

Rapport de Recherche

Développer des valeurs normatives
des ratios et asymétries de force
maximale isométrique des muscles
de la hanche pour des athlètes élités

rédigé par

Patrick Marion

avec la collaboration scientifique de

Kevin Aizen, Gauthier Desmyttere,
Élodie Monga-Dubreuil, Romain Martinez et
Najoua Assila.

sous la direction de

Mickaël Begon

1 Table des matières

1 Table des matières	1
2 Rappel du contrat de recherche	4
2.1 Étude 1: Natation artistique	4
2.2 Étude 2: Patinage courte piste et Waterpolo	5
2.3 Points saillants et recommandations découlant du projet	5
3 Introduction scientifique	7
4 Prédiction de performance en natation artistique	9
4.1 Introduction	9
4.2 Methods	10
4.2.1 Experimental procedures	10
4.3.1 Modeling and simulation	11
4.4 Results	12
4.4.1 Variables distribution	12
4.4.2 Model evaluation	13
4.4.3 Model interpretation	13
4.5 Discussion	14
4.6 Conclusion	16
4.7 Acknowledgement	17
4.8 Supplementary material	17
4.8.1 Appendix 1	17
4.8.2 Appendix 2	17
4.8.3 Appendix 3	18
4.8.4 Appendix 4	18
5 Méthode	21
5.1 Participants	21

5.2	Protocole pour valeurs normatives de forces à la hanche	21
5.3	Protocole pour suivi longitudinal Waterpolo	23
5.3.1	Forces isométriques maximales à la hanche	24
5.3.2	Force de rétro pédalage verticale maximale	26
5.3.3	Hauteur de saut vertical maximale dans l'eau	26
5.3.4	Questionnaire de blessures	27
5.3.5	Questionnaire de perception de la charge d'entraînement	27
5.4	Traitement de données	27
5.4.1	Forces maximales isométriques (GroinBar)	27
5.4.2	Forces de rétro pédalage verticale maximale	28
5.4.3	Hauteur de saut vertical maximale dans l'eau	28
5.4.4	Questionnaire de blessures	29
5.4.5	Calcul de la charge d'entraînement	29
5.5	Statistiques	29
5.5.1	Forces maximales isométriques	29
5.5.2	Analyse des données longitudinales (Waterpolo)	30
6	Résultats	31
6.1	Fiabilité des mesures de force	31
6.2	Forces isométriques maximales à la hanche	31
6.2.1	Waterpolo	34
6.2.2	Patinage courte piste	36
6.2.3	Natation artistique	38
6.3	Ratio des muscles agoniste-antagoniste	40
6.4	Suivi longitudinal (waterpolo)	41
6.4.1	Mesures de performance	41
6.4.3	Perception de l'effort (Session RPE)	42
6.4.4	Questionnaire de blessures OSTRQ	43
6.4.5	Corrélations entre blessures, fatigue et mesures de performance	44
7	Discussion	45
7.1	Fiabilité des mesures	45

7.2 Force isométriques maximales à la hanche	45
7.3 Suivi longitudinal (Waterpolo)	47
8 Conclusion	49
9 Références	50

2 Rappel du contrat de recherche

Dans le cadre du contrat de recherche intitulé “Développer des valeurs normatives des ratios et asymétries de forces maximale isométrique des muscles de la hanche pour des athlètes élités”, deux études étaient anticipées : l’une sur la natation artistique l’autre sur le patinage courte piste. Alors que des mesures ont été collectées ponctuellement avec le groupe de patinage courte piste, il n’a pas été possible de mettre en place le suivi longitudinal comme anticipé. C’est pourquoi nous avons mis en place une troisième étude avec l’équipe nationale masculine de waterpolo. Trois travaux dirigés se sont ajoutés au présent contrat pour permettre le présent rapport.

2.1 Étude 1: Natation artistique

Objectif : Développer des valeurs normatives des ratios et asymétries de force maximale isométrique des muscles de la hanche pour des athlètes élités, et examiner la relation de celles-ci avec la performance aux tâches de *body-boost* et *egg-beater* effectuées dans l’eau.

Livrables attendus : Des valeurs normatives et seuils seront calculées à partir des données mesurées sur le GroinBar. Les mesures de forces absolues et normalisées par rapport au poids, les ratios des muscles agonistes/antagonistes ainsi que les asymétries gauche/droite de chaque athlète seront envoyés aux entraîneurs, en plus des performances pour les trois tests spécifiques à la natation artistique. Toutes ces données permettront aussi le développement d’un modèle de prédiction de la performance aux trois tests spécifiques à partir des valeurs de forces obtenues avec le GroinBar. Finalement, les mesures de force à la hanche serviront à des analyses comparatives entre disciplines connexes.

Résumé des livrables : Les forces maximales isométriques ont été collectées chez 92 nageuses artistiques ainsi que la hauteur atteinte lors des mouvements de rétro-pédalage et poussée verticale. Les coefficients de corrélation intraclasse ($0.78 < CCI < 0.88$) ont permis de montrer la répétabilité des mesures d’une répétition à l’autre pour ce groupe de sportifs.

Un algorithme de *gradient boosting* a permis d’établir de prédire les performances sportives en fonction des forces isométriques avec une précision similaire à la résolution des échelles FINA utilisées en compétition. Comme les relations sont complexes nous avons proposé deux méthodes pour l’utilisation du modèle à des fins de préparation physique: 1) simuler l’effet d’augmentation de force ou de réduction des asymétries gauche/droite sur la performance ; 2) optimiser les améliorations minimales pour augmenter la performance de 0.5 point de hauteur ou un certain pourcentage de force.

