurs de MFM étaient supérieures aux valeurs maximales de MF moyen par plage angulaire (Tableau X). Les valeurs de MF pour les E atteignaient les valeurs maximales sur la plage entre 60 et 70°, alors que les valeurs maximales de MF des muscles F atteignaient les valeurs maximales entre 30 et 40° (Figure 20).

Les ratios-MF ont présenté des changements significatifs entre les plages angulaires ($p < 0,05$, Tableau X). Les ratios-MF étaient significativement différents ($P < 0,05$) des ratios-MFM. Les valeurs les plus élevées des ratios $MF_{F/E}$ ont été trouvées sur la plage angulaire 20-30°.

Pour cette étude, le CV a été calculé pour tous les ratios (Tableau XI). Des valeurs de CV faibles ont été trouvées aux deux extrémités du mouvement, comparativement à la course moyenne du mouvement. Ainsi, pour les plages angulaires isocinétiques, la fiabilité absolue des ratios-MF représentés par le CV était excellente, au même titre que les ratios-MFM.

n= 9			MFM	10-20°	20-30°	30-40°	40-50°	50-60°	60-70°	70-80°
Moment de force (N.m)	CON	E	286,78 (61,13)	39,07 (12,07)	172,99 (50,20)	201,83 (51,76)	232,21 (50,27)	263,31 (50,58)	278,34 (58,79)	121,08 (45,87)
		F	143,71 (37,79)	47,90 (17,21)	131,85 (34,27)	134,02 (36,46)	130,28 (36,52)	122,99 (36,86)	116,79 (36,00)	29,18 (12,67)
Ratios	F/E		0,51 (0,08)	1,27 (0,31)	0,77 (0,12)	0,66 (0,08)	0,55 (0,06)	0,46 (0,06)	0,42 (0,07)	0,24 (0,06)

Tableau X. Moyennes (\pm écart-types) du moment de force maximal (MFM) et du moment de force moyen par plage angulaire de 10° (en N.m) en modalité concentrique (CON) à 60°.s⁻¹ pour les extenseurs (E) et fléchisseurs (F) du rachis lombaire, avec les ratios physiologiques (F/E) associés. Les plages non isocinétiques sont surlignées en gris.

n= 8		MFM	10-20°	20-30°	30-40°	40-50°	50-60°	60-70°	70-80°
F/E		3,9	19,2	6,9	4,3	3,6	4,0	5,8	12,8

Tableau XI. Coefficient de variation ou CV (exprimé en %) pour les ratios physiologiques (F/E) à 60°.s⁻¹ associés aux moments de force maximaux (MFM) et aux moments de force moyens par plage angulaire de 10° pour le rachis lombaire. Les plages non isocinétiques sont surlignées en gris.

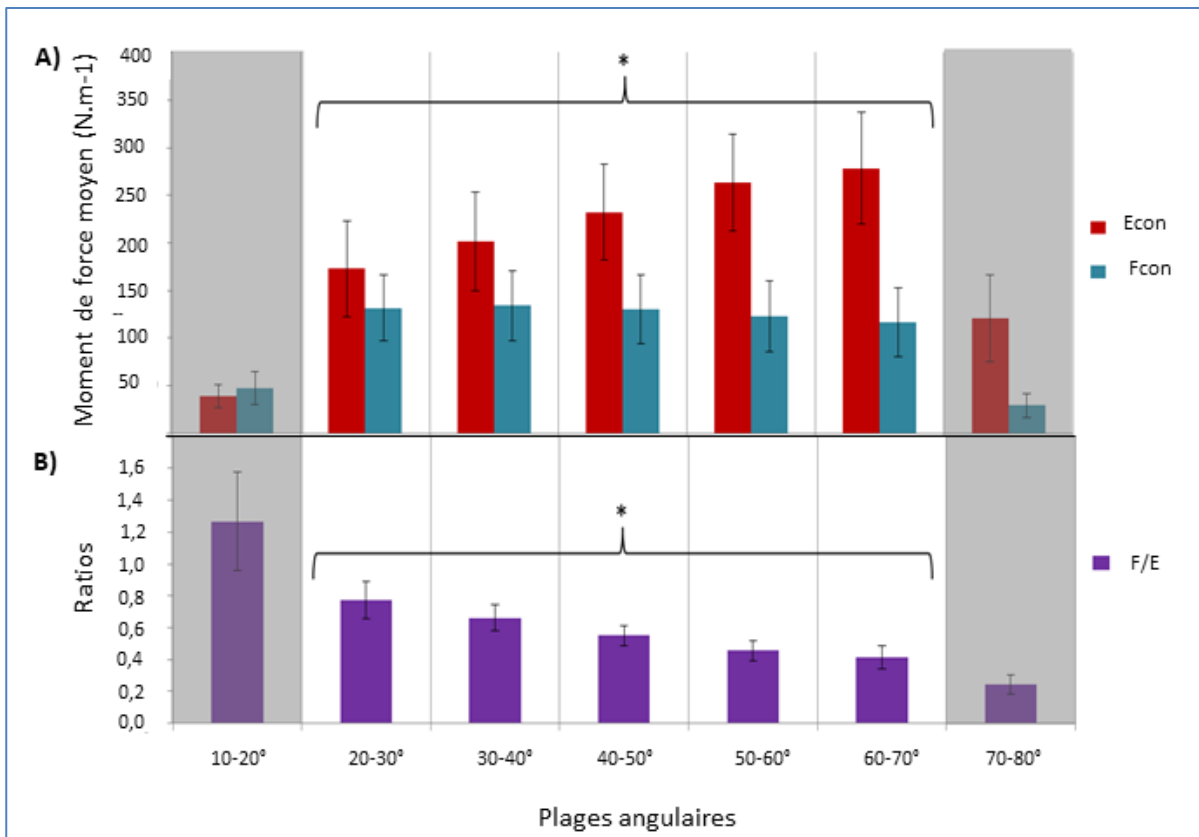


Figure 20. Evolution du moment de force moyen par plage angulaire de 10° (A) et du ratio physiologique (B) en modalité concentrique (CON) à 60°.s-1 pour les extenseurs (E) et fléchisseurs (F) du rachis lombaire. Les plages non isocinétiques sont surlignées en gris. *Différence significative (P <0,05) entre les paramètres associés aux moments de force moyens (MF) et aux moments de force maximaux (MFM).

Discussion

Les objectifs de cette étude étaient d'utiliser la méthode des plages angulaires pour le calcul des ratios F/E du tronc afin d'en déterminer les premières valeurs de référence à partir d'évaluations réalisées sur des sujets sains, non spécialistes d'une pratique sportive ; mais aussi de tester la fiabilité de cette méthode sectorielle et de la comparer à la méthode traditionnelle associée aux MFM. Nos principaux résultats ont montré une différence significative entre les ratios par plage angulaire et les ratios-MFM, avec une excellente fiabilité pour l'approche sectorielle par plage angulaire.

Nos résultats ont montré que les ratios-MFM étaient globalement similaires aux "valeurs normatives" connues dans la littérature. Les valeurs normatives sont généralement comprises entre 0,50 et 0,90 pour le ratio F/E du tronc (Bernard et coll., 2014 ; Muller et coll., 2014 ; Song et coll., 2016). Il est à noter que les résultats ont montré des différences significatives entre les ratios-MF et les ratios-MFM. Les ratios-MF étaient moyennés à partir des données enregistrées par plage angulaire de 10°, tandis que les ratios-MFM étaient calculés à partir de deux valeurs maximales, indépendamment de la position angulaire.

À notre connaissance, la balance entre les groupes musculaires fléchisseurs et extenseurs du tronc n'a fait l'objet d'aucune étude sectorielle. Nos résultats ont montré que les ratios étaient significativement différents entre les plages angulaires. Le ratio F/E diminuait allant de $1,27 \pm 0,31$ (10-20°) à $0,24 \pm 0,06$ (70-80°). Excepté sur la plage angulaire 10-20°, la force générée par les extenseurs est supérieure à celle des fléchisseurs. La différence entre ces deux groupes musculaires est très largement accentuée à mesure que la flexion du tronc est importante. Afin de mieux comprendre ce résultat, il faut s'intéresser aux muscles mis en jeu lors des mouvements de flexion / extension du tronc. Larivière et coll. (2000) ont montré une activation importante des muscles spinaux et du grand dorsal, qui sont extenseurs du tronc, et du grand droit de l'abdomen et des obliques externes et internes, qui sont fléchisseurs du tronc. Cependant, certains

muscles sous-pelviens entrent également en jeu dans les mouvements du tronc, notamment le grand fessier, mais aussi les ischio-jambiers, et plus particulièrement le biceps fémoral, qui sont également des extenseurs du tronc (Leinonen et coll., 2000). Les muscles extenseurs sous-pelviens sont particulièrement actifs dans les positions de flexion du tronc, notamment le muscle grand fessier (à la fin du mouvement de flexion et au début du mouvement d'extension), lorsque les muscles extenseurs sus-pelviens sont quant-à eux moins sollicités (Leinonen et coll., 2000). L'approche par plage angulaire nous permet de quantifier la balance entre fléchisseurs et extenseurs en prenant en compte l'ensemble des actions musculaires (composante sus et sous-pelvienne) contribuant à la flexion / extension du tronc sur toute l'amplitude du mouvement.

Cette approche sectorielle serait particulièrement intéressante à mettre en place chez le sujet lombalgique. En effet, Leinonen et coll. (2000) ont réalisé une étude comparative entre sujets sains et sujets lombalgiques à partir d'une analyse électromyographique de la chaîne postérieure lors de mouvements de flexion / extension du tronc. Les auteurs ont montré qu'au début de la flexion, les muscles spinaux et le biceps fémoral étaient activés simultanément, avant le grand fessier. À la fin de la flexion, les muscles spinaux, le grand fessier et enfin le biceps fémoral étaient successivement détendus. Pendant l'extension, les muscles étaient activés et détendus dans l'ordre suivant : biceps fémoral, grand fessier, spinaux. Les muscles étaient activés dans un ordre similaire chez les sujets sains et les sujets lombalgiques pendant la flexion et l'extension. Cependant, la durée de l'activité du grand fessier était différente chez les sujets lombalgiques. L'activation du muscle grand fessier était plus courte lors de la flexion, mais aussi lors de l'extension du tronc (Leinonen et coll., 2000). De plus, dans une autre étude, Larivière et coll. (2000) ont trouvé une différence significative entre sujets sains et sujets lombalgiques concernant l'amplitude du signal EMG des muscles spinaux. Ainsi, l'activité musculaire des extenseurs du tronc semblent avoir une importance majeure chez les sujets présentant des douleurs lombaires. La quantification de la balance musculaire F/E à partir d'une approche sectorielle, telle que la méthode

par plage angulaire, pourrait fournir des informations déterminantes dans la prise en charge des patients lombalgiques.

Enfin, la question de l'équilibre musculaire du tronc est aussi un paramètre majeur dans le contexte de la performance sportive et de la prévention des blessures (Hibbs et coll., 2008). Un déficit de force et de stabilité du tronc peut provoquer un manque d'efficacité technique et ainsi prédisposer le sportif à la survenue de blessure ; par exemple, la lombalgie est un problème courant dans tous les sports nécessitant des mouvements de flexion / extension répétitifs (Hibbs et coll., 2008). Certains auteurs suggèrent que les mesures de stabilité et de la force du tronc devraient être envisagées pour les dépistages courants des sportifs dans le contexte de la performance et de la prévention des blessures (De Blaiser et coll., 2018 ; Emami et coll., 2018).

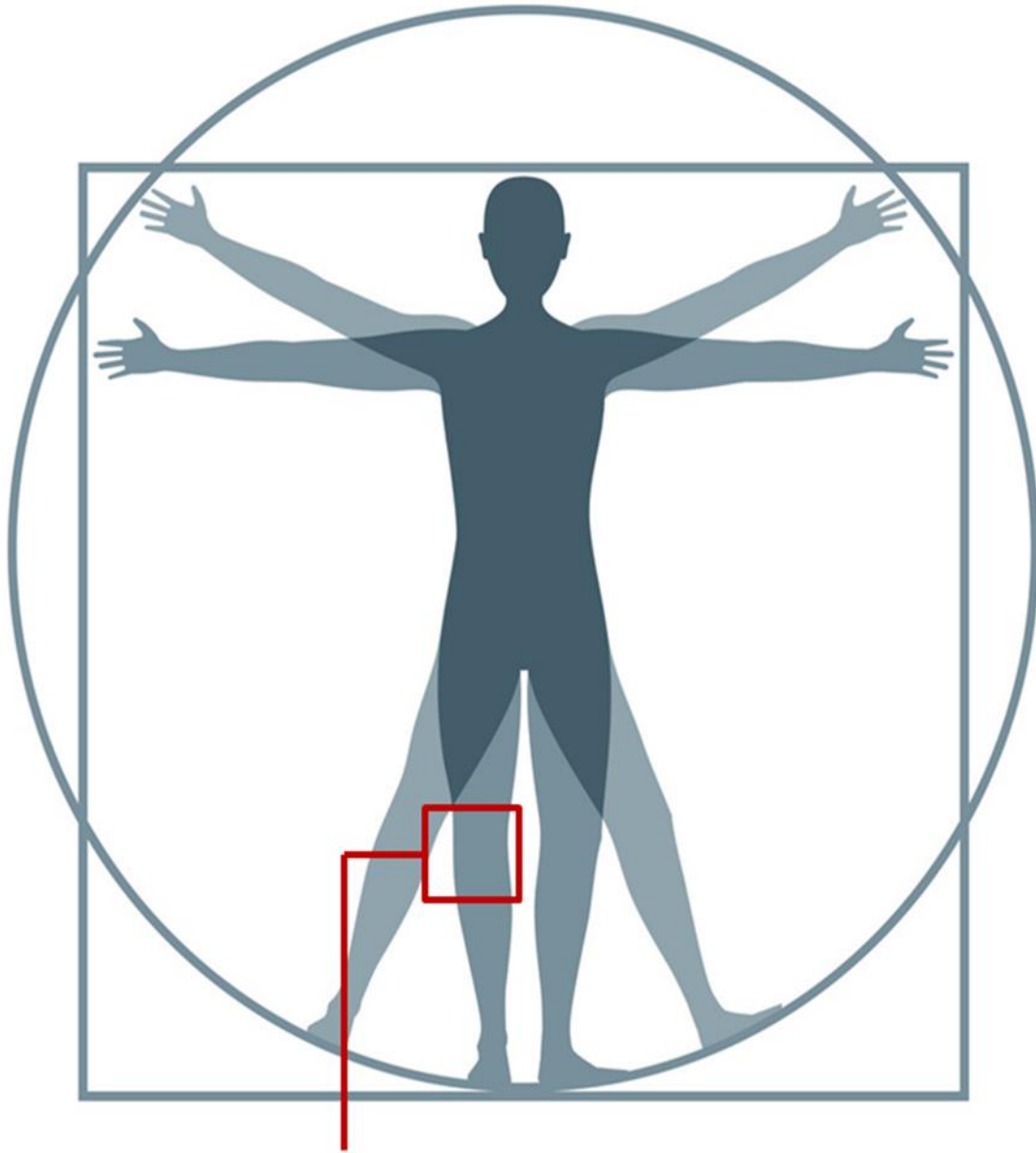
La méthode de calcul des ratios basée sur le MF moyen par plage angulaire de 10° était fiable pour évaluer les fléchisseurs et les extenseurs du tronc. Les valeurs de CV étaient plus basses dans les plages angulaires extrêmes (10-20° et 70-80°). Sur les plages angulaires isocinétiques où la vitesse est contrôlée, la fiabilité absolue est bonne (Stockes, 1985 ; Atkison et coll., 1999), avec des valeurs de CV allant de 3,6 à 6,9%.

Ainsi, compte tenu de ces éléments, la méthode par plage angulaire semble être applicable à l'évaluation des fléchisseurs et des extenseurs du tronc, et fiable pour déterminer la stabilité dynamique au cours du mouvement.

La présente étude était limitée par plusieurs éléments. Premièrement, notre étude a un petit échantillon. Deuxièmement, les vitesses angulaires dans les évaluations isocinétiques sont très différentes de la réalité fonctionnelle (Jessop et Pain, 2016). Enfin, notre étude ne comprend pas d'évaluation en modalité de contraction excentrique. Ce dernier point constitue une perspective intéressante pour aller plus loin dans ce travail, notamment pour l'étude de la balance musculaire F/E chez des sujets lombalgiques et/ou sportifs.

Conclusion

Pour conclure, les paramètres isocinétiques sont évolutifs pendant le mouvement et les ratios associés à la méthode par plage angulaire sont différents des ratios calculés avec la méthode des MFM. Les ratios physiologiques associés à la méthode des plages angulaires de 10° avaient une excellente reproductibilité absolue sur les plages angulaires isocinétiques. La méthode par plage angulaire complète bien l'évaluation isocinétique classique et permet de fournir des informations supplémentaires fiables sur la balance musculaire fléchisseurs / extenseurs du tronc. Cette approche sectorielle, contrairement à l'analyse classique de la balance musculaire associée aux MFM, prend en compte l'ensemble des actions musculaires (sus-pelviennes, pelviennes, et sous pelviennes) contribuant au mouvement de flexion / extension du rachis lombaire. Cette évaluation plus complète de la balance musculaire pourrait être particulièrement intéressante à utiliser chez la personne souffrant de troubles musculo-squeletiques associés à la région lombaire. En effet, cette méthode pourrait permettre de détecter d'éventuels déséquilibres en les associant à des secteurs angulaires spécifiques. L'analyse par plage angulaire pourrait avoir également une importance considérable dans la recherche de performance sportive, mais aussi dans le cadre de la prévention des blessures des membres inférieurs.



**ETUDE 3 : EVALUATION DES MUSCLES
FLÉCHISSEURS ET EXTENSEURS DE
L'ARTICULATION FÉMORO-TIBIALE**

Etude 3

Résumé

Objectifs : Les ratios isocinétiques physiologique (F/E) et fonctionnel (Fexc/Econ) sont utilisés pour évaluer l'équilibre musculaire de l'articulation fémoro-tibiale. Les ratios sont traditionnellement calculés à partir des moments de force maximaux (MFM) des muscles fléchisseurs et extenseurs, ces deux données étant enregistrées indépendamment de la position angulaire. Les objectifs de ce travail étaient : 1) de proposer une méthode d'évaluation isocinétique basée sur l'analyse des plages angulaires (MF) et de la comparer à la méthode traditionnelle, 2) d'évaluer la fiabilité. Méthode : 17 sujets ont participé aux tests isocinétiques des muscles fléchisseurs et extenseurs de la fémoro-tibiale à $60^{\circ} \cdot s^{-1}$ en concentrique (CON) et excentrique (EXC) pour les deux genoux. Résultats : Les ratios-MF étaient différents en fonction des plages angulaires ($p < 0,05$), de plus, les valeurs de ratios par plage angulaire étaient significativement différentes des valeurs de ratios-MFM ($p < 0,05$). La fiabilité des ratios-MF était bonne sur les plages isocinétiques, au même titre que les ratios-MFM. Conclusions : Les ratios F/E et Fexc/Econ de l'articulation fémoro-tibiale sont variables au cours du mouvement. Les ratios sont d'autant plus faibles que la flexion est importante. De plus, le calcul des ratios par plage angulaire permet d'avoir une évaluation de la balance musculaire plus complète, donnant accès à des informations fiables et différentes de la méthode traditionnelle.

Contexte

L'équilibre musculaire entre la force des groupes musculaires agonistes et antagonistes est étudié pour optimiser les performances motrices (Saliba et Hrysomallis, 2001; Cometti et coll., 2011), mais aussi et surtout pour les programmes de rééducation et de prévention des blessures dans le sport (Croisier et coll., 2008 ; Dai et coll., 2014).

Les muscles fléchisseurs et extenseurs du genou sont des stabilisateurs articulaires importants. L'équilibre musculaire entre ces groupes musculaires est déterminant pour maintenir le genou stable lors des accélérations et des décélérations de la jambe par rapport à la cuisse, et une force suffisante pour les deux groupes musculaires est nécessaire pour la course, le saut, la réception et d'autres activités sportives (Willigenburg et coll., 2015). Le déséquilibre entre les muscles fléchisseurs et extenseurs de l'articulation fémoro-tibiale est considéré comme un facteur de risque de blessure en ce que concerne la rupture du ligament croisé antérieur (Dai et coll., 2014) et les lésions musculaires, notamment aux ischio-jambiers (Croisier et coll., 2008).

Le dynamomètre isocinétique est largement utilisé pour mesurer l'équilibre de force entre les groupes musculaires agonistes et antagonistes (Cozette et coll., 2019). De plus, cette technologie est connue pour sa fiabilité pour l'évaluation de l'articulation fémoro-tibiale (Maffiulletti et coll., 2007).

Le bilan isocinétique génère des ratios qui fournissent des informations importantes sur la force relative entre les différents groupes musculaires et facilitent l'extrapolation des résultats sans qu'il soit nécessaire de les normaliser (Willigenburg et coll., 2015). Dans le cadre de l'évaluation isocinétique des muscles fléchisseurs et extenseurs de la fémoro-tibiale, deux ratios sont couramment utilisés (Cozette et coll., 2019). Le premier est le ratio physiologique généré à partir de contractions en modalité concentrique, le second est le ratio fonctionnel. Ce dernier est plus spécifique par rapport à la réalité fonctionnelle. Il est souvent exploité chez le sportif. Le ratio fonctionnel est représentatif de la phase d'impulsion du saut : les

muscles extenseurs de l'articulation fémoro-tibiale se contractent et les fibres musculaires qui se raccourcissent, provoquant ainsi l'extension de l'articulation, tandis qu'une contraction excentrique simultanée des muscles fléchisseurs est nécessaire pour ralentir l'extension explosive, afin de prévenir l'hyper-extension et les dommages qui en résultent (Willigenburg et coll., 2015).

Classiquement, les ratios isocinétiques sont calculés avec deux mesures uniques que sont les moments de force maximaux (MFM) des agonistes et des antagonistes et qui correspondent au pic de force pour chaque groupe musculaire (Cozette et coll., 2019). Les valeurs respectives des MFM des agonistes et des antagonistes ne sont pas atteints à la même angulation au cours du mouvement (Brughelli et coll., 2010 ; Coratella et coll., 2015). Les ratios-MFM n'ont pas la capacité à caractériser la variation de l'équilibre musculaire inhérente à la relation moment-angle.

Ainsi, certains auteurs ont étudié des méthodes d'analyse sectorielle pour évaluer l'équilibre musculaire de l'articulation fémoro-tibiale. La méthode des angles spécifiques a été utilisée pour calculer les ratios physiologiques et fonctionnels (Coombs et Garbutt, 2002 ; Cohen et coll., 2015 ; Evangelidis et coll. 2015 ; El-Ashker et coll., 2017). Kellis et Katis (2007) ont utilisé la méthode des plages angulaires pour étudier le rapport fonctionnel. Ayala et al. (2012) ont étudié la fiabilité ces deux méthodes (angles spécifiques et plages angulaires) pour calculer les ratios associés aux muscles fléchisseurs et extenseurs de la fémoro-tibiale. Les auteurs ont montré des indices de fiabilité faibles. Cependant, l'analyse s'est concentrée uniquement sur les positions articulaires extrêmes, proche de l'extension du genou (entre 0 et 30°). À notre connaissance, aucune étude n'a exploré les ratios physiologiques du genou en utilisant la méthode par plage angulaire.

Dans le présent travail, nous avons deux objectifs :

- 1) Étudier les rapports physiologiques et fonctionnels des fléchisseurs / extenseurs de l'articulation fémoro-tibiale en utilisant la méthode par plage angulaire et en étudiant la fiabilité.

2) Comparer les ratios par plage angulaire avec les ratios classiques associés au MFM.

En supposant que les ratios calculés avec la méthode par plage angulaire fournissent des informations différentes des ratios classiques associés aux MFM et que cette approche sectorielle soit fiable, nous suggérons ici une méthode alternative pour évaluer la balance entre les fléchisseurs et les extenseurs du genou basée sur une analyse sectorielle par plage angulaire de 10°.

Matériel et Méthode

Pour l'étude 3, 17 volontaires ont participé aux évaluations isocinétiques des fléchisseurs et extenseurs de l'articulation fémoro-tibiale ($31,6 \pm 10,6$ ans, $171,5 \pm 9,2$ cm, $65,9 \pm 12,9$ kg), dont 14 sujets ayant également participé à une évaluation supplémentaire pour apprécier la reproductibilité (Figure 21).

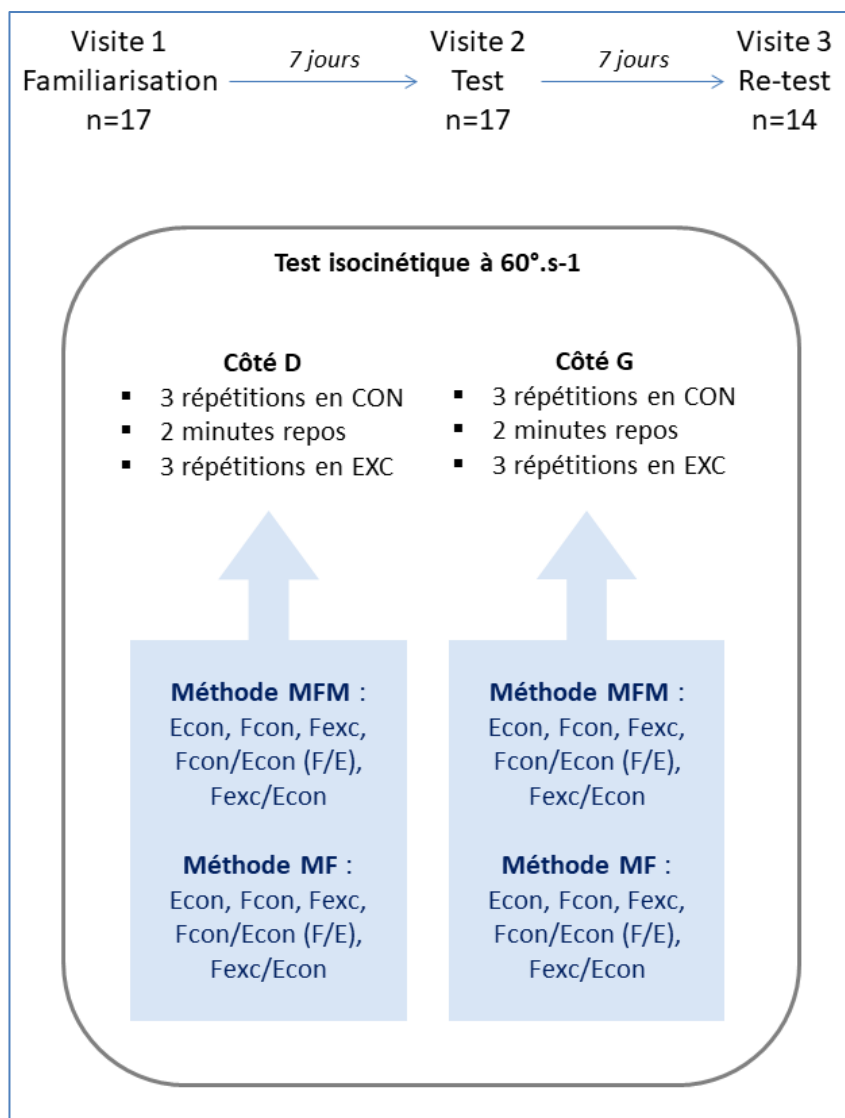


Figure 21. Résumé du protocole isocinétique et des variables mesurées et calculées dans le cadre de l'étude 3.

Résultats

Les valeurs de MFM étaient supérieures aux valeurs maximales de MF moyen par plage angulaire quelle que soit la modalité de contraction (Tableau XII). Les valeurs de MF pour les E atteignaient les valeurs maximales sur la plage entre 50 et 80°, alors que les valeurs maximales de MF des muscles F atteignaient les valeurs maximales entre 30 et 50° (Figure 22).

Les ratios-MF ont présenté des changements significatifs entre les plages angulaires ($p < 0,05$, Tableau XII). De plus, les résultats ont montré des différences significatives entre D et ND sur les plages extrêmes (Figure 23). Concernant les ratios-MFM, l'étude statistique n'a révélé aucune différence significative entre D et G pour les ratios $MFM_{F/E}$ et $MFM_{Fexc/Econ}$. Les ratios-MF étaient significativement différents ($P < 0,05$) des ratios-MFM, à l'exception de la plage angulaire 50-60° (Figure 23). Les valeurs les plus élevées des ratios $MF_{F/E}$ et $MF_{Fexc/Econ}$ ont été trouvées sur la plage angulaire 30-40°.

Pour cette étude, le CV a été calculé pour tous les ratios (Tableau XIII). Des valeurs de CV faibles ont été trouvées aux deux extrémités du mouvement, comparativement à la course moyenne du mouvement. Ainsi, pour les plages angulaires isocinétiques, la fiabilité absolue des ratios-MF représentés par le CV était excellente, au même titre que les ratios-MFM.

n= 17			MFM	20-30°	30-40°	40-50°	50-60°	60-70°	70-80°	80-90°	
Moment de force (N.m)	D	CON	E	155,70 (50,26)	45,97 (17,18)	120,02 (42,07)	133,16 (46,66)	142,96 (49,27)	148,89 (49,41)	143,15 (48,01)	107,19 (40,02)
			F	85,15 (31,66)	52,59 (27,32)	83,69 (32,16)	80,72 (31,52)	76,29 (30,98)	72,80 (30,70)	68,67 (29,45)	38,57 (17,93)
		EXC	F	105,85 (41,63)	40,69 (18,71)	95,43 (33,95)	94,93 (33,07)	89,30 (31,55)	83,96 (31,36)	77,36 (29,28)	53,64 (22,44)
	G	CON	E	158,76 (49,96)	46,71 (15,37)	105,72 (40,73)	126,79 (46,23)	141,19 (51,89)	151,31 (52,05)	151,67 (50,10)	97,77 (37,14)
			F	82,20 (32,45)	63,35 (28,23)	78,49 (28,91)	73,12 (26,86)	68,04 (25,61)	64,25 (24,53)	60,44 (23,40)	29,65 (12,01)
		EXC	F	105,85 (41,63)	40,69 (18,71)	95,43 (33,95)	94,93 (33,07)	89,30 (31,55)	83,96 (31,36)	77,36 (29,28)	53,64 (22,44)
Ratios	D	F/E		0,55 (0,15)	1,16 (0,41)	0,70 (0,13)	0,61 (0,12)	0,53 (0,09)	0,48 (0,08)	0,48 (0,09)	0,36 (0,08)
		Fexc/Econ		0,66 (0,10)	0,94 (0,49)	0,81 (0,21)	0,72 (0,13)	0,63 (0,08)	0,56 (0,06)	0,54 (0,07)	0,51 (0,10)
	G	F/E		0,51 (0,08)	1,41 (0,47)	0,76 (0,15)	0,58 (0,11)	0,49 (0,09)	0,43 (0,08)	0,40 (0,08)	0,31 (0,06)
		Fexc/Econ		0,62 (0,08)	1,15 (0,46)	0,93 (0,19)	0,73 (0,12)	0,62 (0,11)	0,53 (0,09)	0,47 (0,08)	0,42 (0,10)

Tableau XII. Moyennes (\pm écart-types) du moment de force maximal (MFM) et du moment de force moyen par plage angulaire de 10° (en N.m) en modalité concentrique (CON) et excentrique (EXC) à 60°.s⁻¹ pour les extenseurs E) et fléchisseurs (F) de l'articulation fémoro-tibiale du côté droit (D) et gauche (G), avec les ratios physiologiques (F/E) et fonctionnels (Fexc/Econ) associés. Les plages non isocinétiques sont surlignées en gris.

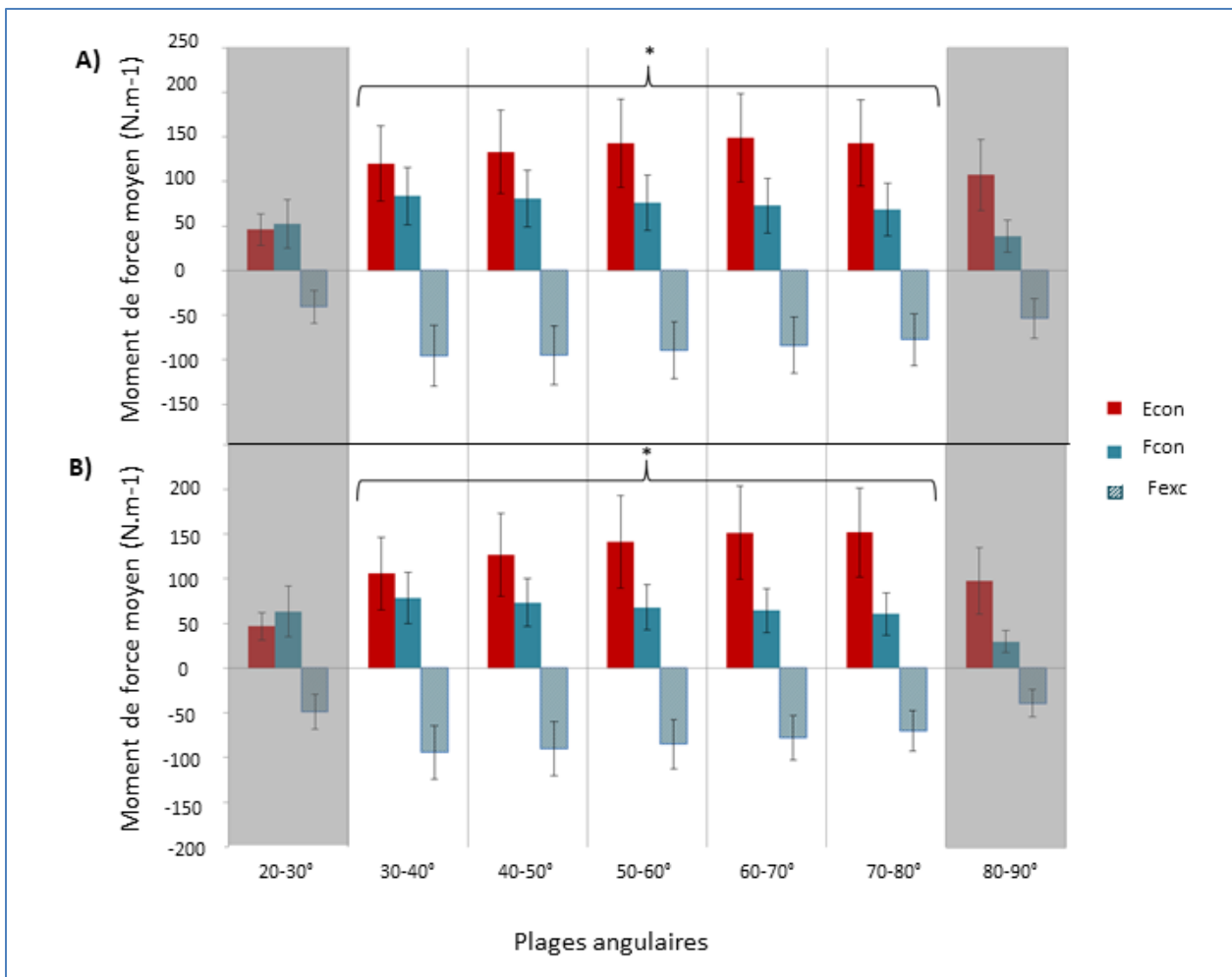


Figure 22. Evolution du moment de force moyen par plage angulaire de 10° (MF) en modalité concentrique (CON) et excentrique (EXC) à 60°.s-1 pour les extenseurs (E) et fléchisseurs (F) de l'articulation fémoro-tibiale du côté droit (A) et gauche (B). Les plages non isocinétiques sont surlignées en gris. *Différence significative ($P < 0,05$) entre les ratios-MF et les ratios-MFM.