Les valeurs normatives sont présentées avec celle des autres sports alors que les travaux sur l’apprentissage machine sont présentés dans un draft d’article, inclus dans ce rapport, qui sera soumis prochainement.

2.2 Étude 2: Patinage courte piste et Waterpolo

Objectif : Développer des valeurs normatives des ratios et asymétries de force maximale isométrique des muscles de la hanche pour des athlètes élités, ainsi que leur relation avec le risque de blessures au cours d'une saison.

Livrables : Des valeurs normatives et seuils seront calculées à partir des sportifs n'ayant pas eu de blessures à l'aine qui ont nécessité un arrêt ou une adaptation de l'entraînement dans les 6 mois suivant la mesure. Par la suite il sera possible de faire des corrélations entre les ratios, les asymétries et valeurs de force normalisées avec le nombre de rencontre médicales pour des problèmes à l'aine. Finalement, nous ferons des analyses comparatives entre disciplines connexes.

Résumé des livrables : Les forces maximales à la hanche ont été collectées pour 23 patineurs de courte piste et, de façon hebdomadaire sur une période de 27 semaines (entre Septembre 2018 et Mars 2019), pour 13 joueurs de waterpolo. La performance à des tâches spécifiques (rétropédalage résisté, saut vertical) a aussi été mesurée toutes les semaines ainsi que le suivi de la charge d'entraînement au moyen d'un questionnaire sur la perception de l'effort (session-RPE) rempli chaque séance et un questionnaire sur l'état de santé rempli de manière hebdomadaire.

2.3 Points saillants et recommandations découlant du projet

L'expérience acquise lors de ce projet de recherche financé par l'INS Québec et en partenariat avec trois équipes sportives permet de formuler les recommandations suivantes :

- Le Groinbar a le potentiel d'être un outil utilisable au quotidien par les sports car il est simple d'utilisation, il est robuste et les mesures répétables comme l'expertise de l'expérimentateur influence peu le résultats. La simplicité de l'interface et d'exécution des tests laisse penser que l'athlète pourrait s'évaluer lui-même. Toutefois, la stabilité de la connexion entre l'appareil, l'ordinateur et la base de données infonuagique est laborieuse, au point de perdre des données ou avoir des délais non compatible avec un usage quotidien. Nous avons pu apprécier des améliorations du produit tout au long du projet de recherche tant sur le matériel (qualité des connectiques, masse et dimension du produit, fréquence d'acquisition de 50 à 400 Hz) que sur le versant logiciel (compatibilité sur plusieurs systèmes d'exploitation; communication wifi, etc.)
- Si la fiabilité des mesures du Groinbar sont en général bonnes ($0.78 < CCI < 0.88$), nos études complémentaires sur le soccer ont montré qu'il est préférable de toujours effectuer 3 mesures et d'en extraire la meilleure performance.
- L'analyse des forces isométriques des muscles de la hanche a révélé différents profils de forces selon le sport. Conséquemment, nous recommandons d'utiliser des valeurs normatives propres à chaque sport comme valeur de référence.
- L'apprentissage machine et l'utilisation des modèles en découlant a un fort potentiel pour personnaliser la préparation physique en simulant et ou optimisant l'effet de gains de force (d'autres qualités physiques pourraient être mesurées et incluses dans les modèles) sur la performance de tâches sportives. Nous conseillons toutefois d'inclure une population d'athlète bien plus large que les équipes nationales pour augmenter la variance et par conséquent la qualité du modèle prédictif.

- L'évaluation hebdomadaire tant pour des tests de fonction de la hanche (Groinbar) que de tâches plus spécifiques (e.g. poussées verticales) s'est facilement intégrée dans la planification de l'équipe de waterpolo. Toutefois, nous pensons que le tests de force verticale en rétropédalage a nécessité une longue période d'habituatation pour être capable de réaliser le test à pleine capacité. Aussi, l'utilisation d'un outil pour le suivi de blessures (Oslo Sports Trauma Research Questionnaire) a été sensible à plusieurs conditions ayant le potentiel d'influencer la performance des athlètes - même celles ne nécessitant pas l'intervention de l'équipe médicale. Ce questionnaire étant rempli sur place avant de faire les tests de suivi de performance, le taux de participation était relativement bon. Par contre, le taux de participation au questionnaire de suivi de la charge de l'entraînement était beaucoup plus faible, et souvent mal rempli. Ce questionnaire était rempli en ligne par les athlètes au moment qui leur était opportun. Nous proposons que tous les questionnaires soient remplis sur place afin d'améliorer le taux de participation.
- Un des objectifs était de mettre en corrélation la performance à ces mesures de suivi et la charge d'entraînement ainsi que l'occurrence de blessures. Aucune corrélation substantielle n'a été observée. Nous attribuons ces observations au fait qu'aucune fatigue substantielle n'a été accumulée (tel que mesurée via le suivi de perception de l'effort) et qu'aucune blessure significative a été rapportée au cours de la période de suivi. De plus, le taux de participation au questionnaire de suivi de la perception de l'effort (session RPE) était très faible.

3 Introduction scientifique

Les blessures non-traumatiques à l'aine (incluant abducteurs, adducteurs et rotateurs de la hanche) sont communes dans de nombreux sports (Anderson, Strickland et Warren, 2001) et nécessitent une longue période de réadaptation. Les mécanismes associés à ce type de blessure diffèrent selon la nature du sport pratiqué. Pour les sports se pratiquant sur la glace, comme le hockey ou le patinage de vitesse, ce type de blessure est communément associé à une contraction excentrique rapide et non contrôlée subséquente à la phase de propulsion du patin (Kuhn, Noonan, Kelly, Larson et Bedi, 2016). Pour les sports aquatiques, comme la nage artistique et le waterpolo, les blessures à l'aine sont associées au volume élevé de mouvements répétitifs sollicitant l'articulation de la hanche lors du rétro-pédalage (Girdwood et Webster, 2017).