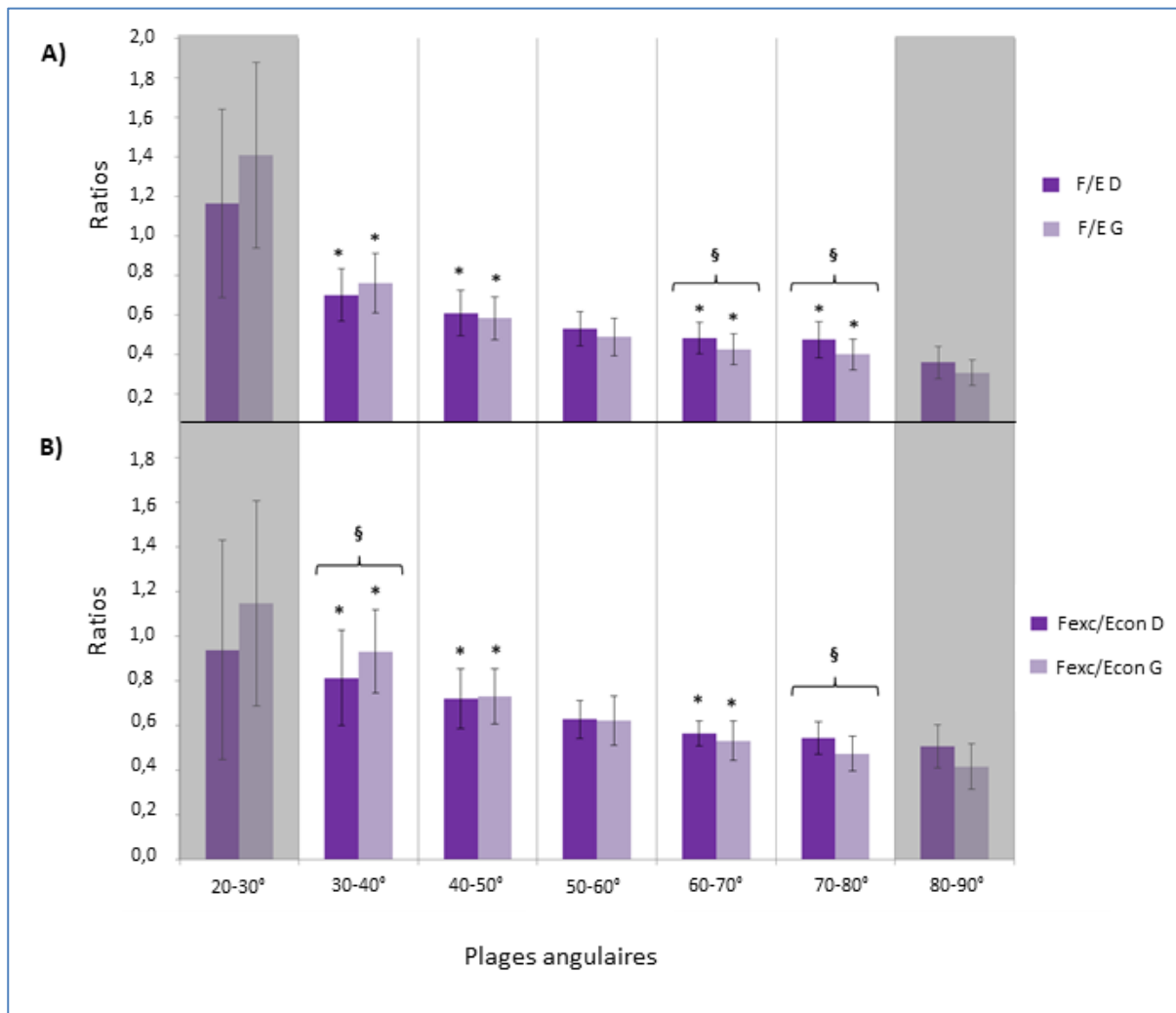


Figure 23. Evolution des ratios physiologiques *F/E* (A) et fonctionnels *Fexc/Econ* (B) à $60^{\circ}.s^{-1}$ de l'articulation fémoro-tibiale du côté droit (D) et gauche (G). Les plages non isocinétiques sont surlignées en gris. *Différence significative ($P < 0,05$) entre les ratios-MF et les ratios-MFM. §Différence significative entre côté D et G ($P < 0,05$).

n=14		MFM	20-30°	30-40°	40-50°	50-60°	60-70°	70-80°	80-90°
D	F/E	4,3	21,4	5,2	5,1	4,6	5,6	6,5	12,3
	Fexc/Econ	9,0	28,7	10,2	9,5	11,4	11,3	11,8	13,0
G	F/E	6,5	17,1	11,3	10,5	12,5	13,7	13,3	21,4
	Fexc/Econ	8,7	19,3	7,9	7,8	9,2	9,6	9,1	16,7

Tableau XIII. Coefficient de variation ou CV (exprimé en %) des ratios physiologiques (F/E) et fonctionnels (Fexc/Econ) à 60°.s⁻¹ associés aux moments de force maximaux (MFM) et aux moments de force moyens par plage angulaire de 10° pour l'articulation fémoro-tibiale droite (D) et gauche (G). Les plages non isocinétiques sont surlignées en gris.

Discussion

Pour cette étude, nous voulions appliquer la méthode des plages angulaires aux rapports F/E du genou pour déterminer les premières valeurs de référence d'une population en bonne santé, non spécialisée dans une activité sportive particulière. Ensuite nous souhaitons tester la fiabilité de la méthode et la comparer avec la méthode traditionnelle associée aux MFM. Nos principaux résultats ont montré une différence significative entre les ratios-MF et les ratios-MFM, avec une excellente fiabilité pour l'approche angulaire à 10° sur 10°.

Nos résultats ont montré que les ratios-MFM étaient globalement similaires aux "valeurs normatives" connues dans la littérature. Les valeurs normatives sont généralement comprises entre 0,50 et 0,70 pour $MFM_{F/E}$ (Calmels et coll., 1997 ; Ayala et coll., 2012 ; Araujo Ribeiro Alvarès et coll., 2015), entre 0,70 et 0,80 pour $MFM_{Fexc/Econ}$ (Calmels et coll., 1997 ; Ayala et coll., 2012 ; Araujo Ribeiro Alvarès et coll., 2015).

Les résultats ont montré des différences significatives entre les ratios-MF et les ratios-MFM pour les ratios calculés excepté sur la plage angulaire 50-60°. Les ratios-MF ont été moyennés à partir des points de données enregistrés par plage angulaire, tandis que les ratios-MFM ont été calculés à partir de deux points, indépendamment de la position angulaire. Fait intéressant, des différences significatives entre D et G ont été rapportées pour les ratios-MF, contrairement aux ratios-MFM. Les différences bilatérales représentent un paramètre déterminant en clinique, notamment chez le sportif pour aider la prise de décision de retour ou non à la compétition après une blessure (par exemple en post-ligamentoplastie). Les résultats ont montré que l'approche au pic ne permettait pas de décélérer ces différences bilatérales assez précisément. Les ratios-MF étaient également différents entre les plages angulaires. Les ratios physiologiques et fonctionnels du genou étaient plus élevés dans les positions proches de l'extension et avaient tendance à diminuer progressivement de 20° à 90°.

La différence de potentiel entre les groupes musculaires agonistes et antagonistes pourrait être expliquée par les propriétés biomécaniques telles que la relation moment-angle (Stefańska, 2006). Certains facteurs, notamment l'architecture musculaire, en particulier les angles de pennation, peuvent affecter la relation moment-angle (Brughelli et coll., 2010 ; Coratella et coll., 2015). Par exemple, Brughelli et coll. (2010) ont montré une différence significative dans les angles associés aux MFM entre joueurs de football et cyclistes pour les groupes musculaires fléchisseurs ($26,2 \pm 2,9^\circ$ vs $32,3 \pm 3,0^\circ$) et extenseurs ($70,8 \pm 3,5^\circ$ vs $66,6 \pm 5,9^\circ$) de l'articulation fémoro-tibiale.

Les approches sectorielles ont mis en évidence cette relation moment-angle en quantifiant la force développée pour les fléchisseurs et les extenseurs du genou à des angles spécifiques ou à des plages angulaires spécifiques.

El Ashker et coll. (2017) ont utilisé la méthode à angles spécifiques pour évaluer le ratio fonctionnel F_{exc}/E_{con} à trois angles spécifiques (15° , 30° et 45° d'extension de l'articulation fémoro-tibiale) en position décubitus dorsal. Ils ont montré un effet significatif de l'angle articulaire sur le ratio F_{exc}/E_{con} du membre dominant. Les auteurs ont constaté que le ratio F_{exc}/E_{con} était d'autant plus faible (significativement) que le genou était proche de l'extension complète. Cohen et coll. (2015) ont également utilisé cette méthode des angles spécifiques pour évaluer l'effet d'une activité de football simulé sur le ratio fonctionnel F_{exc}/E_{con} . Les auteurs ont montré une diminution sélective de ce ratio F_{exc}/E_{con} à un angle proche de l'extension complète (10°) après une activité spécifique. Cependant, il convient d'être prudent quant aux éventuelles interprétations de ce type d'études concernant spécifiquement les amplitudes extrêmes du mouvement. En effet, Ayala et coll. (2012) ont montré une fiabilité absolue médiocre de la méthode à angle spécifique pour calculer le ratio fonctionnel en position décubitus à 10° (CV = 61,2%), 20° (CV = 35,7%) et 30° (CV = 23,9 %). Dans notre étude, nous n'avons pas exploré l'extension complète. Evangelidis et coll. (2015) ont utilisé la méthode à angle spécifique pour calculer les ratios physiologiques et fonctionnels de l'articulation fémoro-tibiale. Ils ont évalué les fléchisseurs et les extenseurs en modalité concentrique et excentrique à trois vitesses angulaires

(60°s^{-1} , 240°s^{-1} , 400°s^{-1}). Les cinétiques des courbes de tendance des ratios à 60°s^{-1} sont en phase avec nos résultats ; les ratios physiologiques et fonctionnels ont tendance à diminuer progressivement de l'extension vers la flexion du genou. Dans notre étude, nous n'avons utilisé qu'une vitesse angulaire lente car elle est plus pertinente pour l'évaluation de la force musculaire (Brown et Weir, 2001). De plus, la plage isocinétique est d'autant plus faible que la vitesse angulaire augmente (Mazuquin et coll., 2016). En effet, Mazuquin et coll. (2016) ont montré que la plage isocinétique réelle, du côté du membre inférieur dominant chez des footballeurs, correspondait à 83,2% du temps total pour les extenseurs et à 81,5% pour les fléchisseurs du genou à 60°s^{-1} , contre 13,3% pour les extenseurs et 13,4% pour les fléchisseurs à 300°s^{-1} .

Kellis et Katis (2007) ont exploré le ratio fonctionnel du genou en utilisant la méthode par plage angulaire. La plage totale de mouvement (de 0° à 90°) était alors divisée en 9 intervalles égaux, et les MF mesurés étaient moyennés sur des plages angulaires spécifiques de 10° . Les auteurs ont montré un effet principal significatif de la position angulaire sur les ratios F_{exc}/E_{con} . De plus, les ratios enregistrés à chaque position angulaire de 60° à 0° étaient significativement plus élevés que ceux enregistrés aux angles entre 90° et 71° . Les ratios F_{exc}/E_{con} étaient compris entre $3,14 \pm 1,95$ et $0,48 \pm 0,13$. Dans notre étude, les tendances sont les mêmes : les ratios F_{exc}/E_{con} ont diminué progressivement de l'extension incomplète du genou (20°) à la flexion (90°) avec des valeurs allant de $0,94 \pm 0,49$ à $0,51 \pm 0,10$ (côté droit) et de $1,15 \pm 0,46$ à $0,42 \pm 0,10$ (côté gauche). Cela signifie que la différence de force développée par les deux groupes musculaires est plus importante dans les positions proches de la flexion du genou (90°). On peut penser que le rapport fonctionnel est plus élevé dans les positions d'extension du genou, car c'est sur ces plages angulaires que l'action réciproque antagoniste des fléchisseurs va stabiliser le genou (Enoka, 2008). En effet, les muscles agonistes produisent le mouvement par une action concentrique et l'activité antagoniste est principalement importante aux phases finales du mouvement, pour ralentir et contrôler le membre, et ainsi stabiliser l'articulation. Entre l'étude de Kellis et Katis (2007) et notre étude, les tendances semblent correspondre, mais les valeurs sont

différentes. Les différences peuvent être attribuées aux populations utilisées dans chaque étude et à la vitesse angulaire sélectionnée ; Kellis et Katis (2007) ont évalué des enfants pubères à 120°s^{-1} , tandis que nous avons examiné des adultes à 60°s^{-1} .

La méthode basée sur le MF moyen par plage angulaire de 10° était fiable pour évaluer les fléchisseurs et les extenseurs du genou, même si les valeurs de CV étaient plus basses dans les plages angulaires extrêmes du mouvement de flexion/extension ($20\text{-}30^{\circ}$ et $80\text{-}90^{\circ}$). Ces résultats sont cohérents avec ceux d'Ayala et coll. (2012) et s'expliquent par le fait que sur ces plages extrêmes, la vitesse n'est pas isocinétique. Sur les plages angulaires isocinétiques (entre 30 et 80°), la fiabilité absolue est bonne (Stockes, 1985 ; Atkison et coll., 1999), avec des valeurs allant de 4,6 à 13,7% pour F/E, et de 7,8 à 11,8% pour Fexc/Econ.

Ainsi, compte tenu de ces éléments, la méthode par plage angulaire semble être applicable à l'évaluation des fléchisseurs et des extenseurs du genou, et fiable pour déterminer la stabilité dynamique de cette articulation pendant le mouvement. La survenue de blessures des membres inférieurs, telles que des lésions ligamentaires ou musculaires peuvent survenir lorsque les fléchisseurs ne génèrent pas assez de force par rapport aux extenseurs. L'équilibre des forces entre ces deux groupes musculaires est nécessaire sur toute l'amplitude du mouvement, et notamment dans les positions d'extension du genou pour décélérer la rotation et ainsi limiter les forces de cisaillement induite par la translation antérieure du tibia sous l'action musculaire maximale des extenseurs du genou (Coombs et Garbutt, 2002 ; Enoka, 2008).

Conclusion

La balance musculaire varie au cours du mouvement de flexion/extension du genou et les ratios calculés suivant la méthode par plage angulaire sont différents des ratios obtenus avec la méthode des MFM. Les ratios physiologiques et fonctionnels associés à la méthode des plages angulaires de 10° avaient une

bonne reproductibilité absolue sur les plages angulaires isocinétiques. La méthode par plage angulaire complète bien le bilan isocinétique classique et permet de fournir des informations supplémentaires et fiables sur la balance musculaire fléchisseurs / extenseurs du genou. Cette méthode pourrait contribuer à améliorer la prévention chez le sportif présentant des facteurs de risque de blessure musculaire, pour repérer une asymétrie, ou dans le cadre d'un retour à la compétition suite à une lésion musculaire ou une reconstruction ligamentaire.

L'objectif général de cette thèse était de proposer une méthode d'analyse de la balance musculaire agonistes/antagonistes qui soit fiable et représentative de la réalité fonctionnelle. Trois études originales ont été menées pour répondre à cet objectif général. Pour chaque étude, il s'agissait d'une application spécifique de la méthode isocinétique des plages angulaires de 10° pour l'évaluation des muscles rotateurs de l'articulation scapulo-humérale (étude 1), des muscles fléchisseurs et extenseurs du rachis lombaire (étude 2) et l'articulation fémoro-tibiale (étude 3). Nos résultats ont montré que les ratios par plage angulaire étaient évolutifs au cours du mouvement et significativement différents des ratios classiques. De plus, nos résultats ont mis en exergue une bonne reproductibilité absolue des ratios associés aux plages angulaires de 10°.

Discussion générale

La genèse réflexive de ce travail de thèse émane d'une interrogation sur la méthodologie d'évaluation de la force musculaire par la technique instrumentale isocinétique en lien avec les éléments fondamentaux de la mécanique musculaire, et une relative sous exploitation des données enregistrées par le dispositif de mesure. Les moments de force stockés par les systèmes isocinétiques ne sont pas accessibles simplement par les opérateurs et ne permettent pas une analyse sectorielle de la force développée. Ainsi, par défaut, la balance musculaire n'est approchée qu'à partir de deux valeurs maximales, associée pour l'une, au pic de force des muscles agonistes, et pour l'autre, au pic de force des muscles antagonistes, indépendamment de la position angulaire (Cozette et coll., 2019). Cette méthode de calcul nous a interpellé, et nous a amené à remettre en question sa pertinence par rapport à la fonctionnalité du mouvement mono et poly-articulaire.

L'idée était alors d'agréger l'ensemble des signaux enregistrés au cours de l'évaluation pour combiner un rapport entre les relations moment/angle des muscles agonistes et antagonistes et enrichir l'évaluation isocinétique en apportant des données quantitatives par secteur angulaire. Le recueil des données brutes, et leur modélisation, constituait la première grosse partie de ce projet de recherche, et représentait la base fondamentale de ce travail. D'ailleurs, les programmations informatiques développées sur différents logiciels sont en constante évolution, et nous permettent d'être toujours plus efficace dans le traitement de données isocinétiques. Ces programmes étaient une étape incontournable qui conditionnait le lancement de ce projet de recherche. Il s'agissait de mettre au point notre matériel, notre outil, et de le rendre fonctionnel pour pouvoir initier les études.

La question de la balance musculaire est un paramètre central dans l'évaluation du sportif sain ou blessé, du suivi de la personne présentant un déconditionnement ou une pathologie, ou bien pour mesurer les effets d'un programme spécifique. Les données issues de la littérature nous ont permis de se concentrer sur trois sites

articulaires majeurs comme support de développement. **L'articulation scapulo-humérale, le rachis lombaire, et l'articulation fémoro-tibiale sont trois sites articulaires pour lesquels la balance musculaire est un paramètre impliqué dans la performance motrice mais aussi dans la physiopathologie.** En effet, l'équilibre entre les principaux groupes musculaires stabilisateurs de ces articulations est reconnu comme facteur de risque de blessure (Mc Gill et coll., 2003 ; Noffal, 2003 ; Kaux, 2013), avec une influence significative de la pratique sportive spécifique (Le Golf, 2007 ; Braun et coll., 2009 ; Hirt, 2013 ; Tamalet et Rochcongar, 2016).

L'objectif général du travail de thèse était de développer une **méthode fiable**, basée sur la modélisation de signal isocinétique, qui permette de **générer des ratios par secteur angulaire pour évaluer la balance musculaire sur toute l'amplitude d'un mouvement articulaire isolé.** L'hypothèse était la suivante : les ratios par plage angulaire fournissent des informations différentes de la méthode classique associée aux pics de force et offrent une bonne reproductibilité pour l'évaluation des muscles stabilisateurs de l'articulation scapulo-humérale, de l'articulation fémoro-tibiale, et du rachis lombaire.

Les trois études ont montré des différences significatives entre les ratios calculés à partir des moments de force moyens par plage angulaire de 10° et les ratios associés aux moments de force maximaux des agonistes et des antagonistes. Ceci s'explique par le fait que les ratios-MF ont été moyennés à partir des points de données enregistrés par plage angulaire, tandis que les ratios-MFM ont été calculés à partir de deux points uniques enregistrés à angles non-dépendants. De plus, les ratios-MF étaient évolutifs pour chaque étude. Les ratios $MF_{RE/RI}$ et $MF_{REexc/RIcon}$ de la scapulo-humérale ont tendance à diminuer de la rotation externe vers la rotation interne, contrairement au ratio $MF_{RIexc/REcon}$. Ces variations peuvent être expliquées par la relation moment-angle : les muscles rotateurs sont moins efficaces en position raccourcie, donc en rotation interne pour les RI et à l'inverse, en rotation externe pour les RE (Cibulka et coll., 2014). Plus spécifiquement sur les ratios fonctionnels de l'articulation scapulo-humérale, nos résultats ont montré une meilleure capacité des antagonistes à contrôler l'action motrice concentrique des agonistes à la fin du mouvement dynamique (donc, à

la fin de la rotation interne pour le ratio $MF_{REexc/RIcon}$ et à la fin de la rotation externe pour le ratio $MF_{RIexc/REcon}$). Ce contrôle excentrique des antagonistes est représentatif des phases d'armer et de lancer (Vogelpohl et Kollock, 2015). Les ratios $MF_{F/E}$ du rachis lombaire diminuaient significativement de l'extension vers la flexion. Cette différence plus marquée en flexion entre les muscles fléchisseurs et extenseurs du tronc s'explique notamment par la mise en jeu variable des muscles sus-pelviens/pelviens/sous-pelviens au cours du mouvement de flexion / extension du tronc (Leinonein et coll., 2000). Les ratios-MF physiologiques ($MF_{F/E}$) et fonctionnels ($MF_{Fexc/Econ}$) de la fémoro-tibiale avaient également tendance à diminuer de l'extension vers la flexion. Le ratio fonctionnel est plus élevé dans les positions où l'action réciproque antagoniste des fléchisseurs a un rôle important dans la stabilisation articulaire : c'est-à-dire dans les positions proches de l'extension (Enoka, 2008). Les variations significatives des ratios-MF calculés dans nos études sont liées à la relation moment-angle qui est une propriété mécanique essentielle qui anime la contraction musculaire (Stefańska, 2006). La composante élastique peut également être un facteur explicatif de la variation des ratios, les structures élastiques, notamment les tendons, peuvent avoir un effet significatif sur le développement de la force (Roberts, 2016). Les tendances que nous retrouvons dans les études 1 et 3 sont en phase avec les quelques études sectorielles publiées sur les ratios de la scapulo-humérale (Ruas et coll., 2014) et de la fémoro-tibiale (Kellis et Katis, 2007 ; Evangelidis et coll., 2015).

Pour l'ensemble des paramètres calculés sur les plages angulaires isocinétiques, la fiabilité absolue, représentée par le coefficient de variation, était satisfaisante pour les ratios de l'articulation scapulo-humérale ($RE/RI = [7,1-14,8] \%$; $REexc/RIcon = [7,4-20,1] \%$; $RIexc/REcon = [12,2-36,3] \%$), du rachis lombaire ($F/E = [3,6-6,9] \%$), et de l'articulation fémoro-tibiale ($F/E = [4,6-11,3] \%$; $Fexc/Econ = [7,9-11,8] \%$). Globalement, nous pouvons remarquer que les indices de reproductibilité absolue sont plus faibles pour l'évaluation des muscles rotateurs de la scapulo-humérale, notamment pour les ratios fonctionnels ($REexc/RIcon$ et $RIexc/REcon$). Ceci peut être en partie expliqué par le fait qu'il s'agisse de la seule étude effectuée avec un dynamomètre Cybex Norm®, ce dernier n'offrant pas la

possibilité d'intégrer une correction de gravité pour l'évaluation des muscles rotateurs de l'épaule. En effet, comme l'ont montré Edouard et coll. (2009) la correction gravitationnelle a une influence significative sur la force développée par les muscles rotateurs internes et externes de l'articulation scapulo-humérale ; si le poids de l'accessoire n'est pas pris en compte, la force développée par les muscles rotateurs internes est surestimée, tandis que celle des muscles rotateurs externes est sous-estimée. Les valeurs des coefficients de variation sont supérieures pour les ratios fonctionnels. Ceci s'expliquerait par l'intégration de mesures réalisées en modalité de contraction excentrique, qui sont des mesures moins reproductibles qu'en modalité de contraction concentrique (Van Meeteren et coll., 2002 ; Forthomme et coll., 2011). L'interposition du poignet induisant une mobilité incontrôlée pourrait également expliquer cette différence concernant la moindre reproductibilité des tests d'épaule (Cozette et coll., 2017).

L'amplitude des plages angulaires est un point à discuter. Elle a été fixée à 10° pour deux raisons. Premièrement, il s'agit du **meilleur compromis entre précision et praticité**. En effet, l'amplitude des plages angulaires aurait pu être fixée à 5° pour augmenter la précision, cependant, l'objectif étant de fournir un outil au praticien, la plupart des mesures effectuées en clinique, notamment les mesures d'amplitude articulaire, ont une précision à 10° près. Deuxièmement, pour être en phase avec la majorité des études sectorielles antérieures, notamment celles portant sur la méthode à angles spécifiques (Evangelidis et coll., 2015 ; Ruas et coll., 2014) ou des plages angulaires (Aagaard et coll., 2000 ; Kellis et Katis, 2007), et ainsi pouvoir extrapoler et comparer les résultats plus facilement.

Nos expérimentations ont porté sur des populations actives, saines, accoutumées à l'outil, mais non entraînées. L'utilisation de la méthode des plages angulaires pour générer les ratios agonistes/antagonistes pourrait être particulièrement intéressante pour le praticien. En effet, cette quantification fiable de la balance musculaire en fonction des secteurs articulaires pourrait fournir des informations extrêmement précieuses, notamment pour **mesurer l'impact de l'entraînement/du désentraînement ou les conséquences d'une pathologie, et ainsi optimiser les actions mises en place**. L'état d'équilibre entre agonistes et antagonistes est à la

fois un facteur de performance motrice, mais aussi un facteur de prédisposition au risque de blessure en lien avec la **stabilisation dynamique qui est assurée par les muscles sur toute l'amplitude de mouvement** (Blackburn et coll., 2000 ; Labriola et coll., 2004, 2005 ; Carpes et coll., 2008). Ainsi, la méthode des plages angulaires semble pertinente, en particulier dans une perspective dynamique.

Si beaucoup d'études ont montré des résultats très intéressants et significatifs à partir de la méthode « au pic » (Lee et coll., 1999 ; Croisier et coll., 2008 ; Edouard et coll., 2013a) ; de nombreuses informations sont potentiellement masquées par l'utilisation exclusive des MFM. Par exemple, dans une étude comparative entre deux techniques opératoires de reconstruction du ligament croisé antérieur, Coudouret et coll. (2008) n'ont pas trouvé de différence significative concernant le MFM développée par les extenseurs de la fémoro-tibiale. Dans une autre étude, Mickevicius et coll. (2016) n'ont pas trouvé de différence bilatérale significative entre épaule dominante et non-dominante chez des pitchers concernant les MFM des RI et RE en CON et EXC, et des ratios $MFM_{RE/RI}$, $MFM_{REexc/RIcon}$, et $MFM_{RIexc/REcon}$, comparativement à une population sédentaire. Bernard et coll., (2014), ont évalué les paramètres isocinétiques des muscles fléchisseurs et extenseurs du tronc chez des jeunes joueurs de tennis âgés de 11 à 13 ans présentant des douleurs lombaires, les résultats n'ont pas mis en avant de différence significative par rapport à une population saine. Comme rapporté dans les études 1, 2 et 3, les données issues de la méthode sectorielle par plage angulaire sont significativement différentes des données issues de la méthode classique associée aux MFM. De plus, pour chaque articulation testée, les valeurs des ratios obtenues par plage angulaire de 10° ne sont pas constantes au cours du mouvement. Et, les résultats des études 1 et 3 ont rapportés des informations différentes en fonction de la méthode utilisée concernant les différences bilatérales. En effet, pour l'étude 1, des différences significatives ont été retrouvées entre D et ND pour les ratios physiologiques $MFM_{RE/RI}$ et $MF_{RE/RI}$ entre 20 et 70°. Cependant, concernant les ratios fonctionnels, aucune différence significative n'a été retrouvée selon la méthode des plages angulaires, contrairement au ratio $MFM_{REexc/RIcon}$. Pour l'étude 3, des différences bilatérales significatives ont été

retrouvées sur les plages extrêmes pour les ratios $MF_{F/E}$ et $MF_{Fexc/Econ}$, contrairement aux ratios associés aux MFM. **Ainsi, l'utilisation de la méthode par plage angulaire pourrait apporter des informations complémentaires permettant l'identification d'éventuelles particularités musculaires (déséquilibres, anomalies, asymétries) en les associant à des secteurs articulaires spécifiques.** Ces particularités associées à la balance musculaire agonistes-antagonistes ne sont pas forcément détectées par l'utilisation de la méthode classique, puisque cette dernière ne prend en compte qu'une seule donnée par groupe musculaire sur toute la plage de mouvement.

L'analyse de la balance musculaire par plage angulaire est à présent validée pour une population saine, non spécialiste d'une activité sportive. Il est maintenant nécessaire d'étudier des populations plus spécifiques pour établir des modélisations typiques et caractériser les effets d'une pathologie ou d'un programme de rééducation. Dans le cadre de l'évaluation de la balance musculaire agonistes/antagonistes à partir de la méthode des plages angulaires, l'apport d'éléments nouveaux pourrait améliorer l'efficacité des protocoles de renforcement musculaire en les adaptant à des secteurs particuliers. En effet, en fournissant une **méthode fiable de calcul des ratios isocinétiques pour évaluer la balance musculaire qui donne accès à des données plus complètes et surtout plus représentatives de la dynamique réelle**, les objectifs visés sont d'optimiser les actions mises en place pour maximiser la performance, diminuer le risque de blessure, et améliorer les protocoles de rééducation fonctionnelle.

Comme dans tout travail de recherche, un certain nombre de limites est à relever pour relativiser nos résultats. Tout d'abord, concernant la technologie isocinétique, bien qu'il s'agisse aujourd'hui d'une évaluation valide et fiable pour l'évaluation de la force musculaire, le mode de contraction isocinétique n'est pas un mode de contraction physiologique (Edouard et Degache, 2016). De plus, il s'agit d'une évaluation analytique au cours de laquelle les vitesses angulaires utilisées (si elles sont respectées et effectives) ne sont pas comparables avec la réalité fonctionnelle. Plus spécifiquement, les points de discussion de l'étude 1 sont le choix de la position de test et l'absence de femme dans l'échantillon. Les études 2 et 3 ont été réalisées sur des amplitudes articulaires qui auraient pu être

optimisées, notamment en prenant en compte l'extension complète. De plus, elles sont composées d'échantillons faibles, plus particulièrement pour l'étude 2. Cependant, des acquisitions sont encore en cours pour constituer les valeurs de références des ratios par plage angulaire. Enfin, bien que l'excentrique soit peu utilisé dans l'évaluation isocinétique du tronc, il aurait été intéressant d'intégrer ce mode de contraction au protocole pour générer des ratios fonctionnels et apprécier l'action motrice concentrique des agonistes par rapport à l'action réciproque freinatrice excentrique des antagonistes.

Conclusion générale

La dynamométrie isocinétique est une méthode de référence pour l'évaluation de la balance musculaire mais elle présente toutefois certaines limites techniques, notamment liées à la méthode de calcul des ratios.

Le calcul des ratios par plage angulaire donne accès à des informations plus représentatives de la réalité fonctionnelle du mouvement. Cette méthode sectorielle permet une évaluation fiable et pertinente de la balance musculaire par une analyse plus fine d'un paramètre majeur de la fonction musculaire impliqué dans la physiopathologie et la performance motrice.

La méthode des plages angulaires pourrait compléter l'évaluation isocinétique classique afin de fournir des informations supplémentaires sur l'équilibre musculaire agoniste / antagoniste au cours du mouvement. L'analyse du MF moyen par plage angulaire peut être utilisée pour évaluer le profil musculaire agoniste/antagoniste, pour quantifier les gains générés par les programmes de renforcement, mais également pour identifier d'éventuelles anomalies, des déficits musculaires, et les associer à des plages angulaires spécifiques. Les recherches futures devront se concentrer sur des populations spécifiques, en particulier des sujets pratiquant spécifiquement, et/ou des sujets porteurs d'une pathologie entraînant une déficience motrice, comme par exemple les instabilités articulaires, les lésions ligamentaires, les lésions musculo-tendineuses, ou encore les processus algiques. L'objectif général étant d'évaluer plus précisément les ratios afin d'optimiser les programmes de renforcement pour la performance, la prévention des blessures, et la rééducation fonctionnelle.