Certains facteurs ont été associés aux blessures à la hanche. Notamment, un historique de blessure à la hanche (Whittaker, Small, Maffey et Emery, 2015), un débalancement entre les muscles agonistes et antagonistes (Tyler, Nicholas, Campbell et McHugh, 2001), et une asymétrie entre les membres inférieurs gauche/droite (J. Ryan, DeBurca et Mc Creesh, 2014).

L'évaluation de la force à l'articulation de la hanche est une avenue proposée afin d'identifier les athlètes à risque de blessures. Cette activité permettrait de fournir des mesures objectives qui pourraient guider les protocoles de réadaptation et servir de lignes directrices quant au retour au jeu. Des approches similaires existent déjà pour le baseball, où les valeurs de forces des rotateurs de l'épaule sont utilisées afin d'identifier les athlètes à risques de blessures (Wilk et al., 2011). Le suivi de la fonction musculaire à la hanche permettrait de mieux comprendre l'étiologie de ces blessures, ainsi que sa relation avec la performance des athlètes. Bien que certaines études se soient penchées sur la force des hanches pour des sports pédestres tels que le soccer (Fulcher, Hanna et Raina Elley, 2010), très peu de données ont été rapportées pour les athlètes de sports aquatiques et de glace. De plus, la majorité des études se sont contentées de mesurer la force maximale des membres inférieurs, sans mention de la rapidité à laquelle cette force est développée (taux de développement de la force). Le taux de développement de la force est une caractéristique essentielle à la performance dans les sports impliquant des mouvements explosifs (Taber, Bellon, Abbott et Bingham, 2016). Bien souvent, la durée de contraction dans ces sports est trop courte pour permettre l'expression de la force maximale absolue à une articulation (Taber et al., 2016).

Dans le milieu clinique, la méthode de référence afin de mesurer les forces à une articulation demeure le dynamomètre isocinétique. Cependant, le dynamomètre manuel est communément accepté en tant qu'alternative moins dispendieuse, (Maffiuletti, 2010) facile d'administration et dont la fiabilité est supportée par des études (K. Thorborg, Petersen, Magnusson et Hölmich, 2010). Or, les valeurs de forces obtenues avec cet outil peuvent varier considérablement selon le protocole d'évaluation (Krause et al., 2014). De plus, la validité des mesures de forces dépend de la capacité de l'évaluateur à maintenir une position statique lorsqu'il résiste la contraction maximale d'un participant. Cette tâche peut s'avérer difficile lorsque vient le temps d'évaluer un gros groupe musculaire chez une population athlétique.

Récemment, un système d'évaluation statique de la force à la hanche (GroinBar, Vald Performance, Queensland, Australie) a été développé afin d'évaluer simultanément les deux membres inférieurs et de réduire l'erreur de mesure liée à la force de l'évaluateur et la méthode d'évaluation. Ce système portable a démontré une bonne répétabilité ainsi qu'une plus grande précision que les dynamomètres manuels lors de l'évaluation des muscles adducteurs de la hanche (Desmyttere, Gaudet et Begon, 2019; S. Ryan, Kempton, Pavecchia et Coutts, 2018).

L'objectif principal de cette étude est d'obtenir des valeurs normatives sur les différentes variables mesurées avec le GroinBar. Ces mesures comprennent les forces maximales et le taux de développement de la force générée pour les 6 différents degrés de liberté à l'articulation de la hanche (adduction, abduction, flexion, extension, rotation interne et rotation externe), le ratio entre les muscles agonistes et antagonistes (Tyler et al., 2001) et les asymétries entre les deux membres pour chacune des positions évaluées. Ces mesures permettront entre-autres d'identifier rapidement les athlètes avec un risque plus élevé de blessures à la hanche. Les valeurs de force pourront être utilisées afin de fixer des objectifs de prévention de blessure ou de retour au jeu chez ces athlètes.

4 Prédiction de performance en natation artistique

L'article qui suit a été rédigé par Romain Martinez*, Elodie Monga-Dubreuil*, Najoua Assila, Gauthier Desmyttere et Mickael Begon (*contribution similaire à la recherche).

4.1 Introduction

In artistic swimming, an Olympic sport introduced at the 1984 Los Angeles summer Olympic games, about 40% of solo and team routine duration is spent with the head out of the water and most of that time is associated with the use of eggbeater kicks ([Alentejano, Marshall et Bell, 2008](#); [M. Homma, 1997](#)). The eggbeater kick involves a complex combination of hip, knee and foot motions ([Miwako Homma et Homma, 2005](#); [Sanders, 1999b](#)) to keep the body high above the water surface while performing artistic arm movements. This water-treading technique is therefore a representative and important skill in artistic swimming, but also in water polo and lifesaving ([Sanders, 1999b](#)). Eggbeater kicks can be performed with both legs simultaneously (termed as “body-boost” or “dynamic”); or alternatively and continuously (termed as “sustained”). In the latter case, a cyclical action is performed by left and right lower limbs in a similar motion but opposite in phase. During team events, eggbeater kick is also needed during acrobatic moves (i.e. platforms, lifts and throws that involve up to 9 swimmers who propel or maintain another swimmer out of the water) by lower swimmers to create vertical propulsive force. Height relative to the water surface is one of the key factors of performance and is evaluated using the FINA guiding scale for height (0 to 10 points with 0.5 resolution based on body landmarks) for both sustained and dynamic height ([FINA, 2018](#)).