Perspectives

La méthode de calcul des ratios par plage angulaire étant fiable et établie sur une population saine de référence, les perspectives évidentes de ce travail, et qui ont d'ailleurs déjà été entreprises, sont **l'application de la méthode par plage angulaire à des populations plus spécifiques.**

Des acquisitions ont déjà été réalisées sur des sujets experts d'une activité sportive, notamment en athlétisme (sprinteurs), au rugby et au football. Un projet est également en cours avec un centre de rééducation fonctionnel local pour étendre cette méthodologie à des sujets post-ligamentoplasties et des sujets souffrant de lombalgie chronique invalidante. En effet, la comparaison des ratios par plage angulaire mesurés chez des sujets sportifs ou présentant une pathologie avec les données actuelles obtenues avec une population saine de référence pourrait nous permettre d'identifier des particularités dans la balance musculaire agonistes/antagonistes au cours du mouvement. Ces identifications éventuelles pourraient contribuer à améliorer les tests de dépistage dans le cadre de la prévention des blessures, mais aussi optimiser les actions mises en place, notamment les protocoles de renforcement musculaire dans un contexte de recherche de performance ou de rééducation fonctionnelle. La méthode par plage angulaire, en renseignant sur la balance entre les groupes musculaires agonistes et antagonistes, associé à un secteur articulaire, pourrait rendre les interventions plus spécifiques et plus adaptées. Par exemple, pour corriger un déséquilibre, le renforcement musculaire pourrait être ciblé sur un secteur angulaire précis, pour un groupe musculaire, dans un mode de contraction. Une étude pilote sur **l'efficacité d'un programme de renforcement sectoriel** des muscles rotateurs de l'épaule est d'ailleurs en cours.

Une autre perspective envisagée porte sur **la discrimination de techniques opératoires**, par exemple pour la plastie du ligament croisé antérieur. Comme nous l'avons vu dans la discussion générale, certaines informations pourraient être masquées par la méthode d'évaluation utilisée. La méthode isocinétique par

plage angulaire pour le calcul des ratios pourrait être très intéressante à mettre en place pour comparer les impacts à court, moyen et long termes, sur la balance musculaire fléchisseurs / extenseurs de la fémoro-tibiale en fonction du site de prélèvement de l'autogreffon.

L'évaluation de sportifs pratiquant une activité de type asymétrique (les sports de raquette ou les sports de lancer) est également à l'étude. La comparaison de la balance musculaire agonistes/antagonistes entre le côté dominant et le côté non-dominant pourrait permettre de mieux comprendre les adaptations en rapport avec la pratique régulière et intensive, mais aussi les risques spécifiques qui y sont liés, l'objectif étant d'optimiser la performance et de réduire le risque de blessure.

L'amélioration et le développement de la méthode par plage angulaire constituent des objectifs à moyen terme. Une piste possible pour améliorer la fiabilité de la méthode serait de comparer les indices de reproductibilité entre les différentes positions utilisées pour les tests isocinétiques (par exemple pour l'évaluation de la scapulo-humérale). Le développement sur d'autres d'autres groupes musculaires de la scapulo-humérale (muscles fléchisseurs/extenseurs et abducteurs/adducteurs), ou du rachis lombaire (muscles rotateurs), voire sur d'autres articulations, pourrait constituer une suite intéressante pour compléter ce travail de thèse. **La mise en relation des signaux isocinétiques avec des signaux électromyographiques** pourrait également fournir des informations plus complètes sur la cinématique. D'autres pistes sont envisagées, notamment **l'impact de la fatigue sur la balance musculaire en fonction des secteurs articulaires. Mais aussi la comparaison des profils agonistes-antagonistes entre les hommes et les femmes, ou encore l'évolution de la balance musculaire avec l'avancée en âge**, notamment chez le sportif, pour qui les années de pratique qui s'accumulent sont synonymes de spécialisation. Dans ce cadre, le suivi de jeunes sportifs se spécialisant (exemple des pôles espoirs ou des centres de formation) pourrait être intéressant. En effet, la répétition de gestes et de mouvements spécifiques liée à l'augmentation du volume, de la fréquence et de l'intensité d'entraînement peut modifier la balance musculaire. La méthode d'évaluation de la balance

musculaire par plage angulaire pourrait permettre de quantifier ces éventuels changements en fonction des secteurs articulaires.

Enfin, une application encore discutée de ce travail correspond au transfert de savoir par le **développement d'un logiciel** qui soit directement exploitable par les différents praticiens. Cette perspective intéressante pourrait être une belle valorisation et une innovation au service de la réhabilitation. Actuellement, sans application ou routine automatique, l'analyse par secteurs angulaires se cantonne à un usage recherche car chronophage et donc réhibitoire à une utilisation en milieu de rééducation.

Références

- A -

Aagaard P, Simonsen EB, Andersen JL, Magnusson SP, Bojsen-Moller F, Dyhre-Poulsen P. Antagonist muscle coactivation during isokinetic knee extension. *Scand J Med Sci Sports* 2000;10(2):58-67.

Abulhasan JF, Grey MJ. Anatomy and physiology of knee stability. *J Funct Morphol Kinesiol* 2017;2(34):1-11.

Alentorn-Geli E, Mendiguchia J, Samuelsson K, Musahl V, Karlsson J, Cugat R, Myer GD. Prevention of non-contact anterior cruciate ligament injuries in sports. Part II: systematic review of the effectiveness of prevention programs in male athletes. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc* 2013.

Allard P, Dalleau G, Begon M, Blanchi JP, Barbier F, Caron O, Deschodt V, Quaine F, Monteil K, Pudlo P, Rouard A, Taïar R, Vielledent S. *Analyse du mouvement humain par la biomécanique. 3ème édition.* Anjou: Fides Education ; 2011. 622p.

Altman DG. *Practical statistics for medical research.* London: Chapman and Hall;1991. 542p.

Amaral GM, Marinho HVR, Ocarino JM, Silva PLP, De Souza TR, Fonseca ST. Muscular performance characterization in athletes: a new perspective on isokinetic variables. *Braz J Phys Ther* 2014;18(6):521-529.

Andrade MDS, Fleury AM, Barbosia De Lira CA, Dubas JP, Da Silva AC. Profile of isokinetic eccentric-to-concentric strength ratios of shoulder rotator muscles in elite female team handball players. *J Sports Sci* 2010;28(7):743-749.

Andrade MDS, Barbosa De Lira CA, Koffes FDC, Mascarin NC, Benedito-Silva AA, Da Silva AC. Isokinetic hamstrings-to-quadriceps peak torque ratio: the influence of sport modality, gender, and angular velocity. *J Sports Sci* 2012; 30(6):547-553.

Andrade MS, Vancini RL, Lira CAB, Mascarin NC, Fachina RJFG, Silva AC. Shoulder isokinetic profile of male handball players of the Brazilian National Team. *Braz J Phys Ther* 2013;17(6):572-578.

Araujo Ribeiro Alvares JB, Rodrigues R, Azevedo Franke R, Cordeiro da Silva BC, Pinto RS, Vaz MA, Baroni BM. Inter-machine reliability of the Biodex and Cybex isokinetic dynamometers for knee flexor/extensor isometric, concentric and eccentric tests. *Phys Ther Sport* 2015;16:59-65.

Ardern CL, Webster KE, Taylor NF, Feller JA. Return to sport following anterior cruciate ligament reconstruction surgery: a systematic review and meta-analysis of the state of play. *Br J Sports Med* 2011;45(7):596-606.

Atkinson G, Nevill M. Statistical methods for assessing measurement error (reliability) in variables relevant to sports medicine. *Sports Med* 1998;26(4):217-238.

Ayala F, De Ste Croix M, Sainz de Baranda P, Santonja F. Absolute reliability of hamstring to quadriceps strength imbalance ratios calculated using peak torque, joint angle-specific torque and joint ROM-specific torque values. *Int J of Sports Med* 2012;33:909-916.

- B -

Bahr R, Andersen SO, Loken S, Fossan B, Hansen T, Holme I. Low back pain among endurance athletes with and without specific back loading – A cross-country skiers, rowers, orienteers, and nonathletic controls. *Spine* 2004;29(4):449-454.

Balazs GC, Pavey GJ, Brelin AM, Pickett A, Keblish DJ, Rue JP. Risk of anterior cruciate ligament injury in athletes on synthetic playing surfaces: a systematic review. *Am J Sports Med* 2014;43:1798–804.

Baumgartner TA. *Norm-referenced measurements: reliability*. In M.J. Safrit, T.M. Wood, Measurement concept in physical education and exercise science. Champaign, Illinois: Human kinetics;1989.

Bernard PL, Amato M, Degache F, Edouard P, Ramdani S, Blain H, Calmels P, Codine P. Reproducibility of the time to peak torque and the joint angle at peak torque on knee of young sportsmen on the isokinetic dynamometer. *Ann Phys Rehabil Med* 2012;55:241-251.

Bernard JC, Boudokhane S, Pujol A, Chaléat-Valauyer E, Le Blay G, Deceuninck J. Isokinetic trunk muscle performance in pre-teens and teens with and without back pain. *Ann Phys Rehabil Med* 2014;57:38-54.

Blackburn T, Guskiewicz KM, Petschauer MA, Prentice WE. Balance and joint stability: the relative contributions of proprioception and muscular strength. *J Sport Rehabil* 2000;9:315-328.

Bland JM, Altman DG. Comparing two methods of clinical measurement: a personal history. *Int J Epidemiol* 1995;1:7-14.

Bohu Y, Klouche S, Peyrin JC, Dusfour B, Hager JP, Ribaut A, Herman S, Gerometta A, Lefevre N. Epidémiologie de 1345 luxations/subluxations d'épaule chez les joueurs français de rugby : étude prospective sur 5 saisons sportives de 2008 à 2013. *Orthop Traumatol Surg Res* 2014;100S:e32.

Bouisset S, Maton B. *Muscles, posture et mouvement. Base et applications de la méthode électromyographique*. Paris: Hermann;1995. 735p.

Braun S, Kokmeyer D, Millett PJ. Shoulder injuries in the throwing athlete. *J Bone Joint Surg* 2009;91:966-978.

Brooks KA, Clark SL, Dawes JJ. Isokinetic strength and performance in collegiate women's soccer. *J Nov Physiother* 2013;Suppl 3:001.

Brown LE, Whitehurst M, Char DL, Buchalter DN. The effect of velocity on load range during isokinetic knee extension/flexion exercise. *J Strength Cond Res* 1993;7:184.

Brown LE, Whitehurst M, Findley BW, Gilbert R, Buchalter DN. Isokinetic load range during shoulder rotation exercise in elite male junior tennis players. *J Strength Cond Res* 1995;9(3):160-164.

Brown L, Weir. ASEP procedures recommendation I: accurate assessment of muscular strength and power. *J Exerc Physiol* 2001;4:1-21.

Brown LE, Whitehurst M, Findley BW. Reliability of rate of velocity development and phase measures on an isokinetic device. *J Strength Cond Res* 2005;19(1):189-192.

Brughelli M, Cronin J, Nosaka K. Muscle architecture and optimum angle of the knee flexors and extensors: a comparison between cyclists and Australian rules football players. *J Strength Cond Res* 2010;24(3):717-721.

Bruyère O, Beaudart C, Reginster JY, Buckinx F, Schoene D, Hirani V, Cooper C, Kanis JA, Rizzoli R, McCloskey E, Cederholm T, Cruz-Jentoft A, Freiburger E. Assessment of muscle mass, muscle strength and physical performance: a practical survey. *Eur Geriatr Med* 2016;7:12:1-4.

Burkhart SS, Morgan CD, Kibler WB. Shoulder injuries in overhead athletes. The « dead-arm » revisited. *Clin Sports Med* 2000;19(1):125-158.

Burkhart SS, Morgan SD, Kibler KB. The disabled throwing shoulder: spectrum of pathology part III: the SICK scapula, scapular dyskinesis, the kinetic chain and rehabilitation. *Arthroscopy* 2003;19(6): 641–661.

Busnel F, Rochcongar P, Andre AM, Beillot J, Jan J. Isokinetic muscle knee evaluation in top level judo athletes and the risk of ACL rupture. *Sci Sports* 2006;21:148-153.

- C -

Calmels PM, Nellen M, Van Der Borne I, Jourdin P, Minaire P. Concentric and eccentric isokinetic assessment of flexor-extensor torque ratios at the hip, knee, and ankle in a sample population of healthy subjects. *Arch Phys Med Rehabil* 1997;78:1224-1230.

Carpes FP, Reinehr FB, Mota CB. Effects of a program for trunk strength and stability on pain, low back and pelvis kinematics, and body balance: a pilot study. *J Bodyw Mov Ther* 2008;12:22-30.

CERSTAPS (2015) Comité d'Ethique pour la Recherche en Sciences et Techniques des Activités Physiques et Sportives. Website accessed on February 21, 2017: <http://essbe.net/c3d/News/index.php?post/2015/07/06/CERSTAPS-Comit%C3%A9-d-%C3%A9thique-pour-la-recherche-en-STAPS>.

Chanussot JC, Danowski RG. *Rééducation en traumatologie du sport*. Paris: Elsevier Masson, Collection Sport;2007. 347p.

Choi SJ. Differential susceptibility on myosin heavy chain isoform following eccentric-induced muscle damage. *J Exerc Rehabil* 2014;10(6):344-348.

Cholewicki J, Panjabi MM, Khachatryan A. Stabilizing function of trunk-extensor muscles around a neutral spine posture. *Spine* 1997;22(19):2207-2212.

Cibulka MT, Enders G, Hall J, Jackson A, Maines S, Vonder Haar J, Bannett J. The influence of muscle length on one-joint shoulder internal and external rotator muscle strength. *Physiother Theory Pract* 2014;30(4):282-286.

Clarsen B, Bahr R, Andersson SH, Munk R, Myklebust G. Reduced glenohumeral rotation, external rotation weakness and scapular dyskinesis are risk factors for shoulder injuries among elite male handball players: a prospective cohort study. *Br J Sports Med* 2014;48:1327-1333.

Clément J, Ménard J, Raison M, Dumais J, Dubois L, Rouleau D. Three-dimensional analysis of the locked position in patients with recurrent shoulder instability. *J Shoulder Elbow Surg* 2017;26:536-543.

CNIL (2019) Commission Nationale de l'informatique et des libertés. La loi informatique et libertés. Website accessed on June 26, 2019: <https://www.cnil.fr/fr/la-loi-informatique-et-libertes>.

Codine P, Bernard PL, Pocholle M, Herisson C. Isokinetic strength measurement and training of the shoulder: methodology and results. *Ann Readapt Med Phys* 2005;48(2):80-92.

Cohen P, Chantraine A, Gobelet C, Ziltener JL. Influence of testing position on lumbar isokinetic measurements. *Ann Phys Rehabil Med* 2002;45:12-18.

Cohen DD, Zhao B, Okwera B, Matthews MJ, Delextrat A. Angle-specific eccentric hamstring fatigue after simulated soccer. *Int J Sports Physiol Perform* 2015;10:325-331.

Collins CL, Comstock RD. Epidemiological features of high school baseball injuries in the united states, 2005-2007. *Pediatrics* 2008;121(6):1181-1187.

Cometti G, Maffiuletti NA, Pousson M, Chatard JC, Maffulli N. Isokinetic Strength and Anaerobic Power of Elite, Subelite and Amateur French Soccer Players. *Int J Sports Med* 2001;22:45-51

Condouret J, Cohn J, Ferret JM, Lemonsu A, Vasconcelos W, Dejour D, Potel JF. Evaluation isocinétique à deux ans de ligamentoplasties du ligament croisé antérieur au tendon rotulien et aux ischiojambiers. *Revue de Chirurgie Orthopédique et Réparatrice de l'Appareil Moteur* 2008;94(8):375-382.

Coombs R, Garbutt G. Developments in the use of the hamstring/quadriceps ratio for the assessment of muscle balance. *J Sports Sci Med* 2002;1(3):56-62.

Coratella G, Bellin G, Beato M, Schena F. Fatigue affects peak joint torque angle in hamstrings but not in quadriceps. *J Sports Sci* 2015;33(12):1276-1282.

Cozette M, Weissland T, Leprêtre P-M, Gabrion A, Doyle C, Delanaud S. Wrist movements during isokinetic assessment of muscle rotators of the shoulder. *Ann Phys Rehabil Med* 2017;60S:e74-e75,

Cozette M, Leprêtre PM, Doyle C, Weissland T. Isokinetics strength ratios: conventional methods, current limits and perspectives. *Front Physiol* 2019;10:567.

Croisier JL, Crielaard JM. Méthodes d'exploration de la force musculaire : une analyse critique. *Ann Phys Rehabil Med* 1999a;42:311-322.

Croisier JL, Crielaard JM. Exploration isocinétique : analyse des courbes. *Ann Phys Rehabil Med* 1999b;42:497-502.

Croisier JL, Forthomme B, Namurois MH, Vanderthommen M, Crielaard JM. Hamstring muscle strain recurrence and strength performance disorders. *Am J Sports Med* 2002;30(2):199-203.

Croisier JL, Ganteaume S, Binet J, Genty M, Ferret JM. Strength imbalances and prevention of hamstrings injury in professional soccer players. A prospective study. *Am J Sports Med* 2008;36(8):1469-1475.

Croisier JL, Delvaux F, Kaux JF, Julia M, Crielaard JM, Forthomme B. L'équilibre de force musculaire agonsites/antagonistes. In : Julia M, Croisier JL, Perrey S, Dupeyron A. Prévention des troubles musculo-squelettiques chez le sportif. Montpellier : Sauramps Medical;2013. 233p.

- D -

Dai B, Mao D, Garrett WE, Yu B. Anterior cruciate ligament injuries in soccer. Loading mechanisms, risk factors, and prevention programs. *J Sport and Health Sci* 2014;3:299-306.

Dauty M, Potiron-Josse M, Rochcongar P. Consequences and prediction of hamstring muscle injury with concentric and eccentric isokinetic parameters in elite soccer players. *Ann Phys Rehabil Med* 2003;46:601-606.

Dauty M, Potiron-Josse M. Correlations and differences of performance between soccer players, professionals, young players and amateurs, from the 10-meter sprint test and knee isokinetic assessment. *Sci Sports* 2004;19:75-79.

Dauty M, Kitar E, Dubois C, Potiron-Josse M. Relationship between ball velocity and the shoulder rotator isokinetic torque in high-level handball players. *Sci Sports* 2005;20:300-303.

De Blaiser C, Roosen P, Willems T, Danneels L, Vanden Bossche L, De Ridder R. Is core stability a risk factor for lower extremity injuries in an athletic population? A systematic review. *Phys Ther Sport* 2018;30:48-56.

Dehail P, Gagnon D, Noreau L, Nadeau S. Assessment of agonist-antagonist shoulder torque ratios in individuals with paraplegia: a new interpretative approach. *Spinal Cord* 2008;46:552-558.

Delamarche P, Dufour M, Multon F. *Anatomie Physiologie Biomécanique en STAPS*. Paris : Masson;2002. 287p.

Delvaux F, Rochcongar P, Ferret JM, Kaux JF, Crielaard JM, Croisier JL. La lésion musculaire des ischio-jambiers. In : Julia M, Croisier JL, Perrey S, Dupeyron A. *Prévention des troubles musculo-squelettiques chez le sportif*. Montpellier : Sauramps Medical;2013. 233p.

Delvaux F, Kaux JF, Croisier JL. Lower limb muscle injuries: risk factors and preventive strategies. *Sci Sport* 2017;32:179-190.

Diamond LE, Wrigley TV, Hinman RS, Hodges PW, O'Donnell J, Takla A, Bennell KL. Isometric and isokinetic hip strength and agonist/antagonist ratios in symptomatic femoroacetabular impingement. *J Sci Med Sport* 2016;19:696-701.

Drouin JM, Valovich-mcLeod TC, Shultz SJ, Gansneder BM, Perrin DH. Reliability and validity of the biodex system 3 pro isokinetic dynamometer velocity, torque and position measurements. *Eur J Appl Physiol* 2004;91:22-29.

Dufour M, Pillu M. *Biomécanique fonctionnelle*. Paris: Elsevier Masson;2006. 568p.

Dumoulin C, Distrée V, Tomasella M, Crielaard JM, Vanderthommen M. L'instabilité lombaire fonctionnelle : revue de littérature. *Ann Phys Rehabil Med* 50:669-676.

Dvir, Z *Isokinetics : muscle testing, interpretation and clinical applications 2nd edition*. Edinburgh : Elsevier-Churchill Livingstone;2003. 272p.

- E -

Edouard P, Calmels P, Degache F. The effect of gravitational correction on shoulder internal and external rotation strength. *Isokinet Exerc Sci* 2009;17:35-39.

Edouard P, Chatard JC, Fourchet F, Collado H, Degache F, Leclair A, Rimaud D, Calmels P. Invertor and Evertor strength in track and field athletes with functional ankle instability. *Isokinet Exerc Sci* 2011a;19:91-96.

Edouard P, Samozino P, Julia M, Cervera SG, Vanbiervliet W, Calmels P, Gremeaux V. Reliability of isokinetic assessment of shoulder-rotator strength: a systematic review of the effect of position. *J Sport Rehabil* 2011b;20:367-383.

Edouard P, Degache F, Beguin L, Samozino P, Gresta G, Fayolle-Minon I, Calmels P. Rotator cuff strength in recurrent anterior shoulder instability. *J Bone Joint Surg* 2011c;93:759-765.

Edouard P, Degache F, Oullion R, Plessis JY, Gleizes-Cervera S, Calmels P. Shoulder strength imbalances as injury risk in handball. *Int J Sport Med* 2013a;34:654-660.

Edouard P, Codine P, Samozino P, Bernard PL, Hérisson C, Grémeaux V. Reliability of shoulder rotators isokinetic strength imbalance measured using the Biodex dynamometer. *J Sci Med Sport* 2013b;16:162-165.

Edouard P, Gremeaux V, Degache F, Gasq D, Calmels P. Thrower's shoulder: what muscle balance for a better performance and injury prevention? *Movement & Sport Sciences* 2014;85:45-52.

Edouard P, Degache F. *Guide d'isocinétisme. L'évaluation isocinétique, des concepts aux conditions sportives et pathologiques*. Issy-les-moulineaux: Elsevier Masson, Collection Sport;2016. 327p.

El-Ashker S, Carson BP, Ayala F, De Ste Croix M. Sex-related differences in joint-angle-specific functional hamstring-to-quadriceps strength ratios. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc.* 2017;25:949-957.

Ellenbecker TS, Roetert EP. Isokinetic profile of elbow flexion and extension strength in elite junior tennis players. *J Orthop Sports Phys Ther* 2003;33(2):79-84.

Ellenbecker TS, Roetert EP, Riewald S. Isokinetic profile of wrist and forearm strength in elite female junior tennis player. *Br J Sports Med* 2006;40:411-414.

Emami M, Mohseni Bandpai MA, Rahmani N, Biglarian A, Taghipour M. Association between trunk muscles characteristics with lower limb injuries: A systematic review. *Phys Ther Sport* 2018;32:301-307.

Ennion S, Santana Pereira J, Sargeant AJ, Young A, Goldspink G. Characterization of human skeletal muscle fibres according to the myosin heavy chains they express. *J Muscle Res Cell Moti* 1995;16:35-43.

Enoka RM. *Neuromechanics of human movement, 4th edition.* Champaign, IL: Human Kinetics;2008. 551p.

Escolar DM, Henricson EK, Mayhew J, Florence J, Leshner R, Patel KM, Clemens PR. Clinical evaluator reliability for quantitative and manual muscle testing measures of strength in children. *Muscle Nerve* 2001;24:787-793.

Eustace SJ, Page RM, Greig M. Contemporary approaches to isokinetic strength assessments in professional football players. *Science and Medicine in Football* 2017;1(3):251-257.

Evangelidis PE, Pain MTG, Folland J. Angle-specific hamstring-to-quadriceps ratio: a comparison of football players and recreationally active males. *J Sports Sci* 2015;33(3):309-319.

Fassier JB. Prévalence, coûts et enjeux sociétaux de la lombalgie. *Revue du rhumatisme* 2011;78:S38-S41.

Fayad F, Lefevre-Colau MM, Poirauudeau S, Fermanian J, Rannou F, Wlodyka Demaille S, Benyahya R, Revel M. Chronicity, recurrence, and return to work in low back pain: Common prognostic factors. *Ann Readapt Med Phys* 2004;47:179-189.

Fleising GS, Dillman CJ, Andrew JR. A biomechanical description of the shoulder joint during pitching. *Sports Medicine Update* 1991;6:10.

Forthomme B, Croisier JL, Huskin JP, Crielaard JM. Isokinetic assessment of shoulder with impingement syndrome following pain inhibition. *Isokinet Exerc Sci* 2003;11:70-1.

Forthomme B, Crielaard JM, Forthomme L, Croisier JL. Field performance in javelin throwers-relationship with shoulder isokinetic data. *Isokinet Exerc Sci* 2007;15:195-202.

Forthomme B, Dvir Z, Crielaard JM, Croisier JL. Isokinetic assessment of the shoulder rotators : a study of optimal position. *Clin Physiol Funct Imaging* 2011;31:227-232.

Forthomme B, Wieczorek V, Frisch A, Crielaard, Croisier JL. Shoulder pain among high-level volleyball players and preseason features. *Med Sci Sports Exerc* 2013;45(10):1852-1860.

Fossier E, Daniel F. Renforcement musculaire isocinétique: méthodologie, intérêt et limites. In : *Muscle et rééducation*. Paris: Masson;1984. p180-200.

- G -

Gerodimos V, Manou V, Stavropoulos N, Kellis E, Kellis S. Agonist and antagonist strength of ankle musculature in basketball players aged 12 to 17 years. *Isokinet Exerc Sci* 2006;14:81-89.

Gozlan G, Bensoussan L, Coudreuse JM, Fondarai J, Gremeaux V, Viton JM, Delarque A. Isokinetic dynamometer measurement of shoulder rotational strength in healthy elite athletes (swimming, volley, tennis): comparison between dominant and nondominant shoulder. *Ann Phys Rehabil Med* 2006;49:8-15.

Guilhem G, Giroux C, Couturier A, Maffiuletti NA. Validity of trunk extensor and flexor torque measurements using isokinetic dynamometry. *J Electromyogr Kinesiol* 2014;21:986-993.

Gur H, Akova B, Punduk Z, Kuçukoglu S. Effects of age on the reciprocal peak torque ratios during knee muscle contractions in elite soccer players. *Scand J Med Sci Sports* 1999;9(2):81-87.

- H -

Harriss DJ, Atkinson G. Ethical standards in sport and exercise science research: 2016 update. *Int J Sports Med* 2015;36:1121-1124.

Hawkins RD, Hulse MA, Wilkinson C. The association football medical research program: an audit of injuries in professional football. *Br J Sports Med* 2001;35:43-47.

Heneweer H, Vanhees L, Picavet HSJ. Physical activity and low back pain: a U-shaped relation? *Pain* 2009;143:21-25.

Hewett TE, Di Stasi SL, Myer GD. Current concepts for injury prevention in athletes after anterior cruciate ligament reconstruction. *Am J Sports Med* 2013;41:216-224.

Hibbs AE, Thompson KG, French D, Wrigley A, Spears I. Optimizing performance by improving core stability and core strength. *Sports Med* 2008;38(12):995-1008.

Hirt D. Prévention de ruptures du ligament croisé antérieur du genou chez le sportif. In: *Prévention des troubles musculo-squelettiques chez le sportif*. Montpellier: Sauramps Medical;2013. 233p.

Hislop HJ, Perrine JJ. The isokinetic concept of exercise. *Phys Ther* 1967;47:114-117.

Hopkins WG. Measures of reliability in sports medicine and science. *Sports med* 2000;30(1):1-15.

Hovellius LK, Sandström BC, Rösmark DL, Saebö M, Sundgren KH, Malmqvist BG. Long-term results with Bankart and Bristow-Latarjet procedures: Recurrent shoulder instability and arthropathy. *J Shoulder Elbow Surg* 2001;10(5):445-452.

Howell SM, Galinat BJ, Renzi AJ, Marone P. Normal and abnormal mechanics of the glenohumeral joint in the horizontal plane. *J Bone Joint Surg* 1988;70(2):227-232.

- I -

Iwai K, Nakazato K, Irie K, Fujimoto H, Nakajima H. Trunk Muscle Strength and Disability Level of Low Back Pain in Collegiate Wrestlers. *Med Sc. Sports Exerc* 2004;36(8):1296-1300.

- J -

Jaric S. Muscle strength testing. *Sports Med* 2002;32(10):615-631.

Jessop DM, Pain MTG. Maximum velocities in flexion and extension actions for sport. *J Hum Kinet* 2016;50:37-44.

Jidovtseff B, Croisier JL, Demoulin C, Crieelard JM. Inertial assessment: Current status and perspectives. *Sci Sports* 2008;23:107-117.

Jobe FW, Tibone JE, Perry J, Moynes D. An EMG analysis of the shoulder in throwing and pitching. A preliminary report. *Am J Sports Med* 1983;11(1):3-5.

Jobe FW, Moynes D, Tibone JE, Perry J. An EMG analysis of the shoulder in pitching. A second report. *Am J Sports Med* 1984;12(3):218-220.

Jones D, Round J, De Haan A. *Physiologie du muscle strié squelettique : de la structure au mouvement*. Paris: Elsevier Masson;2005. 196p.

Jousse M, Nguyen C, Poiraudeau S, Rannou F, Revel M, Papelard A. Rééducation dans les cervicalgies communes : ce que je fais, ce que je discute et pourquoi ? Fondement sur les preuves et stratégies du clinicien. *Rev Rhum* 2008;75:763-769.

- K -

Kany J. *L'épaule du lanceur*. Paris: Elsevier Masson, Médecine du sport;2000. 113p.

Kapandji AI. *Physiologie articulaire. Tome 1*. 6^e Edition. Paris: Maloine;2005. 351p.

Kapandji AI. *Physiologie articulaire. Tome 2*. 5^e Edition. Paris: Maloine;2007. 270p.

Kapandji AI. *Physiologie articulaire. Tome 3*. 6^e Edition. Paris: Maloine;2007b. 316p.

Karataglis D, Agathangelidis F.; Long term outcomes of arthroscopic shoulder instability surgery. *Open Orthop J* 2017;11:133-139.

Karatas GK, Gogus F, Meray J. Reliability of isokinetic trunk muscle strength measurement. *Am J Phys Med Rehabil*. 2002;81(2):79-85.

Katis A, Giannadakis E, Kannas T, Amiridis I, Kellis E, Lees A. Mechanisms that influence accuracy of the soccer kick. *J Electromyogr Kinesiol*. 2013;23(1):125-31.

Kaux JF, Delvaux F, Forthomme B, Massart N, Daniel C, Crielaard JM, Croisier JL. Risk factors of anterior cruciate ligament tears: neuromuscular status. *J Traumatol Sport* 2013;30:248-252.

Kellis E, Katis A. Quantification of functional knee flexor to extensor moment ratio using isokinetics and electromyography. *J Athl Train* 2007;42(4):477-485.

Kelly BT, Barnes RP, Powell JW, Warren RF. Shoulder injuries to quarterbacks in the national football league. *Am J Sports Med* 2004;32(2):328-341.

Kibler WB, Safran M. Tennis injuries. *Med Sport Sci* 2005;48:120-137.

Kuhlman JR, Iannotti JP, Kelly MJ, Riegler FX, Gevaert ML, Ergin TM. Isokinetic and isometric measurement of strength of external rotation and abduction of the shoulder. *J Bone Joint Surg* 1992;74A(9):1322–1333.

- L -

Labriola JE, Jolly JT, McMahon PJ, Debski RE. Active stability of the glenohumeral joint decreases in the apprehension position, *Clin Biomech* 2004;19:801-809.

Labriola JE, Lee TQ, Debski RE, McMahon PJ. Stability and instability of the glenohumeral joint: The role of shoulder muscles. *J Shoulder Elbow Surg* 2005;14(1S):32-38.

Larivière C, Gagnon D, Loisel P. The comparison of trunk muscles EMG activation between subjects with and without chronic low back pain during flexion-extension and lateral bending tasks. *J Electromyogr Kinesiol* 2000;10(2):79-91.

Lee JH, Hoshino Y, Nakamura K, Kariya Y, Saita K, Ito K. Trunk muscle weakness as a risk factor for low back pain. A 5-year prospective study. *Spine* 1999;24(1):54-57.

Lefevre N, Klouche S, Herman S, Bohu Y. Risk factors for anterior cruciate ligament injury: the female gender. *J Traumatol Sport* 2014;31:58-62.

Leinonen V, Kankaanpää M, Airaksinen O, Hanninen O. Back and hip extensor activities during trunk flexion/extension: effects of low back pain and rehabilitation. *Arch Phys Med Rehabil* 2000;81:32-37.

Le Golf. Sports as a risk factor for low back pain. *Revue de Rhumatisme* 2007;74:573-580.

Le Page C. *Physiologie de l'exercice physique, entraînement et santé*. Paris: Ellipse, Objectif STAPS;2016. 403p.

Lepers R, Martin A. *Biomécanique*. Paris: Ellipse, Objectif STAPS;2016. 187p.

Lin WH, Liu YF, Hsieh CCC, Lee AJY. Ankle eversion to inversion strength ratio and static balance control in the dominant and non-dominant limbs of young adults. *J Sci Med Sport* 2007;12:42-49.

Lugo R, Kung P, Benjamin Ma C. Shoulder biomechanics. *Eur J Radiol* 2008;68:16-24.

- M -

Maffiuletti NA, Bizzini M, Desbrosses K, Babault N, Munzinger U. Reliability of knee extension and flexion measurements using the Con-trex isokinetic dynamometer. *Clin Physiol Funct Imaging* 2007;27(6):346-353.

Magalhaes J, Oliveira J, Ascensao A, Soares J. Concentric quadriceps and hamstrings isokinetic strength in volleyball and soccer players. *J Sports Med Phys Fitness* 2004;44:119-125.

Marieb EN, Hoehn K. *Anatomie et physiologie humaine*. Paris: Pearson Education;2010. 1293p.

Masuda K, Kikuhara N, Demura S, Katsuta S, Yamanaka K. Relationship between muscle strength in various isokinetic movements and kick performance among soccer players. *J Sports Med Phys Fitness* 2005;45(1):44-52.

Maud PJ, Foster C. *Physiological assessment of human fitness*. 2nd ed. Champaign, IL: Human Kinetics;2006. 319p.

Mazuquin BF, Dela Bela LF, Pelegrinelli ARM, Dias JM, Carregaro RL, Moura FA, Selfe J, Richards J, Brown LE, Cardoso JR. Torque-angle-velocity relationships and muscle performance of professional and youth soccer players. *Int J Sports Med* 2016;37:992-996.

McGill SM, Grenier S, Kavcic N, Cholewicki J. Coordination of muscle activity to assure stability of the lumbar spine. *J Electromyogr Kinesiol* 2003;13:353-359.