From studies on water polo, the pattern of muscle activation during sustained eggbeater kick is a complex movement with high (up to 80%) levels of activation especially for the vastus medialis and the bicep femoris ([Oliveira et al., 2010](#); [Sanders, 1999b](#)). Overall activities higher than 20% were reported for bi-articular (hip and knee) muscles that contribute to hip flexion-extension and abduction-adduction ([Oliveira et al., 2010](#)). To the best of your knowledge, no study reported hip joint monoarticular muscle activities while Sanders ([1999a](#)) and Oliveira et al. ([2010](#)) conclude that hip muscle strength, in addition to fast knee flexion and extension and speed of the feet should be optimized. Oliveira et al. ([2015](#)) found that a large abduction and flexion of the hips, as well as a fast extension and flexion of the knees are essential kinematic factors for high level of performance. Moreover, Homma et al. ([2005](#)) reinforce that knees should be maintained higher than hip joints to ensure a horizontal trajectory of the feet to create a continuous lift force, rather than oscillating drag force using upside-down feet movements. Zinner et al. ([2015](#)) also showed that water polo players with higher isometric hip abductor muscle strength performed better in an endurance agility eggbeater kick. Hip joint strength appears as essential to maintain knee height and enable horizontal trajectories against water resistance using a combination of hip internal-external rotation and knee flexion-extension.

To understand the relationship between technique and performance, qualitative models of sustained and dynamic heights have been proposed by Sanders et al. ([1999b](#)). They also proposed regression models to predict the height based on foot speed, range of knee extension and initial angle of the upper body with respect to the horizontal. Sanders' predictive models of sustained and dynamic height explain 90%

and 79% of the variance ($n=12$, $r=0.85$; $n=16$ $r=0.55$, respectively). Oliveira (2015) and Homma (2005) also reported modest to strong correlations between height and kinematics variables such as orientation and speed of the limbs. Unfortunately, these predictive models and correlations are based on small samples of swimmers ($4 < n < 16$) and were not cross-validated. Furthermore, they cannot easily be used for personalizing swimmer's conditioning since they rely on biomechanical parameters that require 3D kinematic analyses. Since the ability to generate high foot velocities is related to muscular function (Oliveira et al., 2010), we hypothesize that hip joint strength could be used to predict eggbeater kick performance. It is anticipated that eggbeater kick for sustained or dynamic height and vertical propulsive force requires different physical capacities and therefore need specific conditioning content.

A recent survey pointed out the superiority of advanced machine learning algorithms over multiple linear regressions (as used in Sanders (1999b)) to predict physical capability (e.g. maximal oxygen uptake), because they account for complex nonlinear relationships between variables (Abut et Akay, 2015). Machine learning is gaining popularity in sports (e.g. in triathlon (Ofoghi, Zeleznikow, Dwyer et Macmahon, 2013); biathlon (Maier, Meister, Trösch et Wehrin, 2018); or track and field (Pantazopoulos et Maragoudakis, 2018)) as in most domains to predict performance. A review of computational intelligence applications in sports underlined the need to develop artificial support systems that would help to design training plans, to measure indicators of an athlete's readiness and to analyze data during training sessions (Fister, Ljubič, Suganthan, Perc et Fister, 2015). To implement such systems, accurate performance prediction is crucial. Gradient boosting algorithms are one possible approach to achieve such accuracy. These are highly customizable and powerful tools for learning and analyzing problems with heterogeneous parameters and noisy data with complex interactions (Natekin et Knoll, 2013). The current study aims to investigate the relationship between hip function in elite artistic swimmers and performance in eggbeater kicks using gradient boosting algorithms. The predictive model will be considered valid if its accuracy is similar to the FINA guiding scale for height resolution (0.5). A secondary objective is to illustrate how the model can be used to develop an artificial conditioning support system.

4.2 Methods

4.2.1 Experimental procedures

From November 2017 to June 2018, 92 female artistic swimmers (age: 12-25 years old; height: 164.6 ± 7.0 cm, weight: 55.4 ± 7.7 kg; training load: ≥ 4 days/week) with provincial, national and international levels participated in the current study. They were free from hip pain or injury at the time of testing and had no history of hip surgery or intervention. Prior to the experimental procedure, the participants, and their guardians for swimmers under 17 years old, signed an informed consent form approved by the ethics committee (17-163-CERES-D). The swimmers performed nine tests: six tests to evaluate hip joint function (tableau 1) that were later used to predict three lower-limb technical skills specific to artistic swimming (tableau 2). Hip function was assessed using three maximal voluntary isometric contractions (MVIC) during three seconds for six hip muscle groups, namely the abductors, adductors, flexors, extensors, external and the internal rotators after their standard dry-land warm-up. Trials were recorded using the Groin Bar (Vald Performance, Queensland,

Australia) at 50 Hz. Participants were strongly encouraged and were given at least 5-s rest between contractions and conditions ([Desmyttere et al., 2019](#)).

Tableau 1 : Description of the isometric hip strength tests

Test		Body position	Hip flexion	Knee flexion	Sensor position
Hip bilateral	Abduction (ABD)	Supine	60°	60°	Lateral femoral condyles
	Adduction (ADD)	Supine	60°	60°	Medial femoral condyles
	Internal rotation (IR)	Supine	90°	90°	Lateral malleoli
	External rotation (ER)	Supine	90°	90°	Medial malleoli
Hip unilateral	Flexion (FLEX)	Supine	90°	90°	Distal part of the quadriceps
	Extension (EXT)	Prone	Neutral	90°	Distal part of the hamstring

Participants then performed three sport specific tests. First, the height during a double-arm body boost (BB-H) and a 15-seconds sustained eggbeater kick (EB-H) was measured. Height was estimated with a 120 frames-per-second video and evaluated using the FINA height scale ([FINA, 2018](#)). Then, the upward force produced during a 5-seconds sustained eggbeater (EB-F) was measured using a hand-held dynamometer at 40 Hz (Lafayette Model 01165, Indiana, USA). Each test was repeated twice.