McMaster DT, Gill N, Cronin J, McGuigan M. A brief review of strength and ballistic assessment methodologies in sport. *Sports Med* 2014;44:603-623.

Meister K. Injuries to the shoulder in the throwing athlete: part one, biomechanics/pathophysiology/classification of injuries. *Am J Sports Med* 2000;28:265-275.

Mickevicius M, Rutkauskas S, Sipaviciene S, Skurvydas A, Jurimae J, Degens H, Kamandulis S. Absence of bilateral differences in child baseball players with throwing-related pain. *Int J Sports Med* 2016;37:952-957.

Mijnarends DM, Meijers JMM, Halfens RJG, Ter Borg S, Luiking YC, Verlaan S, Schoberer D, Cruz Jentoft AJ, Van Loon Prof LJC, Schols Prof JMGA. Validity and reliability of tools to measure muscle mass, strength, and physical performance in community-dwelling older people: a systematic review. *J Am Med Dir Assoc* 2013;1-9.

Mont MA, Cohen DB, Campbell KR, Gravare K, Mathur SK. Isokinetic concentric versus eccentric training of shoulder rotators with functional evaluation of performance enhancement in elite tennis players. *Am J Sports Med* 1994;22(4):513-517.

Mortazavi J, Zebardast J, Mirzashahi B. Low back pain in athletes. *Asian J Sports Med* 2015;6(2):e24718.

Muller J, Muller S, Stoll J, Frohlich K, Baur H, Mayer F. Reproducibility of maximum isokinetic trunk strength testing in healthy adolescent athletes. *Sports Orthop Traumatol* 2014;30:229-237.

Myers JB, Lephart SM. The role of the sensorimotor system in the athletic shoulder. *J Athl Train* 2000;35:351-363.

- N -

Ng GY, Lam PC. A study of antagonist/agonist isokinetic work ratios of shoulder rotators in men who play badminton. *J Orthop Sports Phys Ther* 2002; 32:399-404.

Nguyen C, Poiraudeau S, Revel M, Papelard A. Chronic low back pain: risk factors for chronicity. *Revue de Rhumatisme* 2009;76:537-542.

Noffal GJ. Isokinetic eccentric-to-concentric strength ratios of the shoulder rotator muscles in throwers and nonthrowers. *Am J Sports Med* 2003;31(4):537-541.

Noormohammadpour P, Rostami M, Mansournia MA, Farahbakhsh F, Pourgharib Shahi MH, Kordi R. Low back pain status of female university students in relation to different sport activities. *Eur Spine J* 2015.

- O -

Olivier PE, Du Toit DE. Isokinetic neck strength profile of senior elite rugby union players. *J Sci Med Sport* 2008;11(2):96-105.

Olivier PE, Du Toit DE. Isokinetic neck muscle strength-ratios in sagittal and frontal planes: Men and women are different, but age differences are a myth. *S Afr J Res Sport Phys Educ* 2015;37(3):143-152.

- P -

Papotto BM, Rice T, Malone T, Butterfield T, Uhl TL. Reliability of isometric and eccentric isokinetic shoulder external rotation. *J Sport Rehabil* 2016;6;25(2).

Pincus T, Vogel S, Burton AK, Santos R, Field AP. Fear avoidance and prognosis in back pain. A systematic review and synthesis of current evidence. *Arthritis Rheum* 2006;54(12):3999-4010.

Puig PL, Trouve P, Savalli L, Leboutte E. Hamstrings muscle strains. A very eccentric behavior. *J Traumatol Sport* 2009;26:18-23.

- Q -

- R -

Raschner C, Platzner H, Patterson C, Werner I, Huber R, Hildebrandt C. The relationship between ACL injuries and physical fitness in young competitive ski racers: A 10-year longitudinal study. *Br J Sports Med* 2012;46(15):1065-1071.

Raske A, Norlin R. Injury incidence and prevalence among elite weight and power lifters. *Am J Sports Med* 2002;30(2):248-256.

Robert Van Cingel, Habets B, Willemsem L, Staal B. Shoulder dynamic control ratio and rotation range of motion in female junior elite handball players and controls. *Clin J Sport Med* 2017;0:1-6.

Roberts TJ. Contribution of elastic tissues to the mechanics and energetics of muscle function during movement. *J Exp Biol* 2016;219:266-275.

Rochcongar P, Laboute E, Jan J, Carling C. Rupture of the anterior cruciate ligament in soccer. *Int J Sports Med* 2009;30(5):372-378.

Rollick NC, Ono Y, Kurji HM, Nelson AA, Boorman RS, Thornton GM, Lo IKY. Long-term outcomes of the Bankart and Latarjet repairs: a systematic review. *Open Access J Sports Med* 2017;8:97-105.

Ruas CV, Pinto RS, Hafenstine RW, Pereira MCC, Brown LE. Specific joint angle assessment of the shoulder rotators. *Isokinet Exerc Sci* 2014;22:197-204.

- S -

Saccol MF, Silva RT, Gracitelli G, Laurino CF, Andrade M. Concentric and eccentric isokinetic strength profile of shoulder rotators in elite junior tennis players. *Sports Biomech* 2007;608-611.

Saccol MF, Gracitelli GC, Texeira Da Silva R, Frota De Souza Laurino C, Fleury AM, Andrade MDS, Carlos Da Silva A. Shoulder functional ratio in elite junior tennis player. *Phys Ther Sport* 2010;11:8-11.

Sakurai S, Ikegami Y, Okamoto A, Yabe K. A three-dimensional cinematographic analysis of upper limb movement during fastball and curveball baseball pitches. *J Appl Biomech* 1993;9(1):47-65.

Saliba L, Hrysomallis C. Isokinetic strength related to jumping but not kicking performance of Australian footballers. *J Sci Med Sport* 2001;4(3):336-347.

Sangwan S, Green RA, Taylor NF. Stabilizing characteristics of rotator cuff muscles: a systematic review. *Disabil Rehabil* 2015;37(12):1033-1043.

Sapeda A. Current concepts review. Muscle performance evaluation in orthopaedic practice. *J Bone Joint Surg* 1990;1562-1574.

Schlatterer B, Franceschi JP, Roger B, Boussaton M, Landreau P, Rozenblat M. Recurrent sprains after ACL reconstruction: diagnosis and risk factors. *J Traumatol Sport* 2009;26:54-67.

Schlumberger A, Laube W, Bruhn S, Herbeck B, Dahlinger G, Fenkart D, Schmidbleicher D, Mayer F. Muscle imbalance – Fact or fiction? *Isokinet Exerc Sci* 2006;14:3-11.

Scoville CR, Arciero RA, Taylor DC, Stoneman PD. End range eccentric antagonist/concentric agonist strength ratios: a new perspective in shoulder strength assessment. *J Orthop Sports Phys Ther* 1997;25:203-207.

Seil R, Rupp S, Tempelhof S, Kohn D. Sports injuries in team handball. *Am J Sports Med* 1998;26(5):681-687.

Seroyer ST, Nho SJ, Bach BR, Bush-Joseph CA, Nicholson GP, Romeo AA. Shoulder pain in the overhead throwing athlete. *Orthopaedics* 2009;1(2):108-120.

Shan G, Westerhoff P. Full-body kinematic characteristics of the maximal instep soccer kick by male soccer players and parameters related to kick quality. *Sports Biomech* 2005;4(1):59-72.

Shapiro SS, Wilk MB. An Analysis of Variance Test for Normality. *Biometrika* 1965;52(3-4):591-611.

Shklar A, Dvir Z. Isokinetic strength relationship in shoulder muscles. *Clin Biomech* 1995;10(7):369-373.

Sidaway B, Bouchard M, Chasse J, Dunn J, Govoni A, McPherson B, Roy K, Anderson DI. The Role of Postural Support in Young Adults' Control of Stationary Kicking. *Res Q Exerc Sport* 2017;88(2):215-222.

Simon D, Mascarenhas R, Saltzman BM, Rollins M, Bach BR, MacDonald P. The relationship between anterior cruciate ligament injury and osteoarthritis of the knee. *Adv Orthop* 2015;2015:928301.

Simonet WT, Cofield RH. Prognosis in anterior shoulder dislocation. *Am J Sports Med* 1984;12(1):19-24.

Smith S, Mayer T, Gatchel R, Becker T. Quantification of lumbar function: Part 1: Isometric and multispeed isokinetic trunk strength measures in sagittal and axial planes in normal subjects. *Spine* 1985;10(8):757-764.

Smerdu V, Karsch-Mizrachi I, Campione M, Leinwand L, Schiaffino S. Type IIx myosin heavy chain transcripts are expressed in type IIb fibers of human skeletal muscle. *Am J Physiol* 1994;267:1723-1728.

Sole G, Hamren J, Milosavljevic S, Nicholson H, Sullivan SJ. Test-retest reliability of isokinetic knee extension and flexion. *Arch Phys Med Rehabil* 2007;88:626-631.

Song JY, Park JW, Lee CB, Eun D, Jang JH, Lee HJ, Hyun GS, Park JM, Cha JY, Cho NH, Ko IG, Jin JJ, Jin YY, Ham DW, Jee YS. Analysis of ipsilateral and bilateral ratios in male amateur golfers. *J Exerc Rehabil* 2016;12(2):99-108.

Sonza A, Cesar de Andrade M. Analysis of the isokinetic torque curves in shoulder movement. *Revista Brasileira de Medicina do Esporte* 2012;18(2):91-94.

Sonza A, Cesar de Andrade M. Analysis of the isokinetic torque curves in shoulder movement. *Rev Bras Med Esporte* 2012;18(2):91-94.

Sugimoto D, Mattacola CG, Mullineaux DR, Palmer TG, Hewett TE. Comparison of isokinetic hip abduction and adduction peak torques and ratio between sexes. *Clin J Sport Med* 2014;24(5):422-428.

Stefanska M. Force-angle and force-time characteristics of human extremity muscles. *Biol Sport* 2006;23(4):389-399.

Stockes M. Reliability and repeatability of methods for measuring muscle in physiotherapy. *Physiotherapy Practice* 1985;1:71-76.

Strike PW. *Statistical methods in laboratory medicine*. Oxford: Butterworth-Heinemann;1991. 542p.

- T -

Tam N, Santos-Concejero J, Coetzee DR, Noakes TD, Tucker R. Muscle co-activation and its influence on running performance and risk of injury in elite Kenyan runners. *J Sports Sci* 2017;35(2):175-181.

Tamalet B, Rochcongar P. Anterior cruciate ligament of the knee: epidemiology and prevention. *Revue de rhumatisme monographies* 83:103-107.

Tanaka M, Koizumi K, Kakiuchi M, Hayashida K. Evaluation of dislocation position in patients with recurrent anterior shoulder dislocation. *J Shoulder Elbow Surg* 2012;21:1588-1592.

Te Slaa RL, Wijffels MPJM, Brand R, Marti RK. The prognosis following acute primary glenohumeral dislocation. *J Bone Joint Surg* 2004;86-B(1):58-64.

Thépaut A. *Les APS en licence STAPS, théorie des pratiques d'apprentissage*. Paris: Masson, STAPS collection;2004. 166p.

Thistle HG, Hislop HJ, Moffroid M, Lowman EW. Isokinetic contraction : a new concept of exercise. *Arch Phys Med Rehabil* 1967;48:279-282.

- U -

Urayama M, Itoi E, Hatakeyama Y, Pradhan RL, Sato K. Function of the 3 portions of the inferior glenohumeral ligament: a cadaveric study. *J Shoulder Elbow Surg* 2001;10:589-594.

Usman J, McIntosh AS, Quarrie K, Targett S. Shoulder injuries in elite rugby union football matches: Epidemiology and mechanisms. *J Sci Med Sport* 2015;18:529-533.

- V -

Van Meeteren J, Roebroek ME, Stam HJ. Test retest reliability in isokinetic muscle strength measurements of the shoulder. *J Rehabil Med* 2002;34(2):91-95.

Vanhee JL, Voisin P, Vezirian T, Vanvelcenaher. Isokinetic trunk flexors and extensors performance with and without gravity correction. *Isokinet Excerc Sci* 1996;6(2):89-94.

Véron O, Tcherniatinsky E, Fayad F, Revel M, Poiraudreau S. Chronic low back pain and functional restoring program: Applicability of the patient acceptable symptom state. *Ann Readapt Med Phys* 2008;51:642-649.

Vincent J. *Statistics in kinesiology*. Champaign (IL): Human Kinetics Books;1994.

Vogelpohl RE, Kollock RO. Isokinetic rotator cuff functional ratios and the development of shoulder injury in collegiate baseball pitchers. *Int J Athl Ther Train* 2015;20(3):46-52.

Voisin F, Guillemot P, Jallageas R, Bouzille G, Jan J, Rochcongar P. Comparing shoulder isokinetic test results between two different dynamometers (Cybex® and Contrex®) in a population of healthy adults. *Sci Sports* 2017;32:21-26.

- W -

Wang HK, Macfarlane A, Cochrane T. Isokinetic performance and shoulder mobility in elite volleyball athletes from the United Kingdom. *Br J Sports Med* 2000;34:39-43.

Waterman BR, Kilcoyne KG, Parada SA, Eichinger JK. Prevention and management of post-instability glenohumeral arthropathy. *World J Orthop* 2017;8(3):229-241.

Watkins RG, Dennis S, Dillin WH. Dynamic EMG analysis of torque transfer in professional baseball pitchers. *Spine* 1989;14(4):404-408.

Webber SC, Porter MM. Reliability of ankle isometric, isotonic and isokinetic strength and power testing in older women. *Phys Ther* 2010;90(8):1-10.

Weissland T, Cozette M, Doyle C, Gabrion A. Are there bilateral isokinetic shoulder rotator differences in basketball male players? *J Sports Med Phys Fitness* 2018;58(12):1768-1773.

William G, Hopkins, Stephen W, Marshall, Alan M, Batterham, Hanin J. Progressive statistics for studies in sports medicine and exercise science. *Med Sci Sports Exerc* 2009;41(1):3-12.

Williams GN, Chmielewski T, Rudolph KS, Buchanan TS, Snyder-Mackler L. Dynamic knee stability: Current theory and implications for clinicians and scientists. *J Orthop Sports Phys Ther* 2001;21(10):546-566.

Willigenburg NW, McNally MP, Hewett TE. Quadriceps and hamstrings strength in athletes. In: *Hamstring and quadriceps injuries in athlete. Clinical guide*. New-York: Kaeding & Brochers;2014.151p.

- X -

- Y -

Yildiz Y, Aydin T, Sekir U, Hazneci B, Komurcu M, Kalyon TA. Peak and end range eccentric evertor/concentric invertor muscle strength ratios in chronically unstable ankles: comparison with healthy individuals. *J Sports Sci Med* 2003;2:70-76.

Yildiz Y, Aydin T, Sekir U, Kiralp MZ, Hazneci B, Kalyon TA. Shoulder terminal range eccentric antagonist/concentric agonist strength ratios in overhead athletes. *Scand J Med Sci Sports* 2006;16:174-180.

- Z -

Zago M, Motta AF, Mapelli A, Annoni I, Galvani C, Sforza C. Effect of Leg Dominance on The Center-of-Mass Kinematics During an Inside-of-the-Foot Kick in Amateur Soccer Players. *J Hum Kinet* 2014;42:51-61.

Zazulak BT, Hewett TE, Reeves NP, Goldberg B, Cholewicki J. Deficits in neuromuscular control of the trunk predict knee injury risk. *Am J Sports Med* 2007;35(7):1123-1130.

Zazulak B, Cholewicki J, Peter Reeves N. Neuromuscular control of trunk stability: clinical implications for sports injury prevention. *J Am Acad Orthop Surg* 2008;16(9):1-9.

Zouita A, Dziri C, Ben Salah FZ, Layouni R. Comparison of isokinetic muscle strength and ratio hamstring/quadriceps between tunisian athletes. *Sci Sports* 2007;22:196-200.

Annexes

Article 1

Type d'article : Revue de littérature

Titre : Les techniques instrumentales de mesure de la force musculaire et de la balance musculaire

Auteurs : Maryne Cozette, Pierre-Marie Leprêtre, Thierry Weissland

Revue : Science & Sports (IF : 0.684)

Etat : Soumis le 18 Février 2019

Les techniques instrumentales de mesure de la force musculaire et de la balance musculaire

Instrumental techniques to assess strength and muscle balance

Maryne Cozette¹, Pierre-Marie Leprêtre¹, Thierry Weissland²

¹ Laboratoire de recherche Adaptations Physiologiques à l'Exercice et Réadaptation à l'Effort (APERRE), EA-3300, UFR-STAPS, Université de Picardie Jules Verne, Amiens, France.

² Laboratoire de recherche Intégration du Matériau au Système (IMS), UMR 5218, Université de Bordeaux, Talence, France.

Correspondance :

Maryne Cozette

Laboratoire de recherche Adaptations Physiologiques à l'Exercice et Réadaptation à l'Effort,

EA-3300, UFR-STAPS, Université de Picardie Jules Verne,

Allée Pascal Grousset, 80025 Amiens cedex, France.

e-mail : maryne.cozette@u-picardie.fr

Mots clés : force, évaluation, isométrique, inertielle, isocinétique.

Key words : strength, assessment, isometric, inertial, isokinetic.

Résumé : Le rapport de force entre les muscles agonistes et antagonistes est un paramètre déterminant pour la motricité, mais aussi pour le maintien de la stabilité articulaire au cours du mouvement. La stabilisation dynamique d'une articulation est une notion fondamentale dans le cadre de la performance, de la prévention, mais aussi de la rééducation. Plusieurs techniques permettent de quantifier la force musculaire en fonction de la modalité de contraction du muscle. On distingue les évaluations isométriques, inertielles, et isocinétiques. Parmi ces techniques, les évaluations isocinétiques semblent être les plus pertinentes pour apprécier l'équilibre de force entre les muscles agonistes et antagonistes tout en considérant les propriétés mécaniques du muscle *in situ*. Malgré tout, la technique isocinétique présente certaines limites, notamment liées à l'utilisation exclusive du pic de force.

Abstract : The strength balance between the agonist and antagonist muscles is a key parameter for motor skills and joint stability during movement. The dynamic joint stabilization is a fundamental concept in the areas of performance, prevention, and rehabilitation. Several techniques make it possible to quantify muscle strength according to the modality of muscle contraction. We distinguish isometric, inertial, and isokinetic assessments. Among these techniques, isokinetic assessment seem to be the most relevant to quantify the agonist-antagonist muscle balance while considering the mechanical properties of the muscle. Nevertheless, the isokinetic technique has certain limits, particularly related to the exclusive use of the peak torque.

I. Introduction

Le fonctionnement du système neuro-musculaire s'organise par une harmonieuse gestion des forces physiques à travers l'action des muscles intervenants dans le contrôle de la posture et la production du mouvement [1, 2]. La mobilisation spécifique des segments du corps dépend de la force des groupes musculaires principalement impliqués dans la génération du mouvement, mais aussi dans la stabilisation dynamique articulaire [2, 3]. En effet, les muscles remplissent une double tâche ; outre la production de mouvements [4], les muscles contribuent aussi de manière importante à la stabilisation sur toute l'amplitude du mouvement articulaire [5 -8]. Par leur contraction volontaire, les muscles constituent les éléments de stabilisation actifs ou dynamiques d'une articulation [9]. La force développée par la musculature striée squelettique est alors un paramètre central de la fonction musculaire. Son évaluation permet d'apprécier le rapport de force entre les groupes musculaires agonistes et antagonistes, aussi appelé « balance musculaire ». La quantification de cette balance est d'autant plus étudiée qu'elle participe au maintien de la stabilité articulaire au cours du mouvement. Cette notion de stabilité articulaire est fondamentale dans le cadre de la performance sportive, de la prévention des blessures et de la rééducation fonctionnelle [3, 10-12]. Plusieurs techniques permettent de quantifier la force musculaire en fonction de la modalité de contraction du muscle. On distingue les évaluations isométriques, inertielles, et isocinétiques [3, 11, 13]. Ces trois techniques sont couramment utilisées par les professionnels car elles permettent des mesures objectives, valides et fiables de la force musculaire [11]. Cependant, chacune de ces techniques d'exploration présente des avantages, mais aussi des limites. Dans cette revue, nous allons aborder successivement les différentes formes d'évaluation de la force musculaire, puis plus spécifiquement les méthodes de calcul utilisée avec la technique isocinétique pour explorer la balance musculaire agoniste/antagoniste.

II. Méthodes d'exploration de la force musculaire

1. Evaluation isométrique

La contraction isométrique est caractérisée par une longueur musculaire relativement constante, sans production de mouvement (tableau 1) [1, 11]. Elle est aussi appelée évaluation musculaire statique. Cette méthode est particulièrement accessible, rapide et facile à mettre en place [3, 11].

Pour évaluer la force isométrique maximale plusieurs dispositifs de mesure utilisant la dynamométrie sont utilisables. Nous distinguons les dynamomètres mécaniques (à ressort ou hydraulique), des dynamomètres électroniques ou numériques (capteur de force à jauge de contrainte), ou encore les dynamomètres isocinétiques (réglés en condition de vitesse angulaire nulle) [11, 14, 15]. Tous ces dispositifs permettent une mesure objective de la force maximale isométrique, qui est un paramètre particulièrement intéressant à quantifier lorsque le travail dynamique est contre-indiqué [16]. Toutefois, les mesures réalisées à partir de ces dispositifs présentent certaines limites. Tout d'abord, il existe une réelle difficulté à maintenir le placement et le positionnement du dynamomètre durant la prise de mesure. Ensuite, les valeurs de force isométrique sont spécifiques à une position angulaire précise et sont faiblement corrélées avec les valeurs enregistrées à d'autres positions angulaires [3]. Enfin, comme la majorité des activités physiques sont dynamiques, la question de la cohérence de mesure de la force en statique et de la transposition aux mouvements dynamiques reste posée [11].

2. Évaluation dynamique contre résistance externe ou inertielle

Les contractions musculaires nécessaires pour déplacer un objet externe d'une masse fixe contre la gravité terrestre sont classiquement dénommées « isotoniques » [11, 13, 17]. Ce terme est inadéquat puisque la force nécessaire pour déplacer une charge extérieure de masse fixe est variable au cours du mouvement (tableau 1). Le terme « iso-inertiel », très utilisé, est également inapproprié dans la mesure où l'inertie n'est pas maintenue constante au cours du mouvement [13]. Pour éviter l'imprécision des termes usuels, certains auteurs ont défini cette modalité musculaire par l'évaluation dynamique contre résistance externe constante [17] ou d'évaluation inertielle [13].

Les tests inertiels sont typiquement effectués sur des machines à charge fixe ajustable guidée ou lors de mouvements libres et codifiés. La charge maximale qui peut être soulevée sur une seule répétition est appelée la répétition maximale unique ou 1RM [14, 15, 18]. Il s'agit de la mesure la plus commune dans le cadre des évaluations inertielles. La 1RM se mesure directement à partir d'un protocole progressif de montée de la charge jusqu'à la charge correspondant à la 1RM, ou indirectement à partir d'un protocole progressif à charge sous-maximale. Dans le cadre clinique, il s'agit le plus souvent d'une détermination par la méthode indirecte, la 1RM étant ensuite estimée à partir du nombre de répétitions effectuées à charge sous maximale à l'aide d'un tableau de correspondance ou d'une formule prédictive de la 1RM [18]. En clinique, la méthode indirecte est pratique puisqu'elle permet d'initier un travail rapidement en limitant les contraintes, par exemple pour une articulation en cours de cicatrisation. Les variations entre la 1RM mesurée et la 1RM estimée sont de l'ordre de 0 à 4% [19]. D'autres mesures telles que les 3RM, 5RM, 10RM, ou le nombre maximum de répétitions peuvent être réalisées en fonction des caractéristiques des populations testées [11].

L'évaluation inertielle possède l'avantage incontestable de respecter un modèle de contraction musculaire naturel, impliquant l'accélération positive et négative d'une masse constante sous l'influence de la gravité terrestre [13]. De plus, la littérature s'accorde à dire que ce type d'évaluation est relativement fiable [11, 13]. La principale critique du test inertiel est que la valeur de la 1RM correspond à la capacité maximale d'une seule position angulaire : la plus faible sur toute l'amplitude du mouvement [11, 13]. Par conséquent, les muscles recrutés sont en contraction concentrique sous-maximale sur les autres positions angulaires du mouvement. La 1RM ne fournit donc pas d'information sur le taux de développement de la force sur toute l'amplitude de mouvement. De plus, les tests 1RM typiques fournissent une mesure de la force en régime de contraction concentrique mais aucune information sur la modalité excentrique. Les évaluations sont le plus souvent effectuées à partir de mouvements globaux en chaîne cinétique ouverte et fermée mais ne permettent pas une étude musculaire analytique agoniste-antagoniste.

3. Evaluation dynamique isocinétique

Le concept isocinétique a été proposé en 1967 par Hislop et Perrine [20]. Il est né de la recherche d'un mode d'évaluation et de réentraînement musculaire adapté pour lutter contre les effets de l'apesanteur, notamment l'amyotrophie musculaire observée chez les astronautes. La contraction musculaire isocinétique est une contraction anisométrique pendant laquelle la vitesse est maintenue constante au cours du mouvement par un moteur auto-asservi (boucle rétrocontrôle) (tableau 1) [21]. Aujourd'hui, les dynamomètres isocinétiques permettent d'évaluer la force musculaire de manière fiable et précise en régime de contraction concentrique et excentrique. De plus, ces dispositifs peuvent également être utilisés pour l'évaluation musculaire inertielle ou isométrique [3, 22]. Le fonctionnement de ces appareils repose sur deux principes biomécaniques : l'imposition de la vitesse angulaire et l'auto-asservissement de la résistance mécanique [3, 22]. La résistance est donc ajustée en tout point du mouvement pour maintenir constante la vitesse angulaire préalablement choisie. Cet auto-asservissement permet alors au sujet de développer une tension musculaire maximale sur toute l'amplitude du mouvement, contrairement aux évaluations inertielles [3, 22].

L'évaluation isocinétique correspond à une évaluation articulaire isolée (mouvement mono-articulaire), le plus souvent à partir d'un mouvement en rotation autour d'un axe [22]. Dans le cadre de ce mouvement rotatoire, la force musculaire est approchée à partir de l'évaluation du moment de force [3, 10, 22]. Ce moment de force (\vec{M}_F) correspond au produit entre la force développée et la longueur entre le point d'application de la force et l'axe de rotation, aussi appelé bras de levier [3]. Les mouvements articulaires et la stabilisation des articulations étant dues au travail de plusieurs groupes musculaires, c'est la résultante de plusieurs \vec{M}_F et non un seul \vec{M}_F qui est mesurée dans le cadre d'une évaluation isocinétique. De plus, lors de la contraction musculaire, des tissus conjonctifs vont être étirés, notamment les tendons qui vont produire des \vec{M}_F négatifs, sans oublier les \vec{M}_F provenant des ligaments et des pièces osseuses [22]. D'un point de vue mécanique, l'évaluation isocinétique renseigne donc sur la valeur d'un couple de force. Résultante des \vec{M}_F , le couple de force est exprimé également en Newton-mètre (N.m). Les valeurs maximales du couple de force sont, dans la littérature, les indices les plus utilisés pour quantifier la fonction musculaire [11]. Appelé « peak torque » (PT) dans la littérature

anglo-saxonne, la notion de couple maximal de force est généralement traduit par moment de force maximal (\vec{M}_{FM}) par les francophones [3, 10]. La valeur de \vec{M}_{FM} correspond alors au couple maximal enregistré au cours du mouvement isocinétique. Il est établi que \vec{M}_{FM} est un paramètre très reproductible [11, 23-25]. Il est le plus souvent associé à l'angle auquel cette valeur maximale est atteinte ; angulation définie comme l'angle d'efficacité maximale [26]. A partir des \vec{M}_{FM} obtenus pour les muscles agonistes et antagonistes, il est possible de générer différents rapports (entre les muscles agonistes et antagonistes, en fonction des différents régimes de contraction musculaire). Appelés ratios, les rapports permettent d'étudier la balance musculaire de l'articulation testée [3, 10-12].

III. Exploration de la balance musculaire par dynamométrie isocinétique

1. Les ratios comme indicateurs de la balance musculaire

Deux ratios sont utilisés pour évaluer l'équilibre musculaire : le ratio conventionnel et le ratio fonctionnel.

Le ratio conventionnel encore appelé ratio physiologique sert à comparer le potentiel des muscles agonistes à celui des muscles antagonistes dans un même mode de contraction, le plus souvent en régime de contraction concentrique (CON). Il est calculé comme le rapport suivant :

$$\frac{\vec{M}_{FM} \text{ antagoniste CON}}{\vec{M}_{FM} \text{ agoniste CON}}$$

Il a été développé sur l'ensemble des articulations testées par dynamométrie isocinétique : le rachis cervical [27, 28], l'épaule [29, 30], le coude [31, 32], le poignet [32, 33], le rachis lombaire [32, 34], la hanche [35, 36], le genou [37, 38], et la cheville [39, 40].

Le ratio fonctionnel a été principalement développé pour étudier l'équilibre musculaire des rotateurs de l'épaule [41], des fléchisseurs/extenseurs du genou [42] et des éverseurs/inverseurs de la cheville [43]. A la différence du ratio conventionnel, le ratio fonctionnel prend en compte l'action réciproque des muscles agonistes-antagonistes. Il s'agit de comparer le potentiel du groupe musculaire agoniste en concentrique (CON) par rapport au potentiel de son antagoniste en excentrique (EXC) :

$$\frac{\vec{M}_{FM} \text{ antagoniste EXC}}{\vec{M}_{FM} \text{ agoniste CON}}$$

Ce ratio est particulièrement intéressant à explorer chez le sujet sportif dans le cadre de la recherche de performance et de la prévention des blessures [44, 45]. Par exemple, dans les mouvements de type armer/lancer, les ratios fonctionnels permettent d'apprécier la force des muscles rotateurs internes dans leur rôle freinateur (modalité excentrique) pendant la phase d'armer, et celui des rotateurs externes dans leur rôle moteur (modalité concentrique) pendant la phase de lancer [46-48]. D'autres auteurs ont développé des ratios fonctionnels mixtes, l'idée étant de comparer le potentiel des agonistes en régime de contraction concentrique à vitesse rapide, par rapport aux antagonistes en régime de contraction excentrique à vitesse lente [49-51]. L'évaluation de ce ratio est souvent utilisée dans la littérature comme un indicateur du risque de blessure [49]. Par exemple pour l'articulation du genou, le ratio mixte fléchisseurs EXC ($30^{\circ} \cdot s^{-1}$) / extenseurs CON ($240^{\circ} \cdot s^{-1}$) peut être un indicateur de déséquilibre musculaire et une donnée prédictive du risque lésionnel de blessure (lésion des ischio-jambiers) [49].

2. Valeurs normatives des ratios et facteurs de variation

Pour chaque articulation, nous trouvons des valeurs de référence dans la littérature (tableau 2). Ces valeurs dites « standards » ou « de référence » ou encore « normatives » sont très utilisées, en clinique notamment dans le champ de la rééducation fonctionnelle. Elles sont déterminées soit à partir d'une population saine (sans aucun antécédent lésionnel, et sans pratique physique intense régulière) [50] ou soit à partir d'une population pratiquant un sport asymétrique (valeurs concernant le côté non-dominant) [31, 33] ; lorsque la

population étudiée présente une pathologie unilatérale, les valeurs standards peuvent être enfin établies à partir des données concernant le côté controlatéral sain [49].

En fonction des caractéristiques de la population, les valeurs des ratios peuvent varier. Tout d'abord, en fonction du sexe des individus. Par l'exploration des muscles fléchisseurs (F) et extenseurs (E) du rachis cervical, Olivier et Du Toit (2015) ont mis en avant des valeurs de ratios F/E plus faibles chez les femmes ($0,56 \pm 0,16$) que chez les hommes ($0,63 \pm 0,14$) [28]. Forthomme et coll. (2013) ont également trouvé des différences significatives entre les joueurs et les joueuses de volleyball dans la balance musculaire entre les muscles rotateurs internes (RI) et externes (RE) de l'épaule dominante [51]. Globalement, les ratios conventionnels (RE/RI) et fonctionnels mixtes (RE EXC 30/RI CON 240) étaient plus élevés pour les femmes que chez les hommes. Andrade et coll. (2012) ont également trouvé des différences significatives entre les hommes et les femmes concernant le ratio conventionnel F/E du genou [38]. De la même façon, l'âge peut aussi avoir un impact sur les ratios, notamment sur les ratios associés aux groupes musculaires fléchisseurs et extenseurs du genou [52]. L'état de santé est également un paramètre important pouvant influencer la valeur des ratios. Bernard et coll. (2014) ont mis en exergue des différences significatives pour le ratio conventionnel F/E du tronc entre des sujets lombalgiques ($0,72 \pm 0,13$) et des sujets sains ($0,88 \pm 0,26$) [34]. Croisier et coll. (2002) ont exploré les ratios fonctionnels mixtes du genou (F EXC 30/E CON 240) chez des sportifs avec antécédent lésionnel unilatéral des ischio-jambiers [49]. Le ratio était significativement plus faible côté lésé ($0,73 \pm 0,24$) par rapport au côté sain ($0,90 \pm 0,16$). Les travaux de Dauty et coll. (2003) vont également dans ce sens pour les ratios fonctionnels à $60^\circ \cdot s^{-1}$ (F EXC 60/E CON 60) [53]. En effet, les footballeurs avec antécédent lésionnel des ischio-jambiers avaient un ratio significativement plus faible ($0,65 \pm 0,21$) par rapport aux footballeurs sans antécédent ($0,80 \pm 0,15$). Enfin, la nature de la discipline sportive et les entraînements spécifiques de certaines chaînes musculaires peuvent contribuer à modifier la balance musculaire agoniste/antagoniste. Magalhaes et coll. (2004) et Zouita et coll. (2007) ont rapporté des différences significatives pour le ratio F/E du genou entre une population de volleyeurs et une population de footballeurs [54, 55]. Certains sports asymétriques ont également un impact sur la balance musculaire du côté dominant, c'est le cas du tennis [47], du handball

[48], du basketball [56], ou encore du volleyball [51] pour les différents ratios des muscles rotateurs de l'épaule.

D'autres facteurs liés plus particulièrement à l'évaluation isocinétique en elle-même peuvent également être responsables de la variation des données. En premier lieu, la position du sujet a une importance majeure. Les paramètres de force qui vont être développés sont directement dépendants de la position du sujet. Ceci s'explique en partie par la modification de la courbe tension-longueur (ou moment-angle) des chefs musculaires bi-articulaires [57]. Par exemple, dans le cas de l'articulation de l'épaule, le sujet peut être placé en position assise, debout, en décubitus ventral ou dorsal ; l'épaule étant placée en abduction (jusqu'à 90°) et le coude en flexion (de 45° à 90°). Forthomme et coll. (2011) ont montré des différences significatives pour les ratios conventionnels RE/RI de l'épaule entre la position assise l'épaule dans le plan scapulaire ($0,52 \pm 0,12$), la position décubitus dorsal l'épaule à 90° d'abduction ($0,72 \pm 0,05$), et la position décubitus dorsal l'épaule à 45° d'abduction ($0,68 \pm 0,04$) [58]. Le choix de la vitesse angulaire est également un paramètre important. Gerodimos et coll. (2006) ont trouvé des différences significatives pour les ratios conventionnels et fonctionnels entre les fléchisseurs dorsaux et les fléchisseurs plantaires de la cheville calculés à $30^\circ.s^{-1}$ et à $90^\circ.s^{-1}$ [39]. Enfin, d'autres paramètres peuvent aussi influencer la valeur des ratios, notamment la présence ou non d'une correction de gravité [59, 60], ou encore le modèle et la génération du dynamomètre utilisé [61].

3. Limites actuelles de l'utilisation des ratios

L'utilisation des ratios isocinétiques à partir des \vec{M}_{FM} permet d'apprécier la balance musculaire entre les deux pics de force (muscles agonistes par rapport aux muscles antagonistes). Comme nous avons pu le voir, les ratios conventionnels et fonctionnels sont des paramètres discriminants et l'utilisation des valeurs de référence est très répandue, notamment dans le domaine clinique. Cependant, la méthode de calcul des ratios dite « au pic » présente quelques limites. En effet, l'ajustement automatique de la résistance permet

de développer une force musculaire maximale sur toute l'amplitude du mouvement, cependant, les ratios ne prennent en compte que la plus haute valeur de couple mesurée pour chaque groupe musculaire (\vec{M}_{FM} des agonistes et \vec{M}_{FM} des antagonistes) sur toute l'amplitude de mouvement [3, 22]. Il n'y a donc pas d'évaluation de la relation moment-angle qui est une des propriétés mécaniques du muscle *in situ* ; propriété qui induit une variation dans la production de force en fonction de l'angle articulaire [62]. De plus, les \vec{M}_{FM} des agonistes et des antagonistes ne sont pas produit à la même position angulaire [63, 64]. La balance musculaire est donc calculée à partir de deux positions angulaires différentes, générant ainsi une certaine distance par rapport à la réalité fonctionnelle. Enfin, ces ratios associés aux \vec{M}_{FM} sont des paramètres dont la fiabilité est encore discutée dans la littérature [65].

IV. Directions futures

La force musculaire est prépondérante dans la motricité et dans la stabilisation dynamique d'une articulation sur toute l'amplitude du mouvement [5-8]. Pour étudier ces aspects, la technique isocinétique semble être une des plus pertinentes, notamment pour évaluer l'équilibre de force entre les muscles agonistes et antagonistes tout en considérant les propriétés mécaniques du muscle *in situ*. Malgré tout, elle présente certaines limites, notamment liées à l'utilisation exclusive du \vec{M}_{FM} . Il paraît alors nécessaire de développer une approche complémentaire basée sur un calcul de la balance musculaire par secteur angulaire. L'élaboration et le développement de ce type de méthode pourraient permettre de modéliser la balance musculaire sur toute l'amplitude du mouvement, afin de mieux appréhender les mécanismes impliqués dans la performance motrice et dans la stabilisation dynamique.

V. Conclusion

Dans l'exploration de la fonction musculaire, l'évaluation de la force tient une place fondamentale. Différentes techniques instrumentales sont utilisées pour mesurer la contraction musculaire isométrique, inertielle, et isocinétique. Cette dernière présente l'avantage incontestable de quantifier de manière fiable la force musculaire en régime de contraction concentrique et excentrique, et en adaptant automatiquement la résistance sur toute l'amplitude du mouvement. De plus, elle offre la possibilité de calculer les ratios conventionnels et fonctionnels pour apprécier la balance musculaire agoniste/antagoniste à partir des \vec{M}_{FM} . Une attention particulière est pour autant à prendre concernant la mise en relation de deux pics de force (\vec{M}_{FM} agonistes et \vec{M}_{FM} antagonistes) non forcément atteints sur la même plage angulaire.

Les auteurs déclarent l'absence de conflit d'intérêt.

VI. Références

- [1] Bouisset S, Maton B. Muscles, posture et mouvement. Base et applications de la méthode électromyographique. Paris : Hermann ; 1995. 735p.
- [2] Schlumberger A, Laube W, Bruhn S, Herbeck B, Dahlinger G, Fenkart D, Schmidtbleicher D, Mayer F. Muscle imbalance – Fact or fiction? *Isokinet Exerc Sci* 2006;14:3-11.
- [3] Edouard P, Degache F. Guide d'isocinétisme. L'évaluation isocinétique, des concepts aux conditions sportives et pathologiques. Issy-les-moulineaux : Elsevier Masson, Collection Sport ; 2016. 327p.
- [4] Jones D, Round J, De Haan A. Physiologie du muscle strié squelettique : de la structure au mouvement. Paris : Elsevier Masson ; 2005. 196p.

- [5] Blackburn T, Guskiewicz KM, Petschauer MA, Prentice WE. Balance and joint stability: the relative contributions of proprioception and muscular strength. *J Sport Rehabil* 2000;9:315-328.
- [6] Labriola JE, Jolly JT, McMahon PJ, Debski RE. Active stability of the glenohumeral joint decreases in the apprehension position. *Clin Biomech* 2004;19:801-809.
- [7] Labriola JE, Lee TQ, Debski RE, McMahon PJ. Stability and instability of the glenohumeral joint: The role of shoulder muscles. *J Shoulder Elbow Surg* 2005;14(1S):32-38.
- [8] Carpes FP, Reinehr FB, Mota CB. Effects of a program for trunk strength and stability on pain, low back and pelvis kinematics, and body balance: a pilot study. *J Bodyw Mov Ther* 2008;12:22-30.
- [9] Lugo R, Kung P, Benjamin Ma C. Shoulder biomechanics. *Eur J Radiol* 2008;68:16-24.
- [10] Croisier JL, Crielaard JM. Méthodes d'exploration de la force musculaire: une analyse critique. *Ann Phys Rehabil Med* 1999;42:311-322.
- [11] Brown L, Weir. ASEP procedures recommendation I: accurate assessment of muscular strength and power. *J Exerc Physiol* 2001;4:1-21.
- [12] Jaric S. Muscle strength testing. *Sports Med* 2002;32(10):615-631.
- [13] Jidovtseff B, Croisier JL, Demoulin C, Crielaard JM. Inertial assessment: Current status and perspectives. *Sci Sports* 2008;23:107-117.
- [14] Mijnaerends DM, Meijers JMM, Halfens RJG, Ter Borg S, Luiking YC, Verlaan S, Schoberer D, Cruz Jentoft AJ, Van Loon Prof LJC, Schols Prof JMGA. Validity and reliability of tools to measure muscle mass, strength, and physical performance in community-dwelling older people: a systematic review. *J Am Med Dir Assoc* 2013;1-9.
- [15] Bruyère O, Beaudart C, Reginster JY, Buckinx F, Schoene D, Hirani V, Cooper C, Kanis JA, Rizzoli R, McCloskey E, Cederholm T, Cruz-Jentoft A, Freiberg E.

Assessment of muscle mass, muscle strength and physical performance: a practical survey. Eur Geriatr Med 2016;712:1-4.

[16] Escolar DM, Henricson EK, Mayhew J, Florence J, Leshner R, Patel KM, Clemens PR. Clinical evaluator reliability for quantitative and manual muscle testing measures of strength in children. Muscle Nerve 2001;24:787-793.

[17] Maud PJ, Foster C. Physiological assessment of human fitness. 2nd ed. Champaign, IL : Human Kinetics ; 2006. 319p.

[18] Thépaut A. Les APS en licence STAPS, théorie des pratiques d'apprentissage. Paris : Masson, STAPS collection ; 2004. 166p.

[19] McMaster DT, Gill N, Cronin J, McGuigan M. A brief review of strength and ballistic assessment methodologies in sport. Sports Med 2014;44:603-623.

[20] Hislop HJ, Perrine JJ. The isokinetic concept of exercise. Physical Therapy Journal 1967;47:114-117.

[21] Thistle HG, Hislop HJ, Moffroid M, Lowman EW. Isokinetic contraction : a new concept of exercise. Arch Phys Med Rehabil 1967;48:279-282.

[22] Allard P, Dalleau G, Begon M, Blanchi JP, Barbier F, Caron O, Deschodt V, Quaine F, Monteil K, Pudlo P, Rouard A, Taïar R, Vielledent S. Analyse du mouvement humain par la biomécanique. 3^{ème} édition. Anjou : Fides Education ; 2011. 622p.

[23] Drouin JM, Valovich-mcLeod TC, Shultz SJ, Gansneder BM, Perrin DH. Reliability and validity of the biodex system 3 pro isokinetic dynamometer velocity, torque and position measurements. Eur J Appl Physiol 2004;91:22-29.

[24] Maffiuletti NA, Bizzini M, Desbrosses K, Babault N, Munzinger U. Reliability of knee extension and flexion measurements using the Con-trex isokinetic dynamometer. Clin Physiol Funct Imaging 2007;27(6):346-353.

[25] Webber SC, Porter MM. Reliability of ankle isometric, isotonic and isokinetic strength and power testing in older women. Phys Ther 2010;90(8):1-10.

- [26] Bernard PL, Amato M, Degache F, Edouard P, Ramdani S, Blain H, Calmels P, Codine P. Reproducibility of the time to peak torque and the joint angle at peak torque on knee of young sportsmen on the isokinetic dynamometer. *Ann Phys Rehabil Med* 2012;55:241-251.
- [27] Olivier PE, Du Toit DE. Isokinetic neck strength profile of senior elite rugby union players. *J Sci Med Sport* 2008;11(2):96-105.
- [28] Olivier PE, Du Toit DE. Isokinetic neck muscle strength-ratios in sagittal and frontal planes: Men and women are different, but age differences are a myth. *S Afr J Res Sport Phys Educ* 2015;37(3):143-152.
- [29] Dauty M, Kitar E, Dubois C, Potiron-Josse M. Relationship between ball velocity and the shoulder rotator isokinetic torque in high-level handball players. *Sci Sports* 2005;20:300-303.
- [30] Gozlan G, Bensoussan L, Coudreuse JM, Fondarai J, Gremeaux V, Viton JM, Delarque A. Isokinetic dynamometer measurement of shoulder rotational strength in healthy elite athletes (swimming, volley, tennis): comparison between dominant and nondominant shoulder. *Ann Phys Rehabil Med* 2006;49:8-15.
- [31] Ellenbecker TS, Roetert EP. Isokinetic profile of elbow flexion and extension strength in elite junior tennis players. *J Orthop Sports Phys Ther* 2003;33(2):79-84.
- [32] Song JY, Park JW, Lee CB, Eun D, Jang JH, Lee HJ, Hyun GS, Park JM, Cha JY, Cho NH, Ko IG, Jin JJ, Jin YY, Ham DW, Jee YS. Analysis of ipsilateral and bilateral ratios in male amateur golfers. *J Exerc Rehabil* 2016;12(2):99-108.
- [33] Ellenbecker TS, Roetert EP, Riewald S. Isokinetic profile of wrist and forearm strength in elite female junior tennis player. *Br J Sports Med* 2006; 40:411-414.
- [34] Bernard JC, Boudokhane S, Pujol A, Chaléat-Valauyer E, Le Blay G, Deceuninck J. Isokinetic trunk muscle performance in pre-teens and teens with and without back pain. *Ann Phys Rehabil Med* 2014;57:38-54.

- [35] Sugimoto D, Mattacola CG, Mullineaux DR, Palmer TG, Hewett TE. Comparison of isokinetic hip abduction and adduction peak torques and ratio between sexes. *Clin J Sport Med* 2014;24(5):422-428.
- [36] Diamond LE, Wrigley TV, Hinman RS, Hodges PW, O'Donnell J, Takla A, Bennell KL (2016) Isometric and isokinetic hip strength and agonist/antagonist ratios in symptomatic femoroacetabular impingement. *J Sci Med Sport* 2016;19:696-701.
- [37] Busnel F, Rochcongar P, Andre AM, Beillot J, Jan J (2006) Isokinetic muscle knee evaluation in top level judo athletes and the risk of ACL rupture. *Sci Sports* 2006;21:148-153.
- [38] Andrade MDS, Barbosa De Lira CA, Koffes FDC, Mascarin NC, Benedito-Silva AA, Da Silva AC. Isokinetic hamstrings-to-quadriceps peak torque ratio: the influence of sport modality, gender, and angular velocity. *J Sports Sci* 2012; 30(6):547-553.
- [39] Gerodimos V, Manou V, Stavropoulos N, Kellis E, Kellis S. Agonist and antagonist strength of ankle musculature in basketball players aged 12 to 17 years. *Isokinet Exerc Sci* 2006;14:81-89.
- [40] Edouard P, Chatard JC, Fourchet F, Collado H, Degache F, Leclair A, Rimaud D, Calmels P. Invertor and Evertor strength in track and field athletes with functional ankle instability. *Isokinet Exerc Sci* 2011;19:91-96.
- [41] Noffal GJ. Isokinetic eccentric-to-concentric strength ratios of the shoulder rotator muscles in throwers and nonthrowers. *Am J Sports Med* 2003;31(4):537-541.
- [42] Araujo Ribeiro Alvares JB, Rodrigues R, Azevedo Franke R, Cordeiro da Silva BC, Pinto RS, Vaz MA, Baroni BM. Inter-machine reliability of the Biodex and Cybex isokinetic dynamometers for knee flexor/extensor isometric, concentric and eccentric tests. *Phys Ther Sport* 2015;16:59-65.
- [43] Yildiz Y, Aydin T, Sekir U, Hazneci B, Komurcu M, Kalyon TA. Peak and end range eccentric evertor/concentric invertor muscle strength ratios in chronically unstable ankles: comparison with healthy individuals. *J Sports Sci Med* 2003;2:70-76.[44] Dauty M,

Potiron-Josse M. Correlations and differences of performance between soccer players, professionals, young players and amateurs, from the 10-meter sprint test and knee isokinetic assessment. *Sci Sports* 2004;19:75-79.

[45] Edouard P, Gremeaux V, Degache F, Gasq D, Calmels P. Thrower's shoulder: what muscle balance for a better performance and injury prevention? *Movement & Sport Sciences* 2014;85:45-52.

[46] Andrade MDS, Fleury AM, Barbosia De Lira CA, Dubas JP, Da Silva AC. Profile of isokinetic eccentric-to-concentric strength ratios of shoulder rotator muscles in elite female team handball players. *J Sports Sci* 2010;28(7):743-749.

[47] Saccol MF, Gracitelli GC, Texeira Da Silva R, Frota De Souza Laurino C, Fleury AM, Andrade MDS, Carlos Da Silva A. Shoulder functional ratio in elite junior tennis player. *Phys Ther Sport* 2010;11:8-11.

[48] Edouard P, Degache F, Oullion R, Plessis JY, Gleizes-Cervera S, Calmels P. Shoulder strength imbalances as injury risk in handball. *Int J Sport Med* 2013;34:654-660.

[49] Croisier JL, Forthomme B, Namurois MH, Vanderthommen M, Crielaard JM. Hamstring muscle strain recurrence and strength performance disorders. *Am J Sports Med* 2002;30(2):199-203.

[50] Edouard P, Codine P, Samozino P, Bernard PL, Hérisson C, Grémeaux V. Reliability of shoulder rotators isokinetic strength imbalance measured using the Biodex dynamometer. *J Sci Med Sport* 2013;16:162-165.

[51] Forthomme B, Wieczorek V, Frisch A, Crielaard, Croisier JL. Shoulder pain among high-level volleyball players and preseason features. *Med Sci Sports Exerc* 2013;45(10):1852-1860.

[52] Gur H, Akova B, Punduk Z, Kuçukoglu S. Effects of age on the reciprocal peak torque ratios during knee muscle contractions in elite soccer players. *Scand J Med Sci Sports* 1999;9(2):81-87.

- [53] Dauty M, Potiron-Josse M, Rochcongar P. Consequences and prediction of hamstring muscle injury with concentric and eccentric isokinetic parameters in elite soccer players. *Ann Phys Rehabil Med* 2003;46:601-606.
- [54] Magalhaes J, Oliveira J, Ascensao A, Soares J. Concentric quadriceps and hamstrings isokinetic strength in volleyball and soccer players. *J Sports Med Phys Fitness* 2004;44:119-125.
- [55] Zouita A, Dziri C, Ben Salah FZ, Layouni R. Comparison of isokinetic muscle strength and ratio hamstring/quadriceps between tunisian athletes. *Sci Sports* 2007;22:196-200
- [56] Weissland T, Cozette M, Doyle C, Gabrion A. Are there bilateral isokinetic shoulder rotator differences in basketball male players? *J Sports Med Phys Fitness* 2018. doi: 10.23736/S0022-4707.18.07973-2.
- [57] Fossier E, Daniel F. Renforcement musculaire isocinétique: méthodologie, intérêt et limites. In : *Muscle et rééducation*. Paris : Masson ; 1984. p180-200.
- [58] Forthomme B, Dvir Z, Crielaard JM, Croisier JL. Isokinetic assessment of the shoulder rotators : a study of optimal position. *Clin Physiol Funct Imaging* 2011;31:227-232.
- [59] Edouard P, Calmels P, Degache F. The effect of gravitational correction on shoulder internal and external rotation strength. *Isokinet Exerc Sci* 2009;17:35-39.
- [60] Vanhee JL, Voisin P, Vezirian T, Vanvelcenaher. Isokinetic trunk flexors and extensors performance with and without gravity correction. *Isokinet Excerc Sci* 1996;6(2):89-94.
- [61] Voisin F, Guillemot P, Jallageas R, Bouzille G, Jan J, Rochcongar P. Comparing shoulder isokinetic test results between two different dynamometers (Cybex® and Contrex®) in a population of healthy adults. *Sci Sports* 2017;32:21-26.
- [62] Stefanska M. Force-angle and force-time characteristics of human extremity muscles. *Biol Sport* 2006;23(4):389-399.

- [63] Croisier JL, Crielaard JM. Exploration isocinétique: analyse des courbes. *Ann Phys Rehabil Med* 1999;42:497-502.
- [64] Sonza A, Cesar de Andrade M. Analysis of the isokinetic torque curves in shoulder movement. *Rev Bras Med Esporte* 2012;18(2):91-94.
- [65] Edouard P, Samozino P, Julia M, Cervera SG, Vanbiervliet W, Calmels P, Gremeaux V. Reliability of isokinetic assessment of shoulder-rotator strength: a systematic review of the effect of position. *J Sport Rehabil* 2011;20:367-383.
- [66] Shklar A, Dvir Z. Isokinetic strength relationship in shoulder muscles. *Clin Biomech* 1995;10(7):369-373.
- [67] Muller J, Muller S ; Stoll J, Frohlich K, Baur H, Mayer F. Reproducibility of maximum isokinetic trunk strength testing in healthy adolescent athletes. *Sports Orthop Traumatol* 2014;30:229-237.
- [68] Smith S, Mayer T, Gatchel R, Becker T. Quantification of lumbar function: Part 1: Isometric and multispeed isokinetic trunk strength measures in sagittal and axial planes in normal subjects. *Spine* 1985;10(8):757-764.
- [69] Calmels PM, Nellen M, Van Der Borne I, Jourdin P, Minaire P. Concentric and eccentric isokinetic assessment of flexor-extensor torque ratios at the hip, knee, and ankle in a sample population of healthy subjects. *Arch Phys Med Rehabil* 1997;78:1224-1230.
- [70] Lin WH, Liu YF, Hsieh CCC, Lee AJY. Ankle eversion to inversion strength ratio and static balance control in the dominant and non-dominant limbs of young adults. *J Sci Med Sport* 2007;12:42-49.

Tableaux:

Tableau 1. Comparaison des différentes modalités de contraction musculaire.

Tableau 2. Tableau de synthèse avec l'étendue des valeurs moyennes pour les différents ratios isocinétiques agoniste-antagoniste. Données tirées d'études portant sur des sujets contrôles (non caractérisés par une activité sportive ou par une pathologie), à des vitesses angulaires isocinétiques lentes à intermédiaires.

Table:

Table 1. Comparison of the different modalities of muscular contraction.

Table 2. Mean values for the different isokinetic agonist-antagonist ratios. Data from studies of control subjects (not characterized by athletic activity or pathology) at slow to intermediate isokinetic angular velocities.

	Isométrie	Inertielle	Isocinétique
Vitesse de mouvement	Nulle	Variable	Constante
Charge appliquée	Constante	Constante	Variable
Tension musculaire	Constante	Variable	Maximale

Tableau 1. Comparaison des différentes modalités de contraction musculaire.

Articulations	Groupes musculaires	Ratios	Vitesse (en °/s)	Références
Rachis cervical	Fléchisseurs (F) et Extenseurs (E)	$F/E = 0.5 - 0.7$	30	[28]
	Inclinateurs latéraux (IL) et contro-latéraux (CL)	$IL/IC = 1.0 - 1.1$	30	[28]
Epaule	Rotateurs internes (RI) et externes (RE)	$RE/RI = 0.5 - 0.8$ $REexc/RIcon = 0.7 - 0.9$ $RIexc/REcon = 1.3 - 1.4$ $REexc30/RIcon60 = 1.1 - 1.2$ $RIexc30/REcon60 = 1.7 - 1.8$	30 à 60	[48, 50, 58]
	Abducteurs (AB) et adducteurs (AD)	$AB/AD = 1.0 - 1.2$	60	[32]
	Fléchisseurs (F) et Extenseurs (E)	$F/E = 0.7 - 0.9$	60	[66]
Coude	Fléchisseurs (F) et Extenseurs (E)	$F/E = 0.8 - 1.1$	60 à 90	[31, 32]
Poignet	Pronateurs (P) et supinateurs (S)	$S/P = 0.9 - 1.0$	60 à 90	[32, 33]
	Fléchisseurs (F) et Extenseurs (E)	$F/E = 0.9 - 1.3$	60 à 90	[32, 33]
Rachis lombaire	Fléchisseurs (F) et Extenseurs (E)	$F/E = 0.5 - 0.9$	60	[32, 34, 67]
	Rotateurs latéraux (RL) et contro-latéraux (RC)	$RL/RC = 0.9 - 1.1$	60	[67, 68]
Hanche	Rotateurs internes (RI) et externes (RE)	$RE/RI = 0.8 - 0.9$	20	[36]
	Abducteurs (AB) et adducteurs (AD)	$AB/AD = 0.5 - 0.7$	60	[35]
	Fléchisseurs (F) et Extenseurs (E)	$F/E = 0.6 - 0.8$	60	[69]
Genou	Fléchisseurs (F) et Extenseurs (E)	$F/E = 0.5 - 0.7$ $Fexc/Econ = 0.7 - 0.8$	60	[42, 69]
Cheville	Inverseurs (I) et éverseurs (E)	$E/I = 0.6 - 0.9$ $Eexc/Icon = 1.6 - 1.8$	30 à 120	[43, 70]
	Fléchisseurs dorsaux (FD) et plantaires (FP)	$FD/FP = 0.1 - 0.4$ $FDcon/FPexc = 0.1 - 0.2$	30 à 90	[39, 69]

Tableau 2. Tableau de synthèse avec l'étendue des valeurs moyennes pour les différents ratios isocinétiques agoniste-antagoniste. Données tirées d'études portant sur des sujets contrôlés (non caractérisés par une activité sportive ou par une pathologie), à des vitesses angulaires isocinétiques lentes à intermédiaires.

Article 2

Type d'article : Lettre à l'éditeur

Titre : Isokinetic strength ratios: conventional methods, current limits and perspectives

Auteurs : Maryne Cozette, Pierre-Marie Leprêtre, Clare Doyle, Thierry Weissland.

Revue : Frontiers in Physiology (IF : 3.201 / Q2)

Etat : Publié le 21 Mai 2019

Isokinetic strength ratios: conventional methods, current limits and perspectives

Maryne Cozette¹, Pierre-Marie Leprêtre¹, Clare Doyle², Thierry Weissland¹

¹ Laboratoire de recherche Adaptations Physiologiques à l'Exercice et Réadaptation à l'Effort, EA-3300, UFR-STAPS, Université de Picardie Jules Verne, Amiens, France.

² Institut de Formation en Masso-Kinésithérapie (IFMK), hôpital La Musse, Fondation hospitalière La Renaissance Sanitaire, Université de Rouen, Saint Sébastien de Morsent, France.

Correspondence:

Maryne Cozette

Laboratoire de recherche Adaptations Physiologiques à l'Exercice et Réadaptation à l'Effort,

EA-3300, UFR-STAPS, Université de Picardie Jules Verne,

Allée Paschal Grousset, 80025 Amiens cedex, France.

e-mail : maryne.cozette@u-picardie.fr

Keywords: Strength, peak torque, muscle balance, rehabilitation, injury.

Muscular performance and the risk of injury may depend on the balance of opposing muscle groups (Tam et al., 2017). It is a common and useful practice in clinical set up to assess the relative balance of opposing muscle groups around a joint by comparing strength ratios of agonist and antagonist muscle groups (Sapeda, 1990). This ratio is classically explored using an isokinetic dynamometer (Dvir, 2004). Isokinetic technology has become a popular method in order to assess muscle function in both clinical and research settings (Drouin et al., 2004). The concept is based on the measure of muscle torque recorded during isolated joint exercise within which angular velocity remains constant. Isokinetic dynamometers provide an accommodating resistance equal and opposite to the muscular forces applied for maximum external-force output with changing positions of the joint (Sapeda et al. 1990). The agonist-antagonist muscle balance is explored through different isokinetic ratios. First, the conventional ratio represents a concentric antagonist/agonist ratio (Evangelidis et al., 2015). The second ratio used is called the functional ratio (eccentric antagonist/concentric agonist) and it has been developed especially for the evaluation of athletes (Mont et al., 1994; Scoville et al., 1997). Other authors have proposed a mixed functional ratio, combining two different angular velocities (Croiser et al., 2002; Forthomme et al., 2013; Evangelidis et al., 2015). However, in clinical practice, the isokinetic ratios are calculated systematically with respective simple peak torque (PT) measurements for agonist and antagonist muscle groups. Some sectorial methods have emerged and appear to be conceptually very promising, but are little exploited and remain exclusive to the field of research. The development of these methods would be of interest to appreciate the muscle balance in the field of rehabilitation and sport. The objective of this opinion article letter is to provide critical point of view about the classical method associated with PT, and to present the emerging methods.

Classically, the isokinetic antagonist/agonist ratios are calculated with simple PT measurements for agonist and antagonist muscle groups (Figure 1). PT-ratios have a limited ability to characterize the entire torque variations inherent to the length-tension relationship because the PT corresponds to the torque generated at a single point of the entire ROM (Dvir, 2004; Amaral et al., 2014; Eustace et al., 2017). Furthermore, the respective agonist and antagonist PT values are not reached at the same angulation (Croisier and Crielaard, 1999). The PT value depends on biomechanical properties such as torque-angle relationship (Stefańska, 2006). The PT is reached at the optimal angle

(α) for a specific joint position (Amaral et al., 2014). This angle is related to physiological factors such as optimal muscle length (length-tension relationship) and mechanical factors (changes in the angle of insertion or lever arm during rotatory motion) during isokinetic assessment (Amaral et al., 2014; Cibulka et al., 2014). For example, α has been reported at $\sim 70^\circ$ for knee extensors in the concentric modality and at $\sim 35^\circ$ for knee flexors in the eccentric modality (Coombs and Garbutt, 2002 ; Small et al., 2010). Furthermore, α is a low reliable (Atkinson et Nevill, 1998) isokinetic parameter to assess shoulder rotators (ICC=0.51-0.93) (Papotto et al., 2015) and knee flexors and extensors (ICC=0.46-0.88) (Bernard et al., 2012). Moreover, α can be affected by several factors, including test conditions. For example, α was less reliable at high isokinetic velocity for knee extensor muscles (Bernard et al., 2012). Croisier and Crieelard (1999) highlighted the limitations of the unique use of PT by isokinetic qualitative analysis. Torque-angle relationship trend curves can help to detect anomalies such as reflex inhibition associated with joint pain (e.g. non-operated ligament lesion), major muscle atrophy associated with insufficient neuromuscular recruitment (e.g. three months post-operative after anterior cruciate ligament reconstruction), or a biomechanical disturbance (e.g. patella femoral syndrome) (Croisier and Crieelard, 1999). These anomalies detected in the analysis of curves are not necessarily identified in the analysis of traditional quantitative data, including the study of the PT. In addition, the PT-ratios are known to be extremely variable and low reliable (Atkinson et Nevill, 1998; Hopkins, 2000), especially for PT-ratios of shoulder rotators (ICC=0.48-0.83; CoV=7.5-12.9%) (Edouard et al., 2011). This may be partially attributable to the fact that ratios are composed of two measurements, each of which may vary in two directions with repeated testing or not change at all. The low reliability could be attributable to accumulated errors in the measurement process, especially when used without correction for gravity (Edouard et al., 2011).

Together, these observations raise the question about the interest of the PT-ratios in the exploration of muscle balance. The lack of information taken into account across the entire ROM, the optimal angle differences between agonist and antagonist muscle groups, and the lack of reliability of these PT-ratios have led to the development of complementary quantitative methods. Thus, three methods have been developed to calculate isokinetic ratios based not on two peak torque values, but on angular sectors.

The first sector-dependent calculation method is the terminal ranges (TR) method. Some authors have studied the TR of the ROM for the testing of shoulder rotator muscles (Figure 1) (Scoville et al., 1997; Yildiz et al., 2006). The concept was developed from the idea that the overhead athlete must have an adequate functional ratio for dynamic stability and an optimal function, especially in the range where the antagonist is functioning as a brake: the terminal range. Yildiz et al. (2006) showed significant differences between the dominant and non-dominant shoulder for the functional ratios calculated from TR method. However, this method constitutes a methodological bias because the measured data concerns non-isokinetic ranges. The isokinetic device requires an acceleration phase to the attainment of pre-selected velocity, followed by a deceleration phase. As a result, such periods of acceleration and deceleration may increase the number of errors in the analysis due to the integration of non-isokinetic data. Indeed, machine-offered resistance requires the attainment and the upkeep of velocity pre-selected. Therefore limb acceleration offers no overload other than the weight of the limb and the dynamometer attachment. Deceleration offers machine resistance but is no longer isokinetic and therefore contributes only artifacts to data analysis. According to Brown et al. (1995), this inability to attain of the pre-selected velocity negates the effect of machine-offered resistance. The acceleration and deceleration phases increase significantly with velocity increase, and therefore reduce the isokinetic range (Brown et al., 1995).

The second sectorial method is called angle specific torque (AST). The AST method has been developed to better reflect the antagonistic function as part of the exploration of the flexor and extensor muscles of the knee (Evangelidis et al., 2015). It consists of measuring the muscle torque at specific joint angles (Figure 1). The studies showed differences between agonist and antagonist muscle torque, and the AST-ratios were not constant during the ROM (Coombs and Garbutt, 2002; Cohen et al., 2015; El-Ashker et al., 2017). Cohen et al. (2015) highlighted significant declines in hamstring torque at 10°, 50°, 60°, 90° and a decrease of 22% of the functional ratio (eccentric hamstring/concentric quadriceps) at 10° of knee flexion after simulated soccer activity, which could increase vulnerability to hamstring injury. The AST method has also been used in the exploration of shoulder rotator muscle function. Ruas et al. (2014) showed that AST-ratios were not constant during the ROM. No differences were found between the AST and PT methods for conventional ratios. Their results show that it is not

necessary to use the AST method to calculate this ratio. Conversely, functional AST-ratio was different to functional PT-ratio at several angles at 60°s^{-1} and 180°s^{-1} . These different studies using the AST-method demonstrated that PT-ratios may result in misinterpretation of the muscle balance if a more specific approach is not utilized.

Finally, the angular range (AR) method was initiated in the exploration of the knee flexor/extensor muscles (Kellis and Katis, 2007). The AR method consists of recording the torque on all the ROM and averaging it by an angular range (Figure 1). Kellis and Katis (2007) explored the effects of angular position and velocity on functional AR-ratios. The authors found that the effect of angular position on functional AR-ratios was significant. Additionally, they showed that functional AR-ratios were not constant during the ROM. At more extended knee joint positions, the knee flexor torque is progressively increased to prevent excessive anterior tibial translation and assist in the mechanical and proprioceptive roles of the anterior cruciate ligament (Aagaard et al., 2000; Kellis and Katis, 2007). Dehail et al. (2008) also showed a variation in the AR-ratios of the shoulder flexors/extensors and abductors/adductors during the ROM. Moreover, the authors identified a cross point in individuals with paraplegia, defined as the point where agonist and antagonist muscle torques are equal. This cross point is a new parameter that could be developed, but that is not identifiable using the PT method. Recently, based on examination of the rotator muscles of the shoulder, Cozette et al. (2016) showed that the conventional and functional AR-ratios were variable during the ROM with significantly different values depending on the angular ranges. In addition, unlike the AST-ratios, the AR-ratios were significantly different from the classic PT-ratios, especially for the conventional ratio that significantly increased during internal rotation and was significantly lower than the PT-ratio for more than 80% of the ROM. These studies demonstrated that using just the PT-ratios to evaluate muscle balance could lead to misinterpretation. In addition, Cozette et al. (2018) studied the reliability of the AR method for calculating ratios, compared to the PT method. They showed that the AR method (ICC=0.14-0.85; CoV=7.1-17.3%) appeared to be more reliable than the PT method (ICC=0.14-0.75; CoV=7.0-28.5%) for the conventional and functional ratios at median angular ranges of the shoulder rotation movements.