Tableau 2 : Description of the sport specific tests

Test	Duration	Body position	Metric
Body boost height (BB-H)	N/A	Arms along the body	FINA guiding scale for height
Eggbeater height (EB-H)	15 seconds	Arms extended vertical above the head	FINA guiding scale for height
Eggbeater force (EB-F)	5 seconds	Arms parallel to and above the water	kg

4.3.1 Modeling and simulation

From the tests previously described, MVIC force signals were low-pass filtered using a zero-lag fourth-order 10 Hz Butterworth filter and averaged using a moving root-mean-squared average on a 200-ms window. Timeframe envelopes of each MVIC were then reduced to scalars by taking the mean of the highest consecutive values during 0.2 second. From these values, forces from left and right legs were transformed such as $F = 2 \times \frac{\text{left} \times \text{right}}{\text{left} + \text{right}}$. This transformation favors lefts and rights that are similar and therefore penalizes asymmetries. Left-right imbalance was also computed using a relative difference. The input variables consisted of these 12 variables (left-right forces and imbalances for 6 tests) as well as anthropometric measurements (height and mass, described in appendix X). We used the three

sport-specific tests (maximum BB-H, mean EB-H and mean EB-F) as output variables. This dataset, composed of the input and output variables mentioned above, was randomly split into training (80%, $n=72$) and test (20%, $n=19$) set.

A gradient-boosting algorithm was fitted for each output variables (BB-H, EB-H and EB-F) with the training set using the Python Catboost library (Dorogush, Ershov et Gulin, 2018). This particular algorithm was chosen as it provides the best cross-validation error on our dataset. Once trained, we evaluated the generalization error on unseen data from the test set and reported the difference in mean absolute error (MAE) and mean absolute percentage error (MAPE). MAPE differences between real and predicted performance were investigated using bayesian estimation and the procedure described in Kruschke (2013), which provides complete distributions of credible values for the effect size (d), the group means and their differences ($\Delta\mu$). We reported the mean of the posterior distribution and the 95% highest posterior density (HPD) interval, which contains 95% of the posterior distribution. We define a statistically significant difference when the HPD of the difference between predicted and real values does not contain zero. To get an overview of which variables are most important and describe the impacts each variable has on the model output, we used the shapley additive explanations (SHAP) implemented in the Shap Python library (Lundberg et Lee, 2017). The strength of the linear relationship between each pair of variables was assessed using Pearson's correlation coefficient.

4.4 Results

4.4.1 Variables distribution

Hip adduction-abduction generated the highest forces among the MVIC (ADD: 26.1 ± 4.8 kg, ABD: 23.1 ± 4.5 kg), followed by hip flexion-extension (FLEX: 17.1 ± 3.5 kg, EXT: 16.7 ± 6.1 kg) and hip internal-external rotations (IR: 9.8 ± 2.5 kg, ER: 8.2 ± 1.6 kg) (figure 1, left panel). With $22.3\pm 18.4\%$, EXT reached the highest left-right imbalance (figure 1, right panel) while all other tests do not exceed 10% (in descending order, FLEX: $9.5\pm 7.6\%$, IR: $9.5\pm 7.2\%$, ER $8.1\pm 6.6\%$, ABD: $5.7\pm 4.5\%$ and ADD: $4.9\pm 3.7\%$).

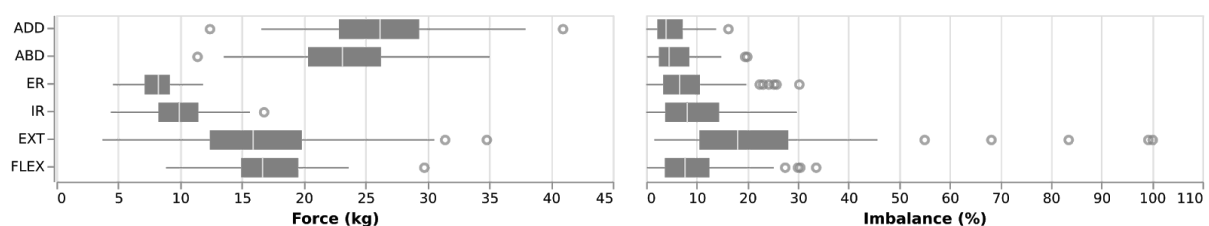


Figure 1 : Tukey box plot showing force (left panel) and imbalance (right panel) evaluated on the MVIC with median (vertical lines), first-third interquartile range (bars), minimum-maximum range (horizontal lines) and outliers (i.e. points that are > 3 standard deviations) (points).

Based on the FINA guiding scale for height, athletes from our sample scored 8.7 ± 0.6 (min-max = 7.0-9.5) and 7.5 ± 0.6 (min-max = 5.75-9.00) in BB-H and EB-H, respectively (figure 2). The average force measured in EB-F was 7.2 ± 1.1 kg (min-max = 5.26-9.81).