By limiting analysis to PT values, the potential of isokinetic dynamometers is underexplored. There is a clear lack of research which describes muscular control using

sectorial methods. The quantitative sectorial methods seem relevant to assess more precisely the muscle balance or imbalance at each angular sector of joint motion, especially the AST and AR methods. The restoration of muscle function is one of the main targets of rehabilitation programs (i.e. following an injury, immobilization, or surgical intervention). The identification of muscle imbalances associated with specific sectors of the ROM could help optimize functional rehabilitation programs and increase their effectiveness. In addition, the AST or AR ratios could help to better understand the injury mechanisms of athletes and to develop more specific preventive programs for athletic trainers. Further studies are required to assess the reliability of these sectorial approaches and their applications in the exploration of muscle balance. The AST and AR methods could be an excellent alternative to conventional assessments associated with PT and deserve to be further investigated. Although isokinetic assessment does not represent exactly the functional reality, this technology can be optimized. In this perspective, sectorial analysis may enhance current screening methods and help to reflect further the antagonistic muscle capacities during sports and daily activities.

Acknowledgments: The authors would like to thank Cédric Leduc and Gemma Bridge for their commentary on the manuscript.

Competing interests: All the authors declare the absence of any conflict of interests.

Reference

- Aagaard, P., Simonsen, E.B., Andersen, J.L., Magnusson, S.P., Bojsen-Moller, F., Dyhre-Poulsen, P. (2000). Antagonist muscle coactivation during isokinetic knee extension. *Scand J Med Sci Sports*. 10:58-67.
- Amaral, G.M., Marinho, H.V.R., Ocarino, J.M., Silva, P.L.P., De Souza, T.R., Fonseca, S.T. (2014). Muscular performance characterization in athletes : a new perspective on isokinetic variables. *Braz J Phys Ther*. 18(6):521-529.
- Andrade, M.S., Vancini, R.L., Lira, C.A.B., Mascarin, N.C., Fachina, R.J.F.G., Silva, A.C. (2013). Shoulder isokinetic profile of male handball players of the Brazilian National Team. *Braz J Phys Ther*. 17(6):572-578.
- Atkinson, G., Nevill, M. (1998). Statistical methods for assessing measurement error (reliability) in variables relevant to sports medicine. *Sports Med*. 26(4):217-238.

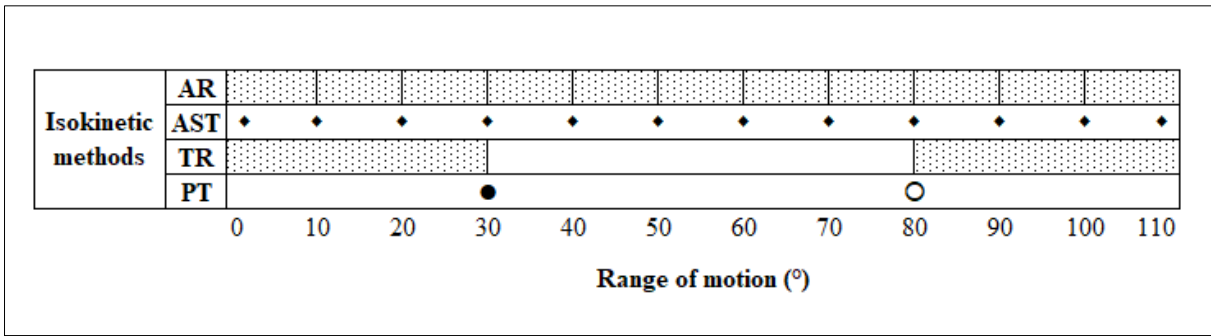
- Bernard, P.L., Amato, M., Degache, F., Edouard, P., Ramdani, S., Blain, H., Calmels, P., Codine, P. (2012). Reproducibility of the time to peak torque and the joint angle at peak torque on knee of young sportsmen on the isokinetic dynamometer. *Ann Phys Rehabil Med.* 55:241-251.
- Brooks, K.A., Clark, S.L., Dawes, J.J. (2013). Isokinetic strength and performance in collegiate women's soccer. *J Nov Physiother.* Suppl 3:001.
- Brown, L.E., Whitehurst, M., Findley, B.W., Gilbert, R., Buchalter, D.N. (1995). Isokinetic load range during shoulder rotation exercise in elite male junior tennis players. *J Strength Cond Res.* 9(3):160-164.
- Cibulka, M.T., Enders, G., Hall, J., Jackson, A., Maines, S., Vonder Haar, J., Bennett, J. (2014). The influence of muscle length on one-joint shoulder internal and external rotator muscle strength. *Physiother Theory Pract.* 30(4):282-286.
- Cohen, D.D., Zhao, B., Okwera, B., Matthews, M.J., Delextrat, A. (2015). Angle-specific eccentric hamstring fatigue after simulated soccer. *Int J Sports Physiol Perform.* 10:325-331.
- Coombs, R., and Garbutt, G. (2002). Developments in the use of the hamstring/quadriceps ratio for the assessment of muscle balance. *J Sports Sci Med.* 1(3):56-62.
- Cozette, M., Delanaud, S., Leprêtre, P.M., Weissland, T. (2016). Evolution of isokinetic torque ratios of shoulder rotator muscles. *Ann Phys Rehabil Med.* 59S:e17.
- Cozette, M., Weissland, T., Leprêtre, P.M. (2018). Etude de la balance musculaire au cours de mouvements de rotation de l'épaule: fiabilité de la méthode isocinétique par pliage angulaire. *Science & Sports.* 33(1):S16.
- Croisier, J.L., Crielaard, J.M. (1999) Exploration isocinétique: analyse des courbes. *Ann Phys Rehabil Med.* 42:497-502.
- Dehail, P., Gagnon, D., Noreau, L., Nadeau, S. (2008). Assessment of agonist–antagonist shoulder torque ratios in individuals with paraplegia: a new interpretative approach. *Spinal Cord.* 46:552–558.
- Drouin, J.M., Valovich-mc-Leod, T.C., Shultz, S.J., Gansneder, B.M., Perrin, D.H. (2004). Reliability and validity of the Biodex system 3 pro isokinetic dynamometer velocity, torque and position measurements. *Eur J Appl Physiol.* 91: 22–29.
- Dvir, Z. (2004). *Isokinetics : muscle testing, interpretation and clinical applications.* Edinburgh : Elsevier-Churchill Livingstone.

- Edouard, P., Samozino, P., Julia, M., Cervera, S.G., Vanbiervliet, W., Calmels, P., Gremeaux, V. (2011). Reliability of isokinetic assessment of shoulder-rotator strength: a systematic review of the effect of position. *J Sport Rehabil.* 20:367-383.
- El-Ashker, S., Carson, B.P., Ayala, F., De Ste Croix, M. (2017). Sex-related differences in joint-angle-specific functional hamstring-to-quadriceps strength ratios. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc.* 25:949-957.
- Eustace, S.J, Page, R.M., Greig, M. (2017). Contemporary approaches to isokinetic strength assessments in professional football players. *Science and Medicine in Football.* DOI: 10.1080/24733938.2017.1371851.
- Evangelidis, P.E., Pain, M.T.G., Folland, J. (2015). Angle-specific hamstring-to-quadriceps ratio: a comparison of football players and recreationally active males. *Journal of Sports Sciences.* 33(3):309-319.
- Forthomme, B., Wieczorek, V., Frisch, A., Crielaard, J.M., Croisier, J.L. (2013). Shoulder pain among high-level volleyball players and preseason features. *Med Sci Sport Exer.* 29(5):1852-1860.
- Hopkins, W.G. (2000). Measures of reliability in sports medicine and science. *Sports med.* 30(1):1-15.
- Karatas, G.K., Gogus, F., Meray, J. (2002). Reliability of isokinetic trunk muscle strength measurement. *Am J Phys Med Rehabil.* 81(2):79-85.
- Kellis, E., Katis, A. (2007). Quantification of functional knee flexor to extensor moment ratio using isokinetics and electromyography. *J Athl Train.* 42(4):477-485.
- Katis, A., Giannadakis, E., Kannas, T., Amiridis, I., Kellis, E., Lees, A. (2013). Mechanisms that influence accuracy of the soccer kick. *J Electromyogr Kinesiol.* 23(1):125-31.
- Masuda, K., Kikuhara, N., Demura, S., Katsuta, S., Yamanaka, K. (2005). Relationship between muscle strength in various isokinetic movements and kick performance among soccer players. *J Sports Med Phys Fitness.* 45(1):44-52.
- Mont, M. A., Cohen, D. B., Campbell, K. R., Gravare, K., & Mathur, S. K. (1994). Isokinetic concentric versus eccentric training of shoulder rotators with functional evaluation of performance enhancement in elite tennis players. *Am J Sports Med.* 22(4):513-517.
- Papotto, B.M., Rice, T., Malone, T., Butterfield, T., Uhl, T.L. (2016). Reliability of isometric and eccentric isokinetic shoulder external rotation. *J Sport Rehabil.* 6;25(2).

- Ruas, C.V., Pinto, R.S., Hafenstine, R.W., Pereira, M.C.C., Brown, L.E. (2014). Specific joint angle assessment of the shoulder rotators. *Isokinet Exerc Sci.* 22:197-204.
- Scoville, C.R., Arciero, R.A., Taylor, D.C., Stoneman, P.D. (1997). End range eccentric antagonist/concentric agonist strength ratios: a new perspective in shoulder strength assessment. *J Orthop Sports Phys Ther.* 25:203–207.
- Shan, G., and Westerhoff, P. (2005). Full-body kinematic characteristics of the maximal instep soccer kick by male soccer players and parameters related to kick quality. *Sports Biomech.* 4(1):59-72.
- Sidaway, B., Bouchard, M., Chasse, J., Dunn, J., Govoni, A., McPherson, B., Roy, K., Anderson, DI. (2017). The Role of Postural Support in Young Adults' Control of Stationary Kicking. *Res Q Exerc Sport.* 88(2):215-222.
- Small, K., McNaughton, L., Greig, M., Lovell, R. (2010). The effects of multidirectional soccer-specific fatigue on markers of hamstring injury risk. *J Sci Med Sport.* 13:120-125.
- Sole, G., Hamren, J., Milosavljevic, S., Nicholson, H., Sullivan, S.J. (2007). Test-retest reliability of isokinetic knee extension and flexion. *Arch Phys Med Rehabil.* 88:626-631.
- Sapeda, A. (1990). Current concepts review. Muscle performance evaluation in orthopaedic practice. *J Bone Joint Surg* 1562-1574.
- Stefanska, M. (2006). Force-angle and force-time characteristics of human extremity muscles. *Biol Sport.* 23(4):389-399.
- Tam, N., Santos-Concejero, J., Coetzee, D.R., Noakes, T.D., Tucker, R. (2017). Muscle co-activation and its influence on running performance and risk of injury in elite Kenyan runners. *J Sports Sci.* 35(2):175-181.
- Yildiz, Y., Aydin, T., Sekir, U., Kiralp, M.Z., Hazneci, B., Kalyon, T.A. (2006). Shoulder terminal range eccentric antagonist/concentric agonist strength ratios in overhead athletes. *Scand J Med Sci Sports.* 16:174–180.
- Zago, M., Motta, A.F., Mapelli, A., Annoni, I., Galvani, C., Sforza, C. (2014). Effect of Leg Dominance on The Center-of-Mass Kinematics During an Inside-of-the-Foot Kick in Amateur Soccer Players. *J Hum Kinet.*42:51-61.
- Zazulak, B.T., Hewett, T. E., Reeves, N.P., Goldberg, B., Cholewicki, J. (2007). Deficits in neuromuscular control of the trunk predict knee injury risk. *Am J Sports Med.* 35(7) :1123-1130.

Figure 1. Illustration of four isokinetic methods used to calculate agonist-antagonist ratios. Peak Torque (PT) method is the ratio between PT of agonist (●) and PT of antagonist (○) independently of the angular position; Terminal Ranges (TR) method is the ratio between mean torque (▣) of agonist and antagonist at the 15° terminal ranges; Angle Specific Torque (AST) is the ratio between torque (◆) of agonist and antagonist at every 10° of the ROM; and Angular Ranges (AR) method is the ratio between mean torque (▣) of agonist and antagonist by angular range of 10°. The angles chosen in this illustration are examples.

Figure 1.



Article 3

Type d'article : Article original

Titre : Angular ranges as a reliable isokinetic method to assess shoulder rotator muscles

Auteurs : Maryne Cozette, Pierre-Marie Leprêtre, Thierry Weissland

Revue : Medical Engineering & Physics (IF : 1.785 / Q2)

Etat : Soumis le 10/09/19

ANGULAR RANGES AS A RELIABLE ISOKINETIC METHOD TO ASSESS SHOULDER ROTATOR MUSCLES

Cozette Maryne¹, Leprêtre Pierre-Marie^{1,2}, Weissland Thierry³

¹ Laboratory of Physiological Adaptations to Exercise and Effort Rehabilitation (APERE), EA3300, UFR-STAPS, University of Picardie Jules Verne, Amiens, France

² Cardiovascular Rehabilitation Unit, Hospital Center of Corbie, Corbie, France

³ Laboratory of Integration of Material with the System (IMS), UMR 5218, University of Bordeaux, Talence, France

Corresponding author :

Maryne Cozette

Laboratory of Physiological Adaptations to Exercise and Effort Rehabilitation (APERE),

EA-3300, UFR-STAPS, University of Picardie Jules Verne,

Paul Claudel Avenue, 80000 Amiens, France.

e-mail : maryne.cozette@u-picardie.fr

ABSTRACT

Objectives: Physiological (ER/IR) and functional (EReccentric/IRconcentric ; IReccentric/ERconcentric) isokinetic ratios are used to assess the muscle balance of shoulder joint. Ratios are usually calculated with Peak Torque (PT) independently of the angular position. The aim of our study was to propose a new reliable method for isokinetic assessment based on angular ranges analysis. **Method:** 22 men (23,0±2,7y) participated to isokinetic tests of the muscle rotators on Cybex Norm[®] in a seated position in scapular plane, at 60°.s⁻¹, in concentric (CON) and eccentric (ECC) modes for both shoulders. The torque output values (T) were continuously recorded. Then, data were smoothed and averaged per range of 10° to calculate T-ratios. **Results:** PT-values in CON and ECC were higher than T-values for every 10° angular range (P<0.05). T-ratios were different between the angular ranges (P<0.05). The reliability was variable as function of angular ranges. The majority of the T-ratios calculated over non-extreme angular ranges were more reliable than PT-ratios (ICC: 0.14-0.75 ; CV: 7.0-28.5%). **Conclusions:** The angular range method showed a better reliability than PT data. Angular range method better reflects the functional reality because it takes into account the muscular potential in its entirety of the range of movement.

Keywords : reliability, muscle balance, strength, sport, rehabilitation

INTRODUCTION

The internal (IR) and external rotator (ER) muscles have an important role in the stability of glenohumeral joint among overhead and non-overhead trained subjects¹. Athletic performance and risk of injury would depend on the balance between these agonist and antagonist shoulder muscles, and the coordination in alternating muscular contractions¹. Muscle balance is classically researched by peak torque (PT) ratios of antagonist and agonist muscles in isokinetic standardized conditions². Physiological PT-ratio, i.e $PT_{ER/IR}$ measured during isokinetic concentric muscular contraction^{3,4}, and functional PT-ratio, i.e the peak torque value of ER measured in eccentric modality related to the peak torque value of IR measured in concentric modality ($PT_{ERecc/IRcon}$) and conversely ($PT_{IRecc/ERcon}$), have been studied^{1,5}.

In usual isokinetic assessment, the agonist-antagonist muscles ratios are obtained from the highest data point of the curve for torque output in a range of motion (ROM) for each muscle group. The torque analysis of rotator muscles generally showed that PT values were reached at angles near to the limit of the ROM. Sonza et Cesar de Andrade⁶ observed that two-thirds of IR PT of the dominant shoulder during concentric modality were obtained in the initial 5% of the curve at $120^{\circ}.s^{-1}$ in supine position, and so outside of the isokinetic range. This isokinetic range, also referred to as "stabilization phase"⁶ or "load range"⁷, varies according to the tested joint, muscle groups, laterality, angular velocities and position used, but also of the subject and his level of expertise^{6,8,9}. The isokinetic movement phases (acceleration, isokinetic range, deceleration) are unreliable, in particular at slow angular velocity¹⁰, and could therefore have a minor effect on the PT reliability but a more substantial impact on the calculated ratios. Thus, Edouard et al.^{11,12} observed the unreliability of the physiological (ICC=0.50-0.79) and functional (ICC=0.44-0.81) ratios of shoulder rotator muscles.

On the other hand, it has been observed that agonist and antagonist muscles did not attain their respective PT production at the same angulation^{6,13}. Sonza et Cesar de Andrade⁶ also reported an effect of modality of contraction on segment position for which IR and ER PT. They observed that, in concentric modality, all IR PT were reached in the first third of the curve whereas 53% of the ER PT were obtained on the mean third of the curve⁶.

Together, these observations questioned the interest of physiological and functional ratios based on PT values in the dynamic exploration shoulder muscles balance. Studies on the knee flexion/extension movements showed that the ratios were not constant during the ROM¹⁴. Dehail et al.¹⁵ conducted a similar study on the shoulder joint by exploring the flexors/extensors and abductors/adductors in paraplegic subjects. They also showed that the torque values of agonists and antagonists muscles changed according to the length-tension relationship in their population. Few studies explored the torque output of the internal and external rotator muscles

during the ROM, while they are the main stabilizers of the shoulder in all types of movements¹⁶. From a dynamic perspective, it is therefore essential to take into account the muscular potential in its entirety.

To that end, we suggest an alternative method based on sector analysis by angular ranges of 10° of the ROM. Assuming that the isokinetic parameters are evolutionary during the ROM, and that the sectoral approach is a reliable method, we here propose a new method for isokinetic assessment.

METHODS

Twenty-two male none-overhead trained collegiate athletes (23.0 ± 2.7 years, 180.6 ± 5.7 cm, 74.6 ± 6.5 kg), voluntarily participated in the study, including ten subjects (22.8 ± 2.0 years, 180.8 ± 6.8 cm, 74.8 ± 6.6 kg) who had also taken part in a reliability session. Each subject was familiarized with the experimental procedures before the study. All were free of upper extremity musculoskeletal injuries and did not present any contradiction to upper limb isokinetic testing. Before participation, the subjects were informed of the risks and stresses associated with the protocol and gave their written informed consent in accordance with the French national ethics committee approval (CERSTAPS 2015/07/07). The study was performed in accordance with the Ethical Standards in Sport and Exercise Research¹⁷.

The muscular shoulder parameters of each subject were measured in seated position, the shoulder in scapular plane on an isokinetic dynamometer (Cybex Norm[®], division of Lumex, Inc., Ronkonkoma, New York, USA) in an air-conditioned room (Temperature: $\sim 20.3^{\circ}\text{C}$, Relative humidity: $\sim 35.0\%$ and Atmospheric pressure: $\sim 762\text{mmHg}$). The seat and handlebar heights were set for each subject according to the Cybex isolated joint testing manual (Cybex/ Isolated-Joint testing and Exercise. Ronkonkoma, NY, USA: Cybex, 1983). After 10 minutes of standardized warm-up on an ergometer (Cybex metabolic systems MET300[®], Ronkonkoma, New York, USA), and 3 minutes at rest, each subject performed two blocks in a random order ; one block for the dominant shoulder (D) another block for the non-dominant shoulder (ND). Each block consisted of: 1 series of 3 repetitions at $60^{\circ} \cdot \text{s}^{-1}$ in concentric modality, 2 minutes rest, and 1 series of 3 repetitions at $60^{\circ} \cdot \text{s}^{-1}$ in eccentric modality. The range of motion was 110° . The subjects of the test-retest reliability study were tested with the same protocol at one-week interval. To minimize physical activity effects, the subjects were asked to avoid high-intensity exercise training one week before and during the study.

The torque (T) and peak torque (PT) values were measured for internal (IR) and external (ER) rotators of dominant (D) and non-dominant (ND) shoulder in concentric (CON) and eccentric (ECC) modalities and were recorded at a frequency of 100Hz with an acquisition unit (PowerLab 16/35 PL3516, ADInstruments[®], Bella Vista, NSW 2153, Australia). We distinguished the ratios calculated with the averaged torque by the angular range of 10° as T-ratios ($T_{ER/IR}$; $T_{ERecc/IRcon}$; $T_{IRecc/ERcon}$) and the ratios calculated with the peak torque as PT-ratios ($PT_{ER/IR}$; $PT_{ERecc/IRcon}$; $PT_{IRecc/ERcon}$).

The isokinetic dynamometer software transfers PT of the highest in a series of n repetitions. For three repetitions, only the best repetition associated with the PT was selected for IR and ER, regardless of the repetition recorded for IR. To use the same method, we retained only the best data repetitions associated with PT of IR and ER. Data was acquired at a frequency of 100Hz at the angular velocity of 60.s⁻¹. The Torque data was averaged by angular range of 10°. To simplify the angular ranges we used integers (i.e 10-19.9° was reported as 10-20°). Two extreme zones (i.e 0-10° and 100-110°) were systematically excluded from analysis because they correspond to the delay time to acceleration and deceleration phases, so they are not really at constant velocity. Data recorded on these angular ranges are presented for illustrative purpose but our analysis focused on the angular ranges from 10° to 100°. For sake of clarify, data were rounded to tenths.

Means and standard deviations were calculated for all parameters measured. The normal distribution and homogeneity of variance were verified for each parameter. Shapiro-Wilk test were used to test normality. T-test was used for comparing paired samples. We used ANOVA with repeated measures followed by post-hoc analysis with Bonferroni t-test to compare the means for each angular range of 10°. The coefficient of variation (CV) and the intraclass correlation coefficient (ICC) were calculated to test the absolute and relative reliability. The tests were performed using the full version of SPSS (IBM[®] SPSS[®] Statistics, Version 20.0.0, Chicago, USA). A significance level of P<0.05 was selected for all tests.

RESULTS

The PT values were greater than the maximal values of T whatever the modality of contraction (Table 1). Four observations were made on the reliability indexes of the averaged torque by angular range (Fig. 1). Firstly, this approach exhibited a better reliability indexes of T-ratios compared to PT-ratios. Secondly, the reliability was better in CON compared to ECC modality.

Thirdly, the reliability of IR was better than ER. Finally, the reliability was better for D than ND shoulder.

It reported that IR reached higher values of averaged torque between 20 to 40°, in contrast, averaged torque of ER muscles reached their maximum between 60 to 90° (Fig. 2). All ratio values exhibited significant changes with the segment angulation ($P < 0.05$, Table 1). The maximal $T_{ER/IR}$ and $T_{ERecc/IRcon}$ ratios occurred between 60 to 100°. In contrast, the higher values of $T_{IRecc/ERcon}$ ratio were found at a segment angulation of 20-40°.

In the present study, ICC and CV were calculated for all ratios (Figure 1). For both shoulders, functional and physiological PT-ratios presented variable and unsatisfactory ICC (from 0.14 to 0.75) and CV (from 7.0 to 28.5%) compared to T-ratios. Lower ICC and CV were found at the onset and the end of ROM. Hence, for the majority of the angular ranges, the reliability indexes of T-ratios were better than PT-ratios (Fig. 1). For the $T_{ER/IR}$ physiological ratio, the ICC scores were 0.33-0.85 (CV : 11.7-14.8%) and 0.14-0.84 (CV : 7.1-11.0%) for D and ND shoulders compared to 0.21 (CV : 12.7%) and 0.15 (CV : 16.8%) respectively for the $PT_{ER/IR}$ ratio. For the functional ratios, $T_{ERecc/IRcon}$ ICC values were 0.18-0.79 (CV : 11.5-20.1%) and 0.03-0.79 (CV : 7.4-14.9%) and ICC of $T_{IRecc/ERcon}$ were 0.08-0.88 (CV : 12.2-32.2%) and 0.04-0.27 (CV : 19.0-36.3%) for D and ND shoulders, respectively.

DISCUSSION

While developing a new method, we had two considerations in mind. First, we aimed to propose a new method that was near to the functional reality. A second consideration was to propose a reliable method. Our main results showed a significant difference between the PT and angular range method, with a greater ratios reliability for the 10-by-10° angular approach compared to ratios calculation based on the PT.

Our results showed that the PT-ratios were globally similar to the "normative values" known in the literature. The normative values are generally between 0.52 and 0.80 for the physiological $PT_{ER/IR}$ ratio^{3,4,18}, between 0.60 and 1 for the functional $PT_{ERecc/IRcon}$ ratio^{18,19} and between 1.30 and 2.30 for the functional $PT_{IRecc/ERcon}$ ratio¹⁸. Interestingly, the results showed significant differences between the PT-ratio and the T-ratio for the three calculated ratios (ER/IR ; $ERecc/IRcon$; $IRecc/ERcon$). The T-ratios were averaged from the data points recorded per angular range while the PT-ratios were calculated from the maximum data point, independently of the angular position. Moreover, the T-ratios were also different between the angular ranges. The physiological $T_{ER/IR}$ ratio was lower in external rotation and tended to increase in internal rotation. Indeed, the potential difference between agonist and antagonist muscles was less

important in internal rotation, this is explained by the length/tension relationship which animates the rotator muscles: internal rotators were less effective when in slightly shortened position, and external rotators were more efficient in slightly stretched position. Cibulka et al.²⁰ showed that IR and ER muscles were weakest when placed in a position of shortest muscle length, so at end-range of internal rotation for IR and at end-range of external rotation for ER. This could be explained by the storage and recovery of the elastic energy. Roberts²¹ showed that springs like tendons can have a significant effect on strength, power and velocity of movement. Moreover, the rotator cuff muscles behaved similar to the expectations of isometric length–tension relationship curve represented by an inverted “U shaped” curve with a steeper ascending curve when the rotators were at their shortest length and a flatter descending curve when the rotator muscles were lengthened²⁰.

For functional ratios, our results showed a better ability of the antagonists to counteract the concentric action of the agonists at the end of the dynamic movement (thus, at the end of the internal rotation for the $T_{ERecc/IRcon}$ and at the end of the external rotation for the $T_{IRecc/ERcon}$ ratio). This eccentric control was more effective at the end of the dynamic movements of the throwing: the cocking and the acceleration phases which are respectively associated with $PT_{IRecc/ERcon}$ and $PT_{ERecc/IRcon}$ ratios¹⁸. Ruas et al.²² studied the evolution of physiological and functional ratios of the shoulder rotator muscles using the specific angular torque (AST) method. They showed significant differences of the AST-ratio values between angles, and between the $PT_{ERecc/IRcon}$ ratio and the $AST_{ERecc/IRcon}$ ratio, however there was no significant difference between the $PT_{ER/IR}$ ratio and the $AST_{ER/IR}$ ratio. This AST method which allows to have more information during the ROM, but corresponds to one data point at a given angle. Moreover, this method has not been studied for reliability, except for the knee joint where the indexes are poor²³. Angular ranges method seems to be reliable. The most widely used ratios in the literature (ER/IR and ERecc/IRcon) were more reliable by using angular range method than PT method (Fig. 1). This can be explained because the reliability of torque output of ER was better than PT and it is known that the PT-ratios are unsatisfactory reliable¹². The average of the torque per angular range causes a smoothing which is therefore less subject to variations, whereas the peak torque corresponds to a raw value. However, the reliability of the T-ratios was not good over all the angular ranges, in particular on the extreme angular ranges of the ROM. The reliability indexes could be improved by changing the test position. Hence, Forthomme et al.²³ showed better absolute reliability in supine position.

Quantification of muscular balance by angular range method could be determinant for specific population (i.e. athletes and pathological subjects). Imbalance between internal rotators and external rotators could be responsible for a faulty of centering of the humeral head²⁴. In addition, Tanaka et al.²⁶ and Clément et al.²⁷ showed in patients with chronic anterior instability

that the range of instability was not in maximum abduction/external rotation but in the middle of the ROM. Passive stabilization elements ensured joint stability in maximum abduction/external rotation²⁸. Thus, the use of the PT to calculate the ratios is insufficient for the exploration of dynamic stability: on the one hand the PT-ratios are matched at different angles, and on the other hand they are moderate reliable.

Our results showed that PT of IR was greater than ER, and ECC was greater than CON modality ($P < 0.05$) and agree with the results of Forthomme et al.²⁵ and Edouard et al.¹². They revealed the same trend for averaged torque per angular range, IR was better than ER at any angular range of the ROM ($P < 0.05$). However, we found significant differences at any angular range between PT and averaged torque, including the maximum values of averaged torque. This can be explained by the smoothing of the data generated by the averaging of the angular range method, in contrast to the peak torque method which corresponds to the maximum data point. The results showed that the angles of IR and ER were at the opposites in the ROM and the curve of the torque output were different. This is explained by the tension-length relationship²⁹. The maximal muscular potential of agonists and antagonists is reached at the optimal length (L_0), which corresponds to the physiological resting length of a muscle, where actin and myosin filaments of sarcomeres are overlapping or overextending²⁰. This L_0 was reached at 30-40 ° for IR and 60-90 ° for ER. In terms of reliability, regardless of the method used (PT or angular ranges methods), the results showed that several parameters are involved : muscular group, modality of contraction, laterality. The reliability was better for IR compared to ER, for CON compared to ECC, and for D compared to ND. Our observations confirm published results. In seated position with the shoulder in scapular plane, the relative reliability is satisfactory for PT of IR in CON modality¹² contrary to PT of ER³⁰. The absolute reliability in CON modality is better than ECC modality²⁵.

The method based on averaged torque per angular ranges of 10° was more reliable than the PT method, particularly concerning ER in CON and in ECC modality. This is explained by smoothing since the torques were averaged by angular ranges of 10°, thus, at an acquisition frequency of 100 Hz and the angular velocity of 60°.s⁻¹, an average of 20 points per angular ranges. This makes the averaged torque by angular range more constant and less variable than a raw and isolated value (PT).

In summary, isokinetic parameters evolved significantly during the ROM and the torque ratios were different of the ratios calculated with the peak torque. The torque output averaged by angular range of 10° had satisfactory reliability and higher than the peak torque, especially for external rotators. The physiological and functional ratios had a satisfactory reliability on the isokinetic angular ranges unlike the ratios usually used and associated to the peak torque. Thus,

in view of these elements, the angular range method seems to be a reliable method to determine dynamic stability during the ROM.

ACKNOWLEDGMENTS

The authors thank professor Charles Vincent for commenting an early draft of the manuscript.

Conflicts of interest: None

Funding: None

Ethical Approval: French national ethics committee approval

REFERENCES

- [1] Noffal GJ. Isokinetic eccentric-to-concentric strength ratios of the shoulder rotator muscles in throwers and nonthrowers. *Am J Sports Med* 2003;31:537–41. <https://doi.org/10.1177/03635465030310041001>.
- [2] Edouard P, Grémeaux V, Degache F, Gasq D, Calmels P. L'épaule du lanceur : Quel équilibre musculaire pour une meilleure performance et la prévention des blessures? *Science & Motricité* 2014;85:45-52. <https://doi.org/10.1051/sm/2013089>.
- [3] Wang HK, Macfarlane A, Cochrane T. Isokinetic performance and shoulder mobility in elite volleyball athletes from the United Kingdom. *Br J Sports Med* 2000;34:39–43. <https://doi.org/10.1136/bjism.34.1.39>.
- [4] Andrade MDS, Fleury AM, Barbosia De Lira CA, Dubas JP, Da Silva AC. Profil of isokinetic eccentric-to-concentric strength ratios of shoulder rotator muscles in elite female team handball players. *J Sports Sci* 2010;28(7):743-9. <https://doi.org/10.1080/02640411003645687>.
- [5] Ng GY, Lam PC. A study of antagonist/agonist isokinetic work ratios of shoulder rotators in men who play badminton. *J Orthop Sports Phys Ther* 2002;32:399–404. <https://doi.org/10.2519/jospt.2002.32.8.399>.
- [6] Sonza A, Cesar de Andrade M. Analysis of the isokinetic torque curves in shoulder movement. *Revista Brasileira de Medicina do Esporte* 2012;18(2):91-4. <https://doi.org/10.1590/S1517-86922012000200005>.

- [7] Brown LE, Whitehurst M, Char DL, Buchalter DN. The effect of velocity on load range during isokinetic knee extension/flexion exercise. *J Strength Cond Res* 1993;7:184.
- [8] Brown LE, Whitehurst M, Findley BW, Gilbert R, Buchalter DN. Isokinetic load range during shoulder rotation exercise in elite male junior tennis players. *J Strength Cond Res* 1995;9(3):160-4. <https://doi.org/10.1519/00124278-199508000-00007>.
- [9] Mazuquin BF, Dela Bela LF, Pelegrinelli ARM, Dias JM, Carregaro RL, Moura FA, et al. Torque-angle-velocity relationships and muscle performance of professional and youth soccer players. *Int J Sports Med* 2016;37:992-6. <https://doi.org/10.1055/s-0042-108199>.
- [10] Brown LE, Whitehurst M, Findley BW. Reliability of rate of velocity development and phase measures on an isokinetic device. *J Strength Cond Res* 2005;19(1):189-92. <https://doi.org/10.1519/R-15004.1>.
- [11] Edouard P, Samozino P, Julia M, Cervera SG, Vanbiervliet W, Calmels P, et al. Reliability of isokinetic assessment of shoulder-rotator strength: a systematic review of the effect of position. *J Sport Rehabil* 2011;20(3):367-83. <https://doi.org/10.1123/jsr.20.3.367>.
- [12] Edouard P, Codine P, Samozino P, Bernard PL, Herisson C, Gremeaux V. Reliability of shoulder rotators isokinetic strength imbalance measured using the Biodex dynamometer. *J Sci Med Sport* 2013;16:162-5. <https://doi.org/10.1016/j.jsams.2012.01.007>.
- [13] Croisier JL, Crielaard JM. Exploration isocinétique : analyse des courbes. *Ann Phys Rehabil Med* 1999;42:497-502. [https://doi.org/10.1016/S0168-6054\(00\)87704-1](https://doi.org/10.1016/S0168-6054(00)87704-1).
- [14] Kellis E, Katis A. Quantification of functional knee flexor to extensor moment ratio using isokinetics and electromyography. *J Athl Train* 2007;42(4):477-85.
- [15] Dehail P, Gagnon D, Noreau L, Nadeau S. Assessment of agonist–antagonist shoulder torque ratios in individuals with paraplegia: a new interpretative approach. *Spinal Cord* 2008;46:552-8. <https://doi.org/10.1038/sj.sc.3102173>.
- [16] Sangwan S, Green RA, Taylor NF. Stabilizing characteristics of rotator cuff muscles: a systematic review. *Disabil Rehabil* 2015;37(12):1033-43. <https://doi.org/10.3109/09638288.2014.949357>.
- [17] Harriss DJ, Atkinson G. Ethical standards in sport and exercise science research: 2016 update. *Int J Sports Med* 2015;36:1121–4. <https://doi.org/10.1055/s-0035-1565186>.

- [18] Vogelpohl RE, Kollock RO. Isokinetic rotator cuff functional ratios and the development of shoulder injury in collegiate baseball pitchers. *Int J Athl Ther Train* 2015;20(3):46-52. <https://doi.org/10.1123/ijatt.2014-0071>.
- [19] Saccol MF, Silva RT, Gracitelli G, Laurino CF, Andrade M. Concentric and eccentric isokinetic strength profile of shoulder rotators in elite junior tennis players. *Sports Biomech* 2007;608-11. <https://doi.org/10.1016/j.ptsp.2009.11.002>.
- [20] Cibulka MT, Enders G, Hall J, Jackson A, Maines S, Vonder Haar J, et al. The influence of muscle length on one-joint shoulder internal and external rotator muscle strength. *Physiother Theory Pract* 2014;30(4):282-6. <https://doi.org/10.3109/09593985.2013.867386>.
- [21] Roberts TJ. Contribution of elastic tissues to the mechanics and energetics of muscle function during movement. *J Exp Biol* 2016;219:266-75. <https://doi.org/10.1242/jeb.124446>.
- [22] Ruas CV, Pinto RS, Hafenstine RW, Pereira MCC, Brown LE. Specific joint angle assessment of the shoulder rotators. *Isokinet Exerc Sci* 2014;22:197-204. <https://doi.org/10.3233/IES-140539>.
- [23] Ayala F, De Ste Croix M, Sainz de Baranda P, Santonja F. Absolute reliability of hamstring to quadriceps strength imbalance ratios calculated using peak torque, joint angle-specific torque and joint ROM-specific torque values. *Int J of Sports Med* 2012;33:909-16. <https://doi.org/10.1055/s-0032-1311586>.
- [24] Howell SM, Galinat BJ, Renzi AJ, Marone P. Normal and abnormal mechanics of the glenohumeral joint in the horizontal plane. *J Bone Joint Surg Am* 1988;70(2):227-32.
- [25] Forthomme B, Dvir Z, Crielaard JM, Croisier JL. Isokinetic assessment of the shoulder rotators: a study of optimal position. *Clin Physiol Funct Imaging* 2011;31:227-32. <https://doi.org/10.1111/j.1475-097X.2010.01005.x>.
- [26] Tanaka M, Koizumi K, Kakiuchi M, Hayashida K. Evaluation of dislocation position in patients with recurrent anterior shoulder dislocation. *J Shoulder Elbow Surg* 2012;21:1588-92. <https://doi.org/10.1016/j.jse.2011.11.020>.
- [27] Clément J, Ménard J, Raison M, Dumais J, Dubois L, Rouleai D. Three-dimensional analysis of the locked position in patients with recurrent shoulder instability. *J Shoulder Elbow Surg* 2017;26:536-43. <https://doi.org/10.1016/j.jse.2016.07.031>.

[28] Urayama M, Itoi E, Hatakeyama Y, Pradhan RL, Sato K. Function of the 3 portions of the inferior glenohumeral ligament:a cadaveric study. *J Shoulder Elbow Surg* 2001;10:589-94. <https://doi.org/10.1067/mse.2001.119391>.

[29] Stefanska M. Force-angle and force-time characteristics of human extremity muscles. *Biol Sport* 2006;23(4):389-99.

[30] Malerba JL, Adam ML, Harris BA, Krebs DE. Reliability of dynamic and isometric testing of shoulder external and internal rotators. *J Orthop Sports Phys Ther* 1993;18:543-52. <https://doi.org/10.2519/jospt.1993.18.4.543>.

Captions

Figure 1. Relative (intraclass correlation coefficient ; ICC) and absolute (coefficient of variation ; CV) reliability indexes of Torque by angular range of 10° and Peak Torque (PT) for internal rotators (IR) in concentric (CON) and eccentric (ECC) modality (**A**), external rotators (ER) in concentric (CON) and eccentric (ECC) modality (**B**) and Physiological (ER/IR) and Functional (ERecc/IRcon ; IRecc/ERcon) ratios (**C**) at 60°.s⁻¹ for Dominant shoulder. Non-isokinetic ranges are highlighted in grey. \$ CV ≤ 15%.

Figure 2. Evolution of Averaged Torque in N.m per angular range of 10° and Peak Torque (PT) production sector for internal rotators (IR) in concentric (CON) and eccentric (ECC) modality (**A**), and external rotators (ER) in concentric (CON) and eccentric (ECC) modality (**B**) and associated ratios (**C,D**) with Peak Torque ratios values (PT) at 60°.s⁻¹ for Dominant shoulder. Non-isokinetic ranges are highlighted in grey. * Significant difference (P<0,05) between Torque and Peak Torque ratios.

Table 1. Means (± SD) of Peak Torque and Averaged Torque par angular range of 10° (in N.m) during concentric (CON) and eccentric (ECC) at 60°.s⁻¹ of internal (IR) and external (ER) shoulder rotation for dominant (D) and non-dominant shoulder (ND), associated physiological (ER/IR) and functional ratios (ERecc/IRcon ; IRecc/ERcon). Non-isokinetic ranges highlighted in grey.

Figure 1.

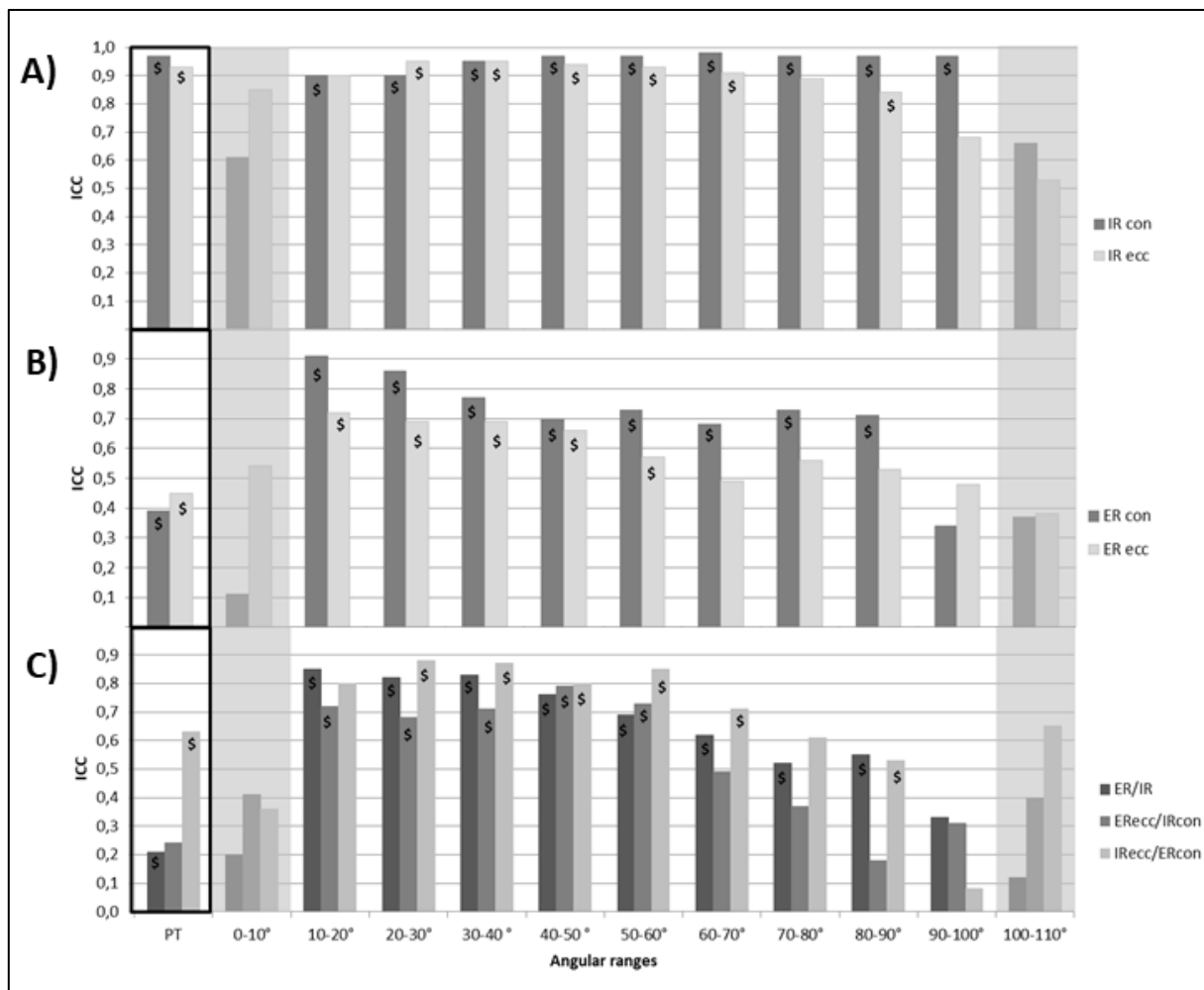


Figure 2.

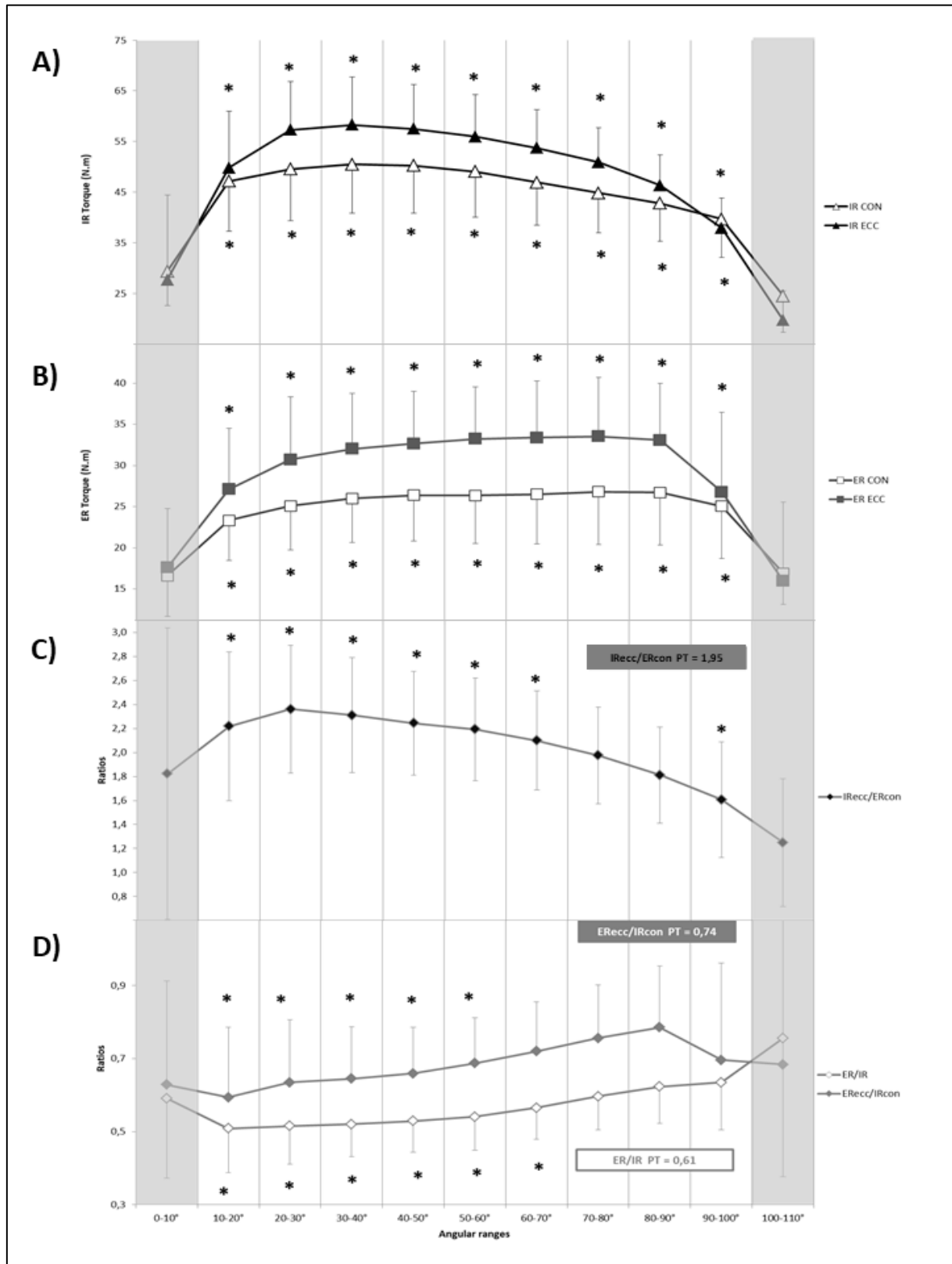


Table 1 : Means (\pm SD) of Peak Torque and Averaged Torque par angular range of 10° (in N.m) during concentric (CON) and eccentric (ECC) at 60°.s-1 of internal (IR) and external (ER) shoulder rotation for dominant (D) and non-dominant shoulder (ND), associated physiological (ER/IR) and functional ratios (ERecc/IRcon ; Irecc/ERcon). Non-isokinetic ranges highlighted in grey.

		n=22	PT	0-10°	10-20°	20-30°	30-40°	40-50°	50-60°	60-70°	70-80°	80-90°	90-100°	100-110°	
Torque (N.m)	D	CON	IR	53.79 (9.99)	29.39 (6.76)	47.19 (9.92)	49.53 (10.13)	50.51 (9.66)	50.27 (9.40)	49.05 (9.01)	46.92 (8.46)	44.87 (7.89)	42.81 (7.53)	39.70 (7.59)	24.53 (7.15)
			ER	32.51 (5.45)	16.61 (4.96)	23.33 (4.86)	25.08 (5.36)	25.99 (5.37)	26.40 (5.58)	26.37 (5.83)	26.50 (6.06)	26.81 (6.42)	26.71 (6.39)	25.05 (6.38)	16.90 (3.78)
		ECC	IR	62.55 (9.48)	27.68 (16.73)	49.82 (11.15)	57.30 (9.57)	58.29 (9.44)	57.47 (8.73)	55.94 (8.27)	53.71 (7.60)	50.91 (6.85)	46.36 (6.03)	37.91 (5.87)	19.71 (5.78)
			ER	38.62 (8.20)	17.61 (7.14)	27.11 (7.40)	30.71 (7.62)	32.02 (6.72)	32.66 (6.36)	33.24 (6.30)	33.39 (6.88)	33.54 (7.16)	33.09 (6.89)	26.79 (9.64)	15.95 (9.59)
	ND	CON	IR	51.87 (9.13)	28.62 (7.38)	44.70 (9.55)	46.53 (9.17)	47.83 (8.95)	47.31 (8.18)	45.55 (7.54)	43.16 (7.26)	40.69 (6.69)	38.36 (5.99)	35.51 (5.49)	21.55 (7.58)
			ER	27.46 (3.71)	13.56 (4.36)	19.95 (5.11)	21.45 (5.28)	22.10 (5.27)	22.25 (4.68)	22.34 (4.33)	22.26 (3.96)	22.61 (3.69)	23.15 (3.68)	21.98 (3.56)	14.36 (3.49)
		ECC	IR	56.98 (9.85)	27.21 (15.21)	46.69 (14.26)	51.36 (10.69)	52.09 (9.50)	51.63 (8.35)	50.00 (7.36)	47.25 (6.17)	43.36 (5.40)	38.69 (5.43)	31.01 (6.05)	17.40 (6.34)
			ER	34.39 (4.97)	15.25 (3.37)	23.33 (3.81)	27.84 (4.29)	29.87 (4.38)	30.38 (4.62)	30.48 (4.96)	30.50 (4.89)	29.66 (5.40)	28.18 (6.13)	23.19 (9.18)	12.94 (7.26)
Ratios	D	ER/IR	0.61 (0.09)	0.59 (0.22)	0.51 (0.12)	0.52 (0.10)	0.52 (0.09)	0.53 (0.09)	0.54 (0.09)	0.57 (0.09)	0.60 (0.09)	0.62 (0.10)	0.63 (0.13)	0.76 (0.38)	
		ERecc/IRcon	0.74 (0.16)	0.63 (0.28)	0.59 (0.19)	0.63 (0.17)	0.65 (0.14)	0.66 (0.13)	0.69 (0.12)	0.72 (0.13)	0.76 (0.15)	0.79 (0.17)	0.70 (0.27)	0.68 (0.41)	
		IRecc/ERcon	1.95 (0.27)	1.82 (1.21)	2.22 (0.62)	2.36 (0.53)	2.31 (0.48)	2.24 (0.43)	2.19 (0.43)	2.10 (0.41)	1.98 (0.40)	1.81 (0.40)	1.61 (0.48)	1.25 (0.53)	
	ND	ER/IR	0.54 (0.08)	0.51 (0.23)	0.46 (0.14)	0.47 (0.11)	0.47 (0.10)	0.48 (0.09)	0.50 (0.09)	0.52 (0.09)	0.56 (0.10)	0.61 (0.12)	0.64 (0.15)	0.82 (0.58)	
		ERecc/IRcon	0.68 (0.12)	0.57 (0.21)	0.55 (0.14)	0.62 (0.13)	0.64 (0.12)	0.66 (0.12)	0.68 (0.13)	0.72 (0.13)	0.74 (0.13)	0.74 (0.16)	0.67 (0.29)	0.73 (0.58)	
		IRecc/ERcon	2.06 (0.43)	2.25 (1.58)	2.47 (1.08)	2.51 (0.81)	2.46 (0.70)	2.39 (0.54)	2.29 (0.44)	2.17 (0.38)	1.96 (0.34)	1.70 (0.30)	1.44 (0.32)	1.31 (0.55)	

Article 4

Type d'article : Article original

Titre : Angular ranges method to calculate antagonist-agonist isokinetic ratios: application to knee and trunk assessment

Auteurs : Maryne Cozette, Gauthier Senechal, Pierre-Marie Leprêtre, Thierry Weissland

Revue :

Etat : Non-soumis

ANGULAR RANGES METHOD TO CALCULATE ANTAGONIST-AGONIST ISOKINETIC RATIOS: APPLICATION TO KNEE AND TRUNK ASSESSMENT

Cozette Maryne¹, Senechal Gauthier², Leprêtre Pierre-Marie^{1,3}, Weissland
Thierry⁴

¹ Laboratory of Physiological Adaptations to Exercise and Effort Rehabilitation (APERE), EA3300,
UFR-STAPS, University of Picardie Jules Verne, Amiens, France

² Functional Rehabilitation Center of « Trois Vallées », Corbie, France

³ Cardiovascular Rehabilitation Unit, Hospital Center of Corbie, Corbie, France

⁴ Laboratory of Integration of Material with the System (IMS), UMR 5218, University of Bordeaux,
Talence, France

Corresponding author :

Maryne Cozette

Laboratory of Physiological Adaptations to Exercise and Exercise Rehabilitation
(APERE), EA-3300, UFR-STAPS, University of Picardie Jules Verne,

Allée Pascal Grousset, 80025 Amiens cedex, France.

e-mail : maryne.cozette@u-picardie.fr

Short Running title :

Angular ranges method: application to knee and trunk

ABSTRACT

Purpose: Flexor and extensor muscles are important joint stabilizers for knee and trunk. Strength balance between extensors and flexors is an important parameter for performance and injury prevention in athletes. The isokinetic dynamometer is widely used to measure strength balance by calculating ratios. The objectives were: 1) To apply the angular ranges method to calculate the isokinetic ratios (T-ratios): physiological (flexors concentric/extensors concentric or KF/KE), and functional (flexors concentric/extensors eccentric or KF_{ecc}/KE_{con}) ratios of the knee, and the physiological ratios of the trunk (flexors concentric/extensors concentric or TF/TE and to compare T-ratios to the classical method associated with the unique use of peak torques (PT-ratios). 2) To test the absolute reliability of T-ratios. **Methods:** Nineteen volunteers participated in the study. Seventeen of them performed the isokinetic assessment of knee flexors and extensors in concentric and eccentric modes (31.6±10.6 years, 171.5±9.2 cm, 65.9±12.9 kg), and nine subjects performed the isokinetic assessment of trunk flexors and extensors in concentric mode (26.4±6.9 years, 174.3±6.8 cm, 69.9±13.0 kg). Isokinetic test was performed on Contrex MJ[®] dynamometer at 60°s⁻¹ after familiarization. T-test was used for comparing paired samples (P<0.05). The coefficients of variation (CV) were calculated to test the reliability. **Results:** T-ratios offered an excellent reliability. CV values ranged from 3.6 to 13.7% on isokinetic angular ranges. T-ratios were significant different (P<0.05) from PT-ratios, excepted on angular range 50-60° for knee T-ratios. **Conclusion:** The T-ratios provide information different from the PT-ratios, and this sectoral approach is a reliable method to assess muscle balance.

Keywords : reliability, muscle balance, strength, sport, rehabilitation

INTRODUCTION

Muscle balance between strength of agonist and antagonist muscle groups is explored to optimize motor performance (Saliba et Hrysomallis, 2001; Cometti et al., 2011), but also and mostly for rehabilitation programs and injury prevention in sport (Croisier et al., 2008; Dai et al., 2014; Knapman et al., 2017). Flexor and extensor muscles of the knee are important joint stabilizers. The agonist-antagonist strength balance is determinant to maintain the knee steady during accelerations and decelerations of the shank with respect to the thigh, and sufficient strength in both muscle groups is required for running, jumping, landing, and other dynamic activities (Willigenburg et al., 2015). Knee strength imbalance is considered as a risk factor in anterior cruciate ligament rupture (Dai et al., 2014) and hamstring muscle injury (Croisier et al., 2008). In the same way, strength balance between flexors and extensors of the trunk may contribute to spine stability, and can prevent musculoskeletal disorders such as low back pain (Iwai et al., 2004) and also lower limb injuries, including knee disorders (Raschner et al., 2012; De Blaiser et al., 2018; Emami et al., 2018). Raschner et al. (2012) showed significantly different in strength balance between trunk flexors and extensors in injured compared to uninjured ski racers. Authors identified trunk stability as a predominant critical factor for anterior cruciate ligament injuries in young ski racers.

The isokinetic dynamometer is widely used to measure strength balance between agonist and antagonist muscle groups (Cozette et al., 2019). Moreover, this device is known for its reliability in knee (Maffiulletti et al., 2007) and trunk assessment (Guilhem et al., 2014). Isokinetic dynamometer generates ratios that provide important informations about the relative strength of different muscle groups, or muscle balance, and facilitate the extrapolation of results without the need for normalization (Willigenburg et al., 2015). As part of the isokinetic assessment of the flexor and extensor muscles of the knee and trunk, the physiological ratio measured during concentric muscular contraction is commonly used.

$$\text{Physiological ratio or F/E ratio} = \frac{\text{Flexors concentric Peak Torque}}{\text{Extensors concentric Peak Torque}}$$

In order to better reflect functional reality, a second ratio was introduced by combining the concentric contraction of agonists with the eccentric reciprocal contraction of antagonists: the functional ratio. This ratio is particularly used to assess knee flexor and

extensor muscles in athletes. The functional ratio is representative for the take-off phase of a jump: knee extensor muscles contract and the shortening muscle fibers extend the knee, while a simultaneous eccentric contraction of the knee flexor muscles is required to decelerate the explosive knee extension, in order to prevent hyperextension and resulting damage to the knee joint (Willigenburg et al., 2015).

$$\text{Functional ratio or Fecc/Econ ratio} = \frac{\text{Flexors eccentric Peak Torque}}{\text{Extensors concentric Peak Torque}}$$

Classically, the isokinetic antagonist/agonist ratios are calculated with two measurements: the agonists peak torque (PT) and antagonists PT that correspond to the torque generated at a single point of the entire range of motion (ROM) for each muscle groups (Cozette et al., 2019). Furthermore, the respective agonist and antagonist PT values are not reached at the same angulation in the ROM (Brughelli et al., 2010; Coratella et al., 2015). PT-ratios do not have the ability to characterize the muscle balance variation inherent to the length-tension relationship (Cozette et al., 2019).

Thus, some authors have investigated sectoral analysis methods to assess knee muscle balance. The angle-specific torque (AST) method has been used to calculate physiological and functional ratios (Coombs and Garbutt, 2002; Cohen et al., 2015; Evangelidis et al. 2015; El-Ashker et al., 2017). This method consists of measuring the muscle torque at specific angle, generally each 10° of the ROM (Cozette et al., 2019). Kellis and Katis (2007) have used the angular ranges (AR) method to study the functional ratio. The AR method consists of recording the torque on all the ROM and averaging it by an angular range, generally by angular range of 10° (Cozette et al., 2019). The AST and AR methods seem relevant to assess more precisely the muscle balance or imbalance at each angular sector of joint motion, and so better ability to characterize the muscle balance variation inherent to the length-tension relationship. To our knowledge, no study has explored the physiological ratios of knee and trunk by using the AR method.

The purposes of this study were to: 1) Compare knee and trunk ratios using AR isokinetic method vs the classical PT method. 2) Determine the reliability of the AR method to assess flexors/extensors balance for knee and trunk. Assuming that angular range ratios provide information different from the PT-ratios, and that the sectoral approach is reliable, we here suggest an alternative isokinetic method to assess flexors

and extensors of knee and trunk based on sector analysis by angular ranges of 10° of the ROM.

METHODS

Subjects : Nineteen volunteers participated in the study. Seventeen of them performed the isokinetic assessment of knee flexors and extensors (31.6±10.6 years, 171.5±9.2 cm, 65.9±12.9 kg), including fourteen subjects who had also taken part in a reliability session. Nine subjects performed the isokinetic assessment of trunk flexors and extensors (26.4±6.9 years, 174.3±6.8 cm, 69.9±13.0 kg), including seven subjects who had also taken part in a reliability session. Each subject was familiarized with the experimental procedures before the study. All were free of musculoskeletal injuries and did not present any limitation to isokinetic testing. This study has been authorized by the French National Commission for Informatics and Liberties (declaration number: 2213934 v 0).

Protocol : All isokinetic tests were realised in an air-conditioned room (Temperature: ~20.3°C, Relative humidity: ~35.0% and Atmospheric pressure: ~762mmHg) after 10 minutes of standardized warm-up on an ergometer (REF?). A gravity correction was included for each assessment. The knee evaluation consisted of repeating 3 flexions/extensions between 20° and 90° (70° of ROM) at 60°.s⁻¹ in concentric (CON) and eccentric (ECC) modalities, intersepted by 2 minutes at rest. Each side was evaluated in random order. The knee evaluation was set in standardized position, previously defined by Maffiuletti et al. (2007), on a Con-trex® MJ dynamometer (Physiomed Elektromedizin AG, Schnaittach, Germany). The trunk evaluation consisted of repeating 3 flexions/extensions between 10° and 80° (70° of ROM) at 60°.s⁻¹ in concentric modality. Trunk evaluation was set in standardized position, previously defined by Müller et al. (2004) on a Con-trex® TP500 dynamometer (Physiomed Elektromedizin AG, Schnaittach, Germany). Participants were fixed to the dynamometer with adjustable straps. To minimize physical activity effects, the subjects were asked to avoid high-intensity exercise training one week before and during the study. The subjects of the test-retest reliability study were tested with the same protocol at one-week interval.

Data analysis : The torque (T) and peak torque (PT) values were measured for flexors (KF) and extensors (KE) of knees in concentric (CON) and eccentric (ECC) modalities, and flexors (TF) and extensors (TE) of trunk in CON. We distinguished the ratios calculated with the averaged torque by the angular range of 10° as T-ratios ($T_{KF/KE}$; $T_{KFecc/KEcon}$; $T_{TF/TE}$) and the ratios calculated with the peak torque as PT-ratios ($PT_{KF/KE}$; $PT_{KFecc/KEcon}$; $PT_{TF/TE}$).

The isokinetic dynamometer software transfers PT of the highest in a series of n repetitions. For three repetitions, only the best repetition associated with the PT was selected. To use the same method, we retained only the best data repetitions associated with PT. The Torque data was averaged by angular range of 10°. The amplitude of the angular ranges was set at 10° because in clinical practice, 10° is the precision offered by the measurement tools of the physiotherapists to quantify a significant progress or to determine a working range. To simplify the angular ranges we used integers (i.e 10-19.9° was reported as 10-20°). For sake of clarity, data were rounded to tenths.

Statistics : Means and standard deviations were calculated for all parameters measured. The normal distribution and homogeneity of variance were verified for each parameter. Shapiro-Wilk test was used to test normality. T-test was used for comparing paired samples. We used ANOVA with repeated measures followed by post-hoc analysis with Bonferroni t-test to compare the means for each angular range of 10°. The coefficient of variation (CV) was calculated to test the absolute reliability. The tests were performed using the full version of SPSS (IBM® SPSS® Statistics, Version 20.0.0, Chicago, USA). A significance level of $P < 0.05$ was selected for all tests.

RESULTS

Firthly, T-ratios were significant different ($P < 0.05$) from PT-ratios, excepted on angular range 50-60° for knee T-ratios (Fig. 1, Fig. 2).

All ratio values exhibited variations with the segment angulation. For both knees, the higher values of $T_{KF/KE}$ and $T_{KFecc/KEcon}$ ratios were found at angular range 20-30° (right side: $T_{KF/KE} = 1.16 \pm 0.48$ and $T_{KFecc/KEcon} = 0.94 \pm 0.49$; left side: $T_{KF/KE} = 1.41 \pm 0.47$ and

$T_{KF/KE}=0.36\pm 0.08$ and $T_{KF/KE}=0.31\pm 0.06$ and $T_{KF/KE}=0.36\pm 0.08$ and $T_{KF/KE}=0.31\pm 0.06$ and $T_{KF/KE}=0.36\pm 0.08$ and $T_{KF/KE}=0.31\pm 0.06$ (Fig. 1). PT-ratios values of knee were $PT_{KF/KE}=0.55\pm 0.08$ $PT_{KF/KE}=0.55\pm 0.08$ for right side, and were $PT_{KF/KE}=0.51\pm 0.08$ $PT_{KF/KE}=0.51\pm 0.08$ for left side. The higher values of $T_{TF/TE}$ ratio occurred at angular range 10-20° ($T_{TF/TE}=1.27\pm 0.31$) and decreased until angular range 70-80° ($T_{TF/TE}=0.24\pm 0.06$) (Fig. 2). PT-ratios values of trunk were $PT_{TF/TE}=0.51\pm 0.08$.

Secondly, CV was calculated for all ratios and reported in Table 1. As peak torque method usually used, the angular ranges method offered an good reliability on isokinetic angular ranges with values from 4.6 to 13.7% for $T_{KF/KE}$, from 7.8 to 11.8% for $T_{KF/KE}$, and from 3.6 to 6.9% for $T_{TF/TE}$. Lower CV were found at the onset and the end of the ROM. Hence, for the isokinetic angular ranges, the absolute reliability of T-ratios represented by CV index was good.

DISCUSSION

While developing this study, we had two considerations in mind. First, we aimed to apply the angular ranges method to F/E ratios of knee and trunk, and to compare AR-ratios with classical PT-ratios. A second consideration was to propose a reliable sectorial method. Our main results showed a significant difference between angular range ratios and PT-ratios, with an excellent reliability for the 10-by-10° angular approach (Stockes, 1985; Atkison et al., 1999).

Our results showed that the PT-ratios were globally similar to the "normative" values related in the literature. The normative values are generally between 0.50 and 0.70 for $PT_{KF/KE}$ (Calmels et al., 1997; Ayala et al., 2012; Araujo Ribeiro Alvarès et al., 2015), between 0.70 and 0.80 for $PT_{KF/KE}$ (Calmels et al., 1997; Ayala et al., 2012; Araujo Ribeiro Alvarès et al., 2015) and between 0.50 and 0.90 for $PT_{TF/TE}$ (Bernard et al., 2014; Muller et al., 2014; Song et al., 2016). Interestingly, the results showed significant differences between the PT-ratios and the T-ratios for the three calculated ratios (KF/KE; KF/KE; TF/TE), excepted on angular range 50-60° for all knee ratios. The T-ratios were averaged from the data points recorded per angular range while the PT-ratios were calculated from the maximum data point, independently of the angular position. The physiological and functional ratios of the knee were higher in

extension position and tended to decrease in flexion. The same observations were made for the flexors and extensors of the trunk, the difference in strength between these two muscle groups is accentuated in flexion.

The potential difference between respective agonist and antagonist muscle groups could be explained by biomechanical properties such as torque-angle relationship (Stefańska, 2006). Some factors like, elastic structures, muscle thickness, pennation angles and fascicle lengths, can affect the torque-angle relationship, and especially angle of the peak torque (Cohen et al., 2002; Brughelli et al., 2010; Coratella et al., 2015, Roberts, 2016). For example, Brughelli et al. (2010) showed significant difference in angles of peak torque between football players and cyclists for knee extensor ($70.8 \pm 3.5^\circ$ vs. $66.6 \pm 5.9^\circ$) and flexor ($26.2 \pm 2.9^\circ$ vs. $32.3 \pm 3.0^\circ$) muscle groups. In both cyclists and footballers the peak torque is reached for extensors in the second third of the ROM, while for the flexors the peak torque is reached in the first third of the ROM. This means that PT-ratios, that represent the muscle balance between agonists and antagonists, are calculated from two data that do not correspond to the same angular position. Sectoral approaches take into account muscle behavior in a dynamic perspective by quantifying the moment-angle relationship. In fact, the muscle balance between agonists and antagonists is calculated to dependent angular sector.