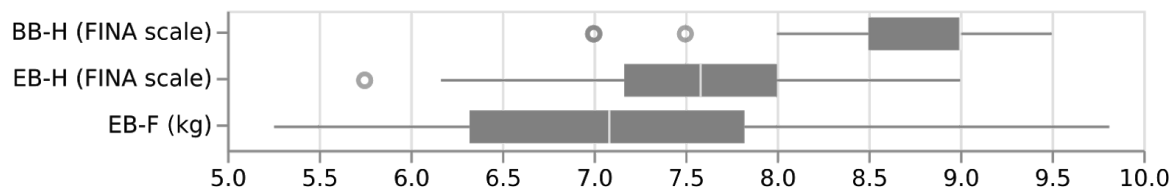


Figure 2 : Tukey box plot showing the three sport specific tests performances with median (vertical lines), first-third interquartile range (bars), minimum-maximum range (horizontal lines) and outliers (points).

4.4.2 Model evaluation

Our predictive model averaged a MAPE of $6.10 \pm 5.86\%$ on the test set. The largest errors (figure 3) were found in EB-F (MAE: 0.66 ± 0.71 kg, MAPE: $8.71 \pm 8.42\%$) although the predictions remained similar to the measured performances ($\Delta\mu=0.29$ kg, $17.0\% < 0 < 83.0\%$, $d=0.32$, posterior distribution in Appendix 1). The MAE error in BB-H (MAE: 0.49 ± 0.39 , MAPE: $5.38 \pm 4.18\%$) and EB-H (MAE: 0.32 ± 0.21 , MAPE: $4.21 \pm 2.62\%$) predictions was smaller than the resolution of the FINA guiding scale for height (0.5 point). The predicted performance was similar to the measured performance for both BB-H ($\Delta\mu=0.23$, $10.8\% < 0 < 89.2\%$, $d=0.22$) and EB-H ($\Delta\mu=0.13$, $24.7\% < 0 < 75.3\%$, $d=0.22$).

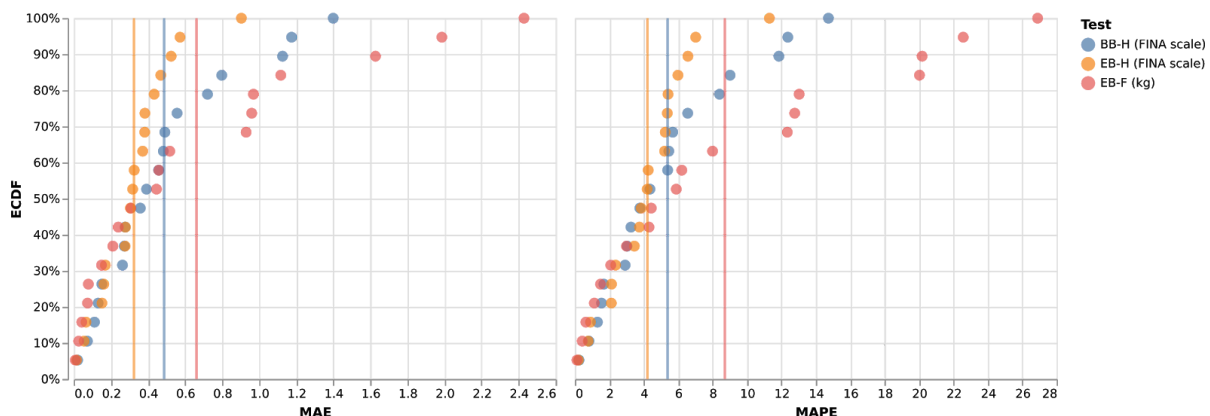


Figure 3 : Empirical cumulative distribution function (ECDF) of the MAE (left panel) and MAPE (right panel) measured on the test set ($n=19$) for BB-H (blue), EB-H (orange) and EB-F (red). The ECDF evaluated at x is defined as the fraction of data points that are $\leq x$.

4.4.3 Model interpretation

A different set of feature importances was reported for each sport specific tests (figure 4). Indeed, the correlation coefficients indicate a weak relationship between the three tests: ranging from 0.30 (BB-H and EB-F), to 0.16 (BB-H and EB-F) and 0.01 (EB-H and EB-F). While BB-H requires to be tall and have strong IR according to the model (figure 4, left panel), the most important variables in EB-H are a strong ER and IR with a low imbalance in ABD and IR (figure 4, middle panel). Heavier athletes with strong IR, EXT and ABD seem to perform better in EB-F (figure 4, right panel). Anthropometry contributes only in the BB-H (taller athletes getting better performances) and EB-F (heavier athletes getting better performances) models. Despite these differences, three similarities arise among the three sports specific tests models. First, having a high maximum IR strength appears to be important for all

tests. Second, an increase in left-right imbalance-based variables is often associated with decreased performance (ADD in BB-H, ABD and IR in EB-H). Third, an increase in ABD hip strength is not necessarily linked to better performance.