El Ashker et al. (2017) used the AST method to assess functional K_{Fecc}/K_{Econ} ratio at three different joint-angle-specific torque values (15° , 30° and 45° of knee extension) in supine position. They showed significant effect of joint angle on K_{Fecc}/K_{Econ} ratio of the dominant limb. Authors found a significant reduction in the K_{Fecc}/K_{Econ} ratio as knee moves towards full knee extension. Cohen et al. (2015) also used the AST method to appreciate the effect of simulated soccer on the functional ratio at specific joint angles. Authors showed selective decrements of K_{Fecc}/K_{Econ} at an angle close to full extension (10°) after soccer-specific activity. However, care should be taken when making any conclusions about extreme ranges of motion. Indeed, Ayala et al. (2012) showed poor absolute reliability of the AST method to calculate functional ratio in supine position at 10° (CV=61.2%), 20° (CV=35.7%), and 30° (CV=23.9%). In our study, we did not explore the full extension. Evangelidis et al. (2015) used the AST method to calculate conventional and functional knee ratios. They assessed flexors and extensors in concentric and eccentric mode at three angular velocity ($60^\circ s^{-1}$, $240^\circ s^{-1}$, $400^\circ s^{-1}$). The curves kinetics of the ratios at $60^\circ s^{-1}$ are in phase with our results; the

physiological and functional ratios tend to increase progressively from the flexion to the extension of the knee. In our study, we used only a slow angular velocity because it is more relevant for the muscular strength assessment (Brown et Weir, 2001). Moreover, the isokinetic range or “load range” where the angular velocity is controlled are weaker as the angular velocity increases (Mazuquin et al., 2016). Mazuquin et al. (2016) showed that isokinetic range of the dominant limb corresponded at 83.2% of the total time for knee extensors and 81.5% for knee flexors at 60°s^{-1} against 13.3% for extensors and 13.4% for flexors at 300°s^{-1} in football players.

Kellis & Katis (2007) explored functional ratio of the knee by using the AR method. The ROM was divided into 9 equal intervals from 0° to 90° of knee flexion, and torques measured were averaged on specific angular ranges. Authors showed significant main effect of angular position on $\text{KFecc}/\text{KEcon}$ ratios. Further, the ratios recorded at each angular position from 60° to 0° was significantly higher than the ratios recorded at angles from 90° to 71° . $\text{KFecc}/\text{KEcon}$ ratios were ranged from 3.14 ± 1.95 to 0.48 ± 0.13 . In the present study, the trends are the same; $\text{KFecc}/\text{KEcon}$ ratios decreased from knee incomplete extension (20°) to flexion (90°) with values ranged from 0.94 ± 0.49 to 0.51 ± 0.10 (right side) and from 1.15 ± 0.46 to 0.42 ± 0.10 (left side). This means that difference in strength developed by the two muscle groups is more important in the knee flexed positions (90°). We can think that the functional ratio is higher in knee extension positions, because it is on these angular ranges that the reciprocal-antagonist action of the flexors will stabilize the knee (Enoka, 2008). Indeed, the agonist muscles produce the main force for the movement, and antagonist activity is higher at the final phases of the movement to decelerate the limb and stabilize the joint. Between the study of Kellis & Katis (2007) and our study, the trends seem to match, but the values are different. Differences may be attributed to the populations used in each study and selected angular velocity; Kellis & Katis (2007) evaluated pubertal children at 120°s^{-1} , while we looked at recreational adults at 60°s^{-1} .

To our knowledge, no sectoral study has focused on the F/E strength muscle balance of the trunk. Our results showed a decrease of the $T_{\text{TF/TE}}$ ratios were ranged from 1.27 ± 0.31 ($10\text{-}20^{\circ}$) to 0.24 ± 0.06 ($70\text{-}80^{\circ}$). Excepted on the angular range $10\text{-}20^{\circ}$, the extensors strength generated is greater than flexors. The difference between this two muscle groups is even more accentuated than the flexion of the trunk is important. In order to better understand the mechanisms of strength production during

flexion/extension movements of the trunk, the combination of an electromyographic analysis would be interesting. The question of muscle balance of the trunk is a major parameter in the context of sports performance and injury prevention (Hibbs et al., 2008). A lack of trunk strength and stability is thought to result in an inefficient technique, which predisposes the athlete to injury; for example, low back pain is a common problem in any sport that requires significant repetitive flexion/extension movements (Hibbs et al., 2008). Some authors suggest that strength stability measures of the trunk should be considered for athlete screening in the context of performance and injury prevention (De Blaiser et al., 2018; Emami et al., 2018).

The method based on averaged torque per angular ranges of 10° was reliable to assess flexors and extensors of the knee and the trunk (Stockes, 1985; Atkison et al., 1999). CV values were lower in extreme angular ranges ($20\text{-}30^\circ$ and $80\text{-}90^\circ$ for knee, $10\text{-}20^\circ$ and $70\text{-}80^\circ$ for trunk). These results are consistent with those of Ayala et al. (2012) and is explained by the fact that this range is not isokinetic, and therefore the angular velocity is uncontrolled. Excepted on extreme angular ranges, the absolute reliability is good (Stockes, 1985; Atkison et al., 1999), with values from 4.6 to 13.7% for $T_{KF/KE}$, from 7.8 to 11.8% for $T_{KFecc/KEcon}$, and from 3.6 to 6.9% for $T_{TF/TE}$.

Thus, considering these elements, the angular range method appears to be applicable to the assessment of knee and trunk flexors and extensors, and reliable for determining dynamic stability during ROM. The results of this study are to be confirmed with a larger cohort, especially for trunk assessment.

PERSPECTIVE

Our method could be a complement to classical isokinetic assessment in order to provide additional information on antagonist/agonist muscle balance during the ROM. The analysis of torque by angular ranges can be used to screen athlete, quantify the gains generated by strenghtenning programs, but also to identify abnormalities, muscle deficits, and associate them with specific angular ranges. Especially since we now know the central role of muscle balance in the athlete in the occurrence of ligament injuries (e.g. anterior cruciate ligament rupture), tendon-muscle injuries (e.g. hamstring injury), or in the context of pain (e.g. chronic low back pain) (Mc Gill et coll., 2003; Kaux et

coll., 2013; Delvaux et coll., 2017) . The goal is to know the muscular profiles more precisely in order to optimize the strengthening programs for performance and injuries prevention.

ACKNOWLEDGMENTS

The authors thank the rehabilitation center of Corbie for the collaboration in this study.

This study was supported by the grants of French ministry of Research.

The authors declare no conflict of interest.

REFERENCES

Araujo Ribeiro Alvares JB, Rodrigues R, Azevedo Franke R, Cordeiro da Silva BC, Pinto RS, Vaz MA, Baroni BM. Inter-machine reliability of the Biodex and Cybex isokinetic dynamometers for knee flexor/extensor isometric, concentric and eccentric tests. *Phys Ther Sport* 2015;16:59-65.

Atkinson G, Nevill AM, Edwards B. What is an acceptable amount of measurement error? The application of meaningful “analytical goals” to the reliability of sports science measurements made on a ratio scale. *J Sports Sci* 1999;17:18.

Ayala F, De Ste Croix M, Sainz de Baranda P, Santonja F. Absolute reliability of hamstring to quadriceps strength imbalance ratios calculated using peak torque, joint angle-specific torque and joint ROM-specific torque values. *Int J Sports Med* 2012;33:909-916.

Bernard JC, Boudokhane S, Pujol A, Chaléat-Valauyer E, Le Blay G, Deceuninck J. Isokinetic trunk muscle performance in pre-teens and teens with and without back pain. *Ann Phys Rehabil Med* 2014;57:38-54.

Brown L, Weir. ASEP procedures recommendation I: accurate assessment of muscular strength and power. *J Exerc Physiol* 2001;4:1-21.

Brughelli M, Cronin J, Nosaka K. Muscle architecture and optimum angle of the knee flexors and extensors: a comparison between cyclists and Australian rules football players. *J Strength Cond Res* 2010;24(3):717-721.

Calmels PM, Nellen M, Van Der Borne I, Jourdin P, Minaire P. Concentric and eccentric isokinetic assessment of flexor-extensor torque ratios at the hip, knee, and ankle in a sample population of healthy subjects. *Arch Phys Med Rehabil* 1997;78:1224-1230.

CNIL (2019) Commission Nationale de l'informatique et des libertés. La loi informatique et libertés. Website accessed on June 26, 2019: <https://www.cnil.fr/fr/la-loi-informatique-et-libertes>

Cohen P, Chantraine A, Gobelet C, Ziltener JL. Influence of testing position on lumbar isokinetic measurements. *Ann Phys Rehabil Med* 2002;45:12-18.

Cohen DD, Zhao B, Okwera B, Matthews MJ, Delextrat A. Angle-specific eccentric hamstring fatigue after simulated soccer. *Int J Sports Physiol Perform* 2015;10:325-331.

Cometti G, Maffiuletti NA, Pousson M, Chatard JC, Maffulli N. Isokinetic Strength and Anaerobic Power of Elite, Subelite and Amateur French Soccer Players. *Int J Sports Med* 2001;22:45-51

Coombs R, Garbutt G. Developments in the use of the hamstring/quadriceps ratio for the assessment of muscle balance. *J Sports Sci Med* 2002;1(3):56-62.

Coratella G, Bellin G, Beato M, Schena F. Fatigue affects peak joint torque angle in hamstrings but not in quadriceps. *J Sports Sci* 2015;33(12):1276-1282.

Cozette M, Leprêtre PM, Doyle C, Weissland T. Isokinetics strength ratios: conventional methods, current limits and perspectives. *Front Physiol* 2019;10:567.

Croisier JL, Ganteaume S, Binet J, Genty M, Ferret JM. Strength imbalances and prevention of hamstrings injury in professional soccer players. A prospective study. *Am J Sports Med* 2008;36(8):1469-1475.

Dai B, Mao D, Garrett WE, Yu B. Anterior cruciate ligament injuries in soccer. Loading mechanisms, risk factors, and prevention programs. *J Sport and Health Sci* 2014;3:299-306.

De Blaiser C, Roosen P, Willems T, Danneels L, Vanden Bossche L, De Ridder R. Is core stability a risk factor for lower extremity injuries in an athletic population? A systematic review. *Phys Ther Sport* 2018;30:48-56.

Delvaux F, Kaux JF, Croisier JL. Lower limb muscle injuries: risk factors and preventive strategies. *Sci Sport* 2017;32:179-190.

El-Ashker S, Carson BP, Ayala F, De Ste Croix M. Sex-related differences in joint-angle-specific functional hamstring-to-quadriceps strength ratios. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc* 2017;25:949-957.

Emami M, Mohseni Bandpai MA, Rahmani N, Biglarian A, Taghipour M. Association between trunk muscles characteristics with lower limb injuries: A systematic review. *Phys Ther Sport* 2018;32:301-307.

Enoka RM. *Neuromechanics of human movement, 4th edition*. Champaign, IL: Human Kinetics;2008,551p.

Evangelidis PE, Pain MTG, Folland J. Angle-specific hamstring-to-quadriceps ratio: a comparison of football players and recreationally active males. *J Sports Sci* 2015;33(3):309-319.

Guilhem G, Giroux C, Couturier A, Maffiuletti NA. Validity of trunk extensor and flexor torque measurements using isokinetic dynamometry. *J Electromyogr Kinesiol* 2014;21:986-993.

Hibbs AE, Thompson K, French D, Wrigley A, Spears I. Optimizing performance by improving core stability and core strength. *Sports Med* 2008;38(12):995-1008.

Iwai K, Nakazato K, Irie K, Fujimoto H, Nakajima H. Trunk Muscle Strength and Disability Level of Low Back Pain in Collegiate Wrestlers. *Med Sc. Sports Exerc* 2004;36(8):1296–1300.

Jessop DM, Pain MTG. Maximum velocities in flexion and extension actions for sport. *J Hum Kinet* 2016;50:37-44.

Kaux JF, Delvaux F, Forthomme B, Massart N, Daniel C, Crielaard JM, Croisier JL. Risk factors of anterior cruciate ligament tears: neuromuscular status. *J Traumatol Sport* 2013;30:248-252.

- Kellis E, Katis A. Quantification of functional knee flexor to extensor moment ratio using isokinetics and electromyography. *J Athl Train* 2007;42(4):477-485.
- Knapman HJ, Fallon T, O'Connor M, Titmus LA, Choy ST, Hornsby C, Marsden JF, Shum GL. The effect of elastic therapeutic taping on lumbar extensor isokinetic performance. *Phys Ther Sport* 2017;15:9-14.
- Mazuquin BF, Dela Bela LF, Pelegrinelli ARM, Dias JM, Carregaro RL, Moura FA, Selfe J, Richards J, Brown LE, Cardoso JR. Torque-angle-velocity relationships and muscle performance of professional and youth soccer players. *Int J Sports Med* 2016;37:992-996.
- Maffiuletti NA, Bizzini M, Desbrosses K, Babault N, Munzinger U. Reliability of knee extension and flexion measurements using the Con-Trex isokinetic dynamometer. *Clin Physiol Funct Imaging* 2007;27:346-353.
- McGill SM, Grenier S, Kavcic N, Cholewicki J. Coordination of muscle activity to assure stability of the lumbar spine. *J Electromyogr Kinesiol* 2003;13:353-359. DOI: 10.1016/S1050-6411(03)00043-9.
- Müller J, Müller S, Stoll J, Frölich K, Baur H, Mayer F. Reproducibility of maximum isokinetic trunk strength testing in healthy adolescent athletes. *Sports Orthop Traumatol* 2014;30:229-237.
- Raschner C, Platzner H, Patterson C, Werner I, Huber R, Hildebrandt C. The relationship between ACL injuries and physical fitness in young competitive ski racers: A 10-year longitudinal study. *Br J Sports Med* 2012;46(15):1065-1071.
- Roberts TJ. Contribution of elastic tissues to the mechanics and energetics of muscle function during movement. *J Exp Biol* 2016;219:266-275.
- Saliba L, Hrysomallis C. Isokinetic strength related to jumping but not kicking performance of Australian footballers. *J Sci Med Sport* 2001;4(3):336-347.
- Song JY, Park JW, Lee CB, Eun D, Jang JH, Lee HJ, Hyun GS, Park JM, Cha JY, Cho NH, Ko IG, Jin JJ, Jin YY, Ham DW, Jee YS. Analysis of ipsilateral and bilateral ratios in male amateur golfers. *J Exerc Rehabil* 2016;12(2):99-108.

Stockes M. Reliability and repeatability of methods for measuring muscle in physiotherapy. *Physiother Theory Pract* 1985;1:71-76.

Willigenburh NW, McNally MP, Hewett TE. Quadriceps and hamstrings strength in athletes. In: *Hamstring and quadriceps injuries in athlete. Clinical guide*. New-York: Kaeding & Brochers;2014,151p.

Captions

Figure 1. Evolution of the knee ratios per angular range of 10° (T-ratios) at $60^\circ.s^{-1}$ for right and left sides. NS = Non significant * Significant difference ($P<0.05$) ** Significant difference ($P<0,01$) between T-ratios and PT-ratios.

Figure 2. Evolution of the trunk ratios per angular range of 10° (T-ratios) at $60^\circ.s^{-1}$. NS = Non significant * Significant difference ($P<0.05$) ** Significant difference ($P<0.01$) between T-ratios and PT-ratios.

Table 1. Absolute reliability index (coefficient of variation, CV; in %) of flexors to extensors ratios (F/E) calculated with peak torques (PT-ratios), and per angular ranges of 10° for knee flexors in concentric to knee extensors in concentric (KF/KE), knee flexors in eccentric to knee extensors in concentric (KFecc/KEcon), and trunk flexors in concentric to trunk extensors in concentric (TF/TE).

<i>Knee F/E ratios (n=17)</i>		PT-ratios	20-30°	30-40°	40-50°	50-60°	60-70°	70-80°	80-90°
KF/KE	Right	4.3	21.4	5.2	5.1	4.6	5.6	6.5	12.3
	Left	6.5	17.1	11.3	10.5	12.5	13.7	13.3	21.4
KFecc/KEcon	Right	9	28.7	10.2	9.5	11.4	11.3	11.8	13.0
	Left	8.7	19.3	7.9	7.8	9.2	9.6	9.1	16.7
<i>Trunk F/E ratios (n=7)</i>		PT-ratios	PT-ratios	10-20°	20-30°	30-40°	40-50°	50-60°	60-70°
TF/TE		3,9	3,9	19.2	6.9	4.3	3.6	4.0	5.8

Figure 1.

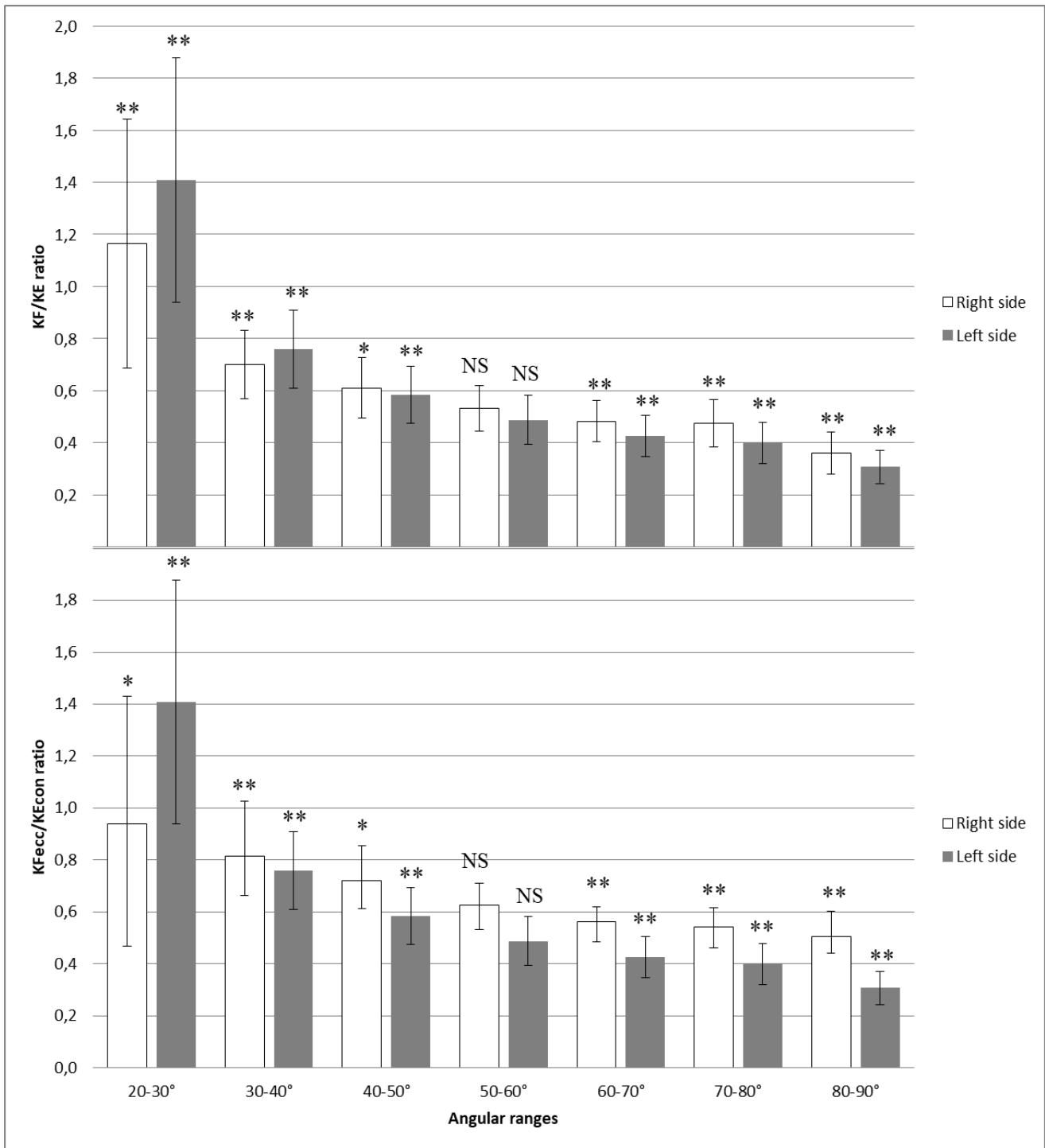
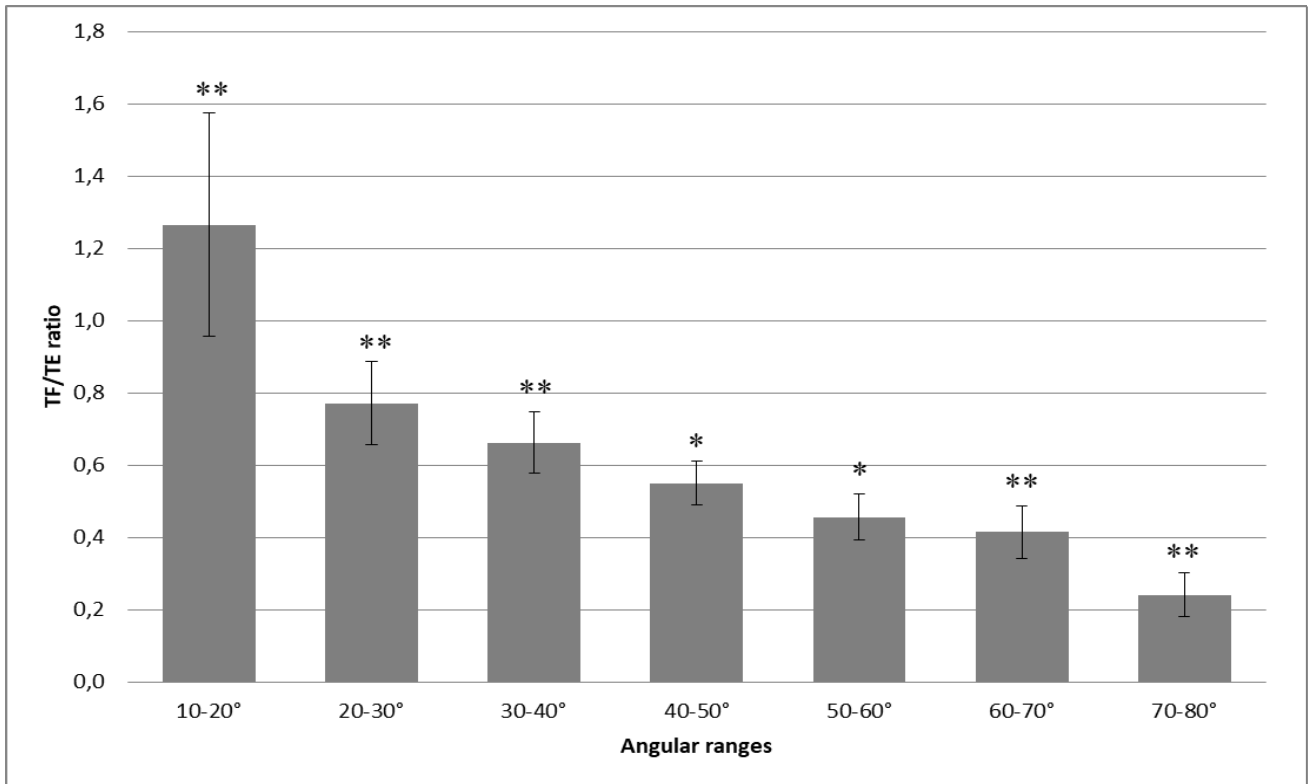


Figure 2.



Production scientifique

Publications dans des revues internationales indexées à comité de lecture :

- Cozette M, Leprêtre PM, Doyle C, Weissland T. Isokinetic strength ratios: conventional methods, current limits and perspectives. *Frontiers in Physiology* 2019;10:567. [DOI: 10.3389/fphys.2019.00567] (Q2; IF:3,394)
- Weissland T, Cozette M, Doyle C, Gabrion A. Isokinetic profil of shoulder rotators in basketball players. *Journal of Sports Medicine and Physical Fitness*, 2018. [DOI: 10.23736/S0022-4707.18.07973-2] (Q2; IF:1,302)

Articles soumis dans des revues internationales indexées à comité de lecture :

- Cozette M, Leprêtre PM, Weissland T. Instrumental techniques to assess strength and muscle balance. (Soumis dans la revue *Science & Sports*, Q2; IF:1,302)
- Cozette M, Leprêtre PM, Weissland T. Angular ranges as a reliable method for isokinetic assessment of shoulder rotator muscles. (Soumis dans *Journal of Medical Engineering & Physics*, Q2; IF:1,785)

Actes de congrès publiés dans des revues internationales à comité de lecture :

- Cozette M, Weissland T, Leprêtre PM. Etude de la balance musculaire au cours de mouvement de rotation de l'épaule: Fiabilité de la méthode par plage angulaire. *Science & Sport*. 2018. [DOI: 10.1016/j.scispo.2018.03.016] (Q2; IF: 3,394)
- Cozette M, Weissland T, Leprêtre P-M, Gabrion A, Doyle C, Delanaud S. Wrist movements during isokinetic assessment of muscle rotators of the shoulder. *Annals of Physical and Rehabilitation Medicine*. 60S:e74-e75, 2017. [DOI: 10.1016/j.rehab.2017.07.191] (Q1; IF:4,196)
- Cozette M, Delanaud S, Lepretre P-M, Weissland T. Evolution of isokinetic torque ratios of shoulder rotator muscles. *Annals of Physical and Rehabilitation Medicine*. 59S:e15-e23, 2016. [DOI: 10.1016/j.rehab.2016.07.041] (Q1; IF:4,196)

Invitation à communiquer en congrès :

- Cozette M, Weissland T, Leprêtre PM. Comparaison de deux méthodes isocinétiques pour apprécier les effets d'un programme de renforcement. Congrès National des Professionnels en Activité Physique Adaptée. 13-14 Juin 2019, Bobigny, France.

Communications orales congrès nationaux :

- Cozette M, Weissland T, Leprêtre PM. Etude de la balance musculaire au cours de mouvement de rotation de l'épaule: Fiabilité de la méthode par plage angulaire. Journées Francophones en Activités Physiques Adaptées. 23-25 Mai 2018, Toulon, France.
- Cozette M, Leprêtre P-M, Gabrion A, Doyle C, Delanaud S, Weissland T. Mouvements compensatoires du poignet au cours d'un test isocinétique des muscles rotateurs de l'épaule. 32ème Congrès de la SOFMER. 5-7 Octobre 2017, Nancy, France.
- Cozette M, Weissland T. Reproductibilité des paramètres isocinétiques des muscles rotateurs de l'épaule au cours du mouvement. XVIIIèmes rencontres isocinétiques. 25 Novembre 2016, Paris, France.
- Cozette M, Weissland T. Mouvements compensatoires du poignet lors d'une évolution isocinétique des muscles rotateurs de l'épaule. XVIIIèmes rencontres isocinétiques. 25 Novembre 2016, Paris, France.
- Cozette M, Delanaud S, Lepretre P-M, Weissland T. Evolution des ratios associés aux muscles rotateurs de l'épaule au cours du mouvement isocinétique. 31ème Congrès de la SOFMER. 13-15 Octobre 2016, Saint-Etienne, France.
- Cozette M, Weissland T. Etude de l'évolution des paramètres isocinétiques des muscles rotateurs de l'épaule au cours du mouvement. XVIIèmes rencontres isocinétiques. 20 Novembre 2015, Paris, France.

Communication affichée en congrès international :

- Cozette M, Delanaud S, Lepretre P-M, Weissland T. Evolution of isokinetic torque ratios of shoulder rotator muscles during movement. 20th European Congress of Physical and Rehabilitation Medicine. 23-28 Avril 2016, Lisbonne, Portugal.

Communications affichées en congrès nationaux :

- Sibille D, Cozette M, Weissland T, Leprêtre PM Faut-il imposer un niveau minimal d'activités physiques en période de vacances scolaires pour maintenir la capacité de performance des footballeurs de catégorie U16 en centre de formation ? 18ième Congrès de l'Association des Chercheurs en Activités Physiques et Sportives. 28-31 Octobre 2019, Paris, France.
- Cozette M, Leprêtre PM, Weissland T. Comparaison d'un programme de renforcement en amplitude complète versus en amplitude réduite sur la balance musculaire entre les muscles rotateurs internes et externes de l'articulation scapulo-humérale. 7ième Journée Amiénoise de la Recherche en Santé. 17 Janvier 2019, Amiens, France.
- Houssein Ali M, Cozette M, Ahmaidi S, Mahamoud Yonis S, Leprêtre PM. Video analysis of physical match performance, and decision-making location in African male soccer central referees. 17ième Congrès de l'Association des Chercheurs en Activités Physiques et Sportives. 29-31 Octobre 2017, Dijon, France.

Distinction :

- Lauréat du concours Medimex de la meilleure présentation lors des XVIIIèmes rencontres isocinétiques, Hôpital Rothschild, 2016, Paris, France. « Reproductibilité des paramètres isocinétiques des muscles rotateurs de l'épaule au cours du mouvement ».



Modules validés auprès de l'Ecole Doctorale 585

- Ecriture scientifique domaine biologie médecine
- Mets ta recherche en récit volet conter sa recherche
- Mets ta recherche en récit volet sciences en BD
- Programmation sous le logiciel R
- Sensibilisation au métier de conseil
- Programmation sous le logiciel LaTeX
- Sensibilisation à la sécurité informatique, à la Cybersécurité
- Introduction au Big data et à la science des données
- Ethique de la Recherche et à l'intégrité scientifique
- Propriété Industrielle - Protection et exploitation par voie de brevet
- Enseigner à l'Université

Activités complémentaires

Enseignement

- Diplôme Universitaire Isocinétisme depuis 2016, à l'Université Lille 2.
- Jury de mémoire de Licence et de Master STAPS.
- Contrat doctoral élargi :
 - ❖ 18 CM sur l'analyse des déficiences motrices (Licence 2 STAPS mention Activité Physique Adaptée et Santé) ;
 - ❖ 18 CM et 10 TD sur l'évaluation des capacités et des aptitudes (Licence 3 STAPS mention Activité Physique Adaptée et Santé).

Engagement et responsabilité

- Suppléante au conseil de l'Ecole Doctorale 585
- Gestionnaire du matériel du laboratoire APERE-EA3300

Activité Physique Adaptée

- Enseignante en Activité Physique Adaptée à l'EHPAD (Etablissement d'Hébergement pour Personnes Agées Dépendantes) de Villers-Bretonneux, France.

Vulgarisation scientifique (en partenariat avec Ombelliscience)

- Emission radio :
 - ❖ Audio Sapiens, Radio Campus 87.7FM, Amiens, France.
- Conférences grand public :
 - ❖ La Science, la Société et Moi, édition 2018, Amiens, France ;
 - ❖ Pint of Science, édition 2019, Amiens, France ;
 - ❖ Telling science drawing science, édition 2019, Angoulême, France (Figure 20).



UN BUT POUR LA SCIENCE



Figure 24. Planche de Bande Dessinée réalisée avec Ombelliscience pour le congrès « Telling Science Drawing Science » se déroulant à Angoulême du 15 au 17 Mai 2019.

Résumé

Introduction : L'isocinétisme constitue une référence pour l'évaluation de la balance musculaire agonistes-antagonistes par la génération de ratios. Les ratios isocinétiques classiques sont associés aux valeurs « pic », qui représentent l'équilibre entre les groupes musculaires agonistes et antagonistes en conjuguant deux valeurs à angle non-dépendant. De plus, les ratios classiques ont une fiabilité discutée dans la littérature. **Objectif :** L'objectif général était de proposer une alternative fiable, et plus proche de la réalité fonctionnelle, en utilisant une approche isocinétique sectorielle représentée par le calcul de ratios agonistes/antagonistes par plage angulaire de 10°. **Matériel et Méthode :** Trois études ont été menées, chaque étude portant sur des sites articulaires particulièrement impliqués dans la motricité humaine, et également très concernés par la survenue de blessure en lien avec la balance musculaire des principaux groupes stabilisateurs. Il s'agit respectivement de l'articulation scapulo-humérale (muscles rotateurs interne/externe), de l'articulation fémoro-tibiale (muscles fléchisseurs/extenseurs), et du rachis lombaire (muscles fléchisseurs/extenseurs). Les sujets étaient des volontaires sains, non spécialistes d'une pratique sportive. Les ratios par plage angulaire de 10° étaient comparés entre les plages angulaires et également par rapport aux ratios classiques associés aux valeurs « pic ». La reproductibilité était évaluée pour l'ensemble des ratios. **Résultats :** Nos études ont montré que les ratios par plage angulaire étaient évolutifs au cours du mouvement et significativement différents des ratios classiques. De plus, nos résultats ont mis en exergue une bonne reproductibilité absolue des ratios associés aux plages angulaires de 10°. **Conclusion :** La méthode sectorielle associée aux plages angulaires de 10° permet une évaluation fiable et pertinente de la balance musculaire par une analyse plus fine d'un paramètre majeur de la fonction musculaire impliqué dans la physiopathologie et la performance motrice. **Mots clés :** Balance musculaire, Ratios, Epaule, Genou, Tronc, Reproductibilité.

Abstract

Introduction: Isokinetic tool is a reference to assess the agonist-antagonist muscle balance by generating ratios. Classical isokinetic ratios are associated with peak torque values, which represent the balance between agonist and antagonist muscle groups by combining two non-dependent angle values. In addition, the classical ratios have a moderate reliability. **Objective:** The general objective was to propose a reliable alternative to assess agonists-antagonists muscle balance in dynamic perspective by using a sector approach: the angular range method. **Material and method:** Three studies were conducted, each study involving joint particularly involved in human motion, and also in injury occurrence related to the muscle balance between the main joint stabilizers. These are respectively scapulohumeral joint (internal and external rotator muscles), femoro-tibial joint (flexor and extensor muscles), and lumbar spine (flexor and extensor muscles). Subjects were healthy volunteers, not specialists in a sport. The ratios by angular range of 10° were compared between the angular ranges and also compared to the classical ratios associated with the peak torques. Reliability was evaluated for all ratios. **Results:** All studies have shown that angular range ratios were significantly different between angular ranges and also significantly different to the classical peak torque ratios. In addition, the results have highlighted a good absolute reliability of the ratios associated with the angular ranges of 10°. **Conclusion:** The sector method associated with angular ranges of 10° allows a reliable and relevant assessment of the muscle balance by a finer analysis of a major parameter of muscle function involved in physiopathology and motor performance. **Key words:** Muscle balance, Ratios, Shoulder, Knee, Trunk, Reliability.