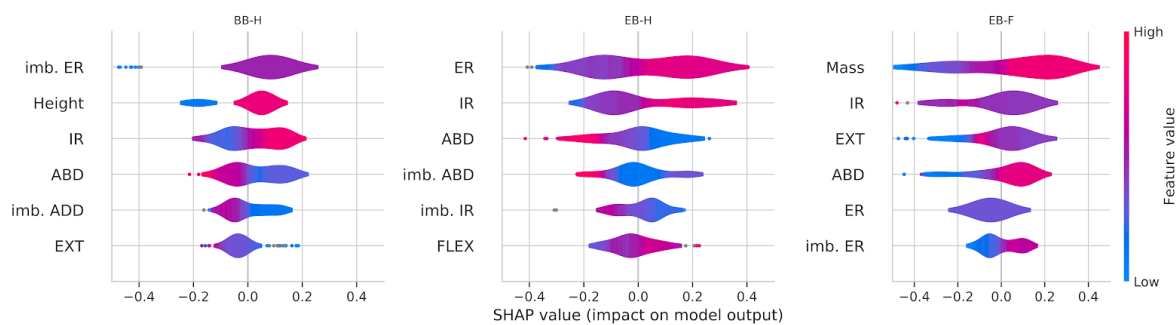


Figure 4 : SHAP summary plot of the three gradient boosting models (left: BB-H, middle: EB-H, right: EB-F). The higher the SHAP value (x-axis) of a feature (y-axis), the higher the log of the target output. Only the five most important variables are displayed and ranked from most important (top) to least (bottom). Every participant is run through each model and a dot is created for each feature attribution value. Dots are colored by the feature value (red when the variable is high, blue when it is low) and pile up vertically to show density. For example, BB-H predicted performance increases if IR increases.

4.5 Discussion

Research at the intersection of sports sciences and machine learning offers great promise to advance training decision-making and human movement research. In this study, we used a machine learning algorithm to model the complex relationship between a series of six hip MVIC and the performance of key skills in artistic swimming. In accordance with our hypothesis, our results show that hip joint isometric function can be used to predict eggbeater kick performance in elite artistic swimmers. The purpose of such model is twofold. First, it can be used to predict future performance and is therefore useful in a selection setting. Second, the interpretation of this model can help to build personalized and potentially efficient conditioning programs.

The model is based on body mass, height and six hip MVIC recorded with a GroinBar, an easy-to-use and reliable hip strength assessment system ([Desmyttere, Gaudet, and Begon 2019](#)). We reported that swimmers generated the highest forces during hip adduction-abduction, followed by hip flexion-extension and hip internal-external rotations. These forces levels are consistent with those reported by Cichanowski et al. ([2007](#)) in female collegiate athletes (once normalized by body mass, see appendix 2), with the exception of the adductor muscles which revealed a greater force in our sample. The extension test reached the highest force variability, as well as the highest left-right imbalance while all other tests are more balanced (<10%). This inter-participant and inter-leg variability could suggest that hip extension is a difficult test to perform and replicate, as reported in Scott et al. ([2004](#)). As the maximum height was calculated from the head in Sanders ([1999a](#)), from the hand in Stirn et al. ([2014](#)) and using the FINA guiding scale for height ([FINA 2018](#)) in the present study, it is difficult to compare performance with previous studies. Similarly, the upward force generated during eggbeater cannot be easily compared to the literature since Oliveira

et al. (2015; 2016) and Sanders (1999a) estimated the propulsive force using a biomechanical inverse dynamics model combined with hydrodynamic equations, while we measure a resultant force that sums the weight, the buoyancy and the propulsive force. Nevertheless, the swimmers were, on average, categorized as “very good” and “good” in the eggbeater kick performances, with some considered as “near perfect” according to the FINA guiding scale for height (FINA 2018). The model can be easily implemented in elite training structures as we provide a pre-trained model and the required tests can easily be performed on a weekly basis, without the need for a physiotherapist or a scientist.

A common study design in machine learning is to split the sample into a training set and an independent test set, where the former is used to develop the model and the latter to evaluate its performance on unseen data. None of the previous models of sustained and dynamic height (Sanders 1999a; Oliveira and Sanders 2015; Miwako Homma and Homma 2005) used such design, which remains unusual in sports sciences due to small sample size (Bernards et al. 2017). In this study, we used a train-test split to make sure that our evaluation is representative of the generalization error of the model. The predictions are similar to the real performances in all three tests, with an average relative error of 4%, 5% and 9% in the predicted body boost height, eggbeater height and eggbeater force, respectively. As previously described, the eggbeater force is the test with the largest variability which could explain the higher error on this test (0.66 kg). The absolute error in eggbeater and body boost height prediction is smaller than the resolution of the FINA guiding scale for height (0.5). Once validated, the relevance of the model relies on its predictive nature and our understanding of the nonlinear interaction between variables and predictions.

A secondary objective was to illustrate how the model can be used to build realistic, personalized and potentially efficient conditioning programs. The rich set of interpretation methods implemented in the shapley additive explanations (Lundberg and Lee 2017) improves our understanding of the model and give practical insights. Different sets of feature importance were reported for each of the three sport specific tests, which suggest that these tests would require different physical capacities. The body boost height model predicts high performance for tall athletes with high internal rotation strength, while the eggbeater height model favors strong external rotation, internal rotation and low imbalance in abduction and internal rotation. Heavier athletes with strong internal rotation, extension and abduction seem to perform better in the eggbeater force test. Anthropometry contributes only in the body boost height (taller athletes getting better performances) and eggbeater force (heavier athletes getting better performances) models. Being taller can be beneficial during a body boost height test because longer segments allow the contact surface to be increased (Carter and Ackland 1994; Grimston and Hay 1986) while being heavier is often associated with larger muscle mass that can generate more power (Harbo, Brincks, and Andersen 2012). Despite these differences, three similarities arise among the three sports specific tests models. First, having a high internal rotation strength appears to be important for all tests, which is reasonable as it is an inherent technical component of the eggbeater kick (Oliveira, Saunders, and Sanders 2016). Second, an increase in left-right imbalance-based variables is often associated with decreased performance (adduction in body boost height, abduction and internal rotation in eggbeater height), which is in line with the literature (Oliveira and Sanders 2015). Third, an increase in abduction hip strength is not necessarily linked to better performance. From our sample, 77% of the participants have a higher maximal strength in adduction than in abduction, and additional abduction strength could

increase body mass. In fact, the coefficient of correlation between abduction and mass is about 0.70, which is the highest among all input variables. Rather than maximum strength, endurance in abduction could be a required quality to sustain high eggbeater kick performance and we could therefore include such tests in the hip function assessment ([Oliveira, Saunders, and Sanders 2016](#)).

Note that these interpretations just explain how the model works. Since the model is trained from observational data, it is not necessarily a causal model, and just because changing a factor makes the model's prediction of performance go up, it does not always mean it will raise the actual performances—even if the generalization error is acceptable. In addition to the interpretation previously showcased, we provide two case studies to illustrate how our model can be used to help design conditioning programs in appendix 4. We hope that the results presented here provide sports scientists and coaches with new opportunities upon which to build modern training programs that enhance athlete's performance.

Our study has some limitations. First, we only included high-level artistic swimmers. While a large variability was found in propulsive eggbeater kick force, the variability in sustained and dynamic eggbeater kick was only 0.6 points (mean BB-H = 8.7 ± 0.6 ; mean EB-H = 7.5 ± 0.6). Since the FINA guiding scale for height resolution is 0.5 points, the low variability of these target variables may lead to a model with poor predictive capability for sports applications. Inclusion of low-level swimmers may, however, reduce the predictive accuracy since this population is more heterogeneous in terms of technique and flexibility, which are essential in such complex skills ([Sanders 1999a](#); [Miwako Homma and Homma 2005](#)). Inclusion of data from water polo players or lifesavers could also extend the reach of the model by increasing the variability in both predictor and target variables. It may, however, adversely affect its accuracy since these populations may differ in other physical qualities (e.g. flexibility) not considered in the model. Additional tests on complementary skills, such as technique and flexibility, could help to include swimmers with various levels and coming from various sports. Second, we only assessed the isometric force while eggbeater kick is a dynamic skill. Even if isokinetic force assessment, as in Yamamura et al. ([1999](#)), would provide a more accurate prediction, isometric tests are more suited to a training setting with regard to cost, ease of use and implementation. Third, the performance in sustained eggbeater kick (force and height) was defined as an average value. The standard deviation in force and height might also be a key performance indicator associated with hip function. Oliveira et al. ([2010](#)) showed force variation of about 40% throughout the eggbeater cycle. This variation may be related to bilateral asymmetries in force and technique between dominant and non-dominant limbs in line with the 'dynamic dominance theory' ([Oliveira and Sanders 2015](#)). Future studies should investigate the relevance of a predictive model to improve performance compared to traditional approaches.

4.6 Conclusion

In this study, we modelled the performance of three eggbeater kicks exercises as a function of the hip maximum isometric strength with a machine learning algorithm. The generalization error on unseen data is similar to the resolution of the FINA guiding scale for height, which suggests that our model may accurately predict future performances. In addition, we used a set of interpretation and simulation methods to show that our model could provide practical guidelines to build effective and personalized conditioning programs. The model can be easily implemented in elite

training structures as we provide a pre-trained model and the required tests can easily be performed on a weekly basis, without the need for a physiotherapist or a scientist.

4.7 Acknowledgement

The study was funded by Institut National du Sport du Québec. We wish to thank Artistic Swimming Canada for the data collection during their training camp, and the coaches of the clubs of Dollard Synchro, Montréal Synchro and Gatineau Synchro for providing us access to the athletes. We also thank Patrick Marion and Nicolas Bourret who helped with the data collection.

4.8 Supplementary material

4.8.1 Appendix 1

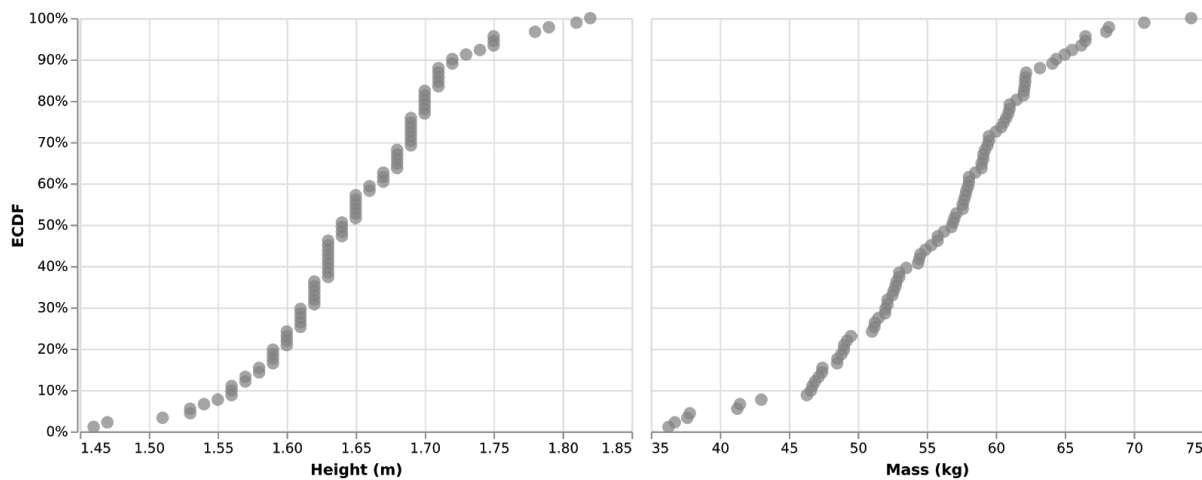


Figure 5: Empirical cumulative distribution function (ECDF) of the participants' height (left panel) and mass (right panel). The ECDF evaluated at x is defined as the fraction of data points that are $\leq x$.

4.8.2 Appendix 2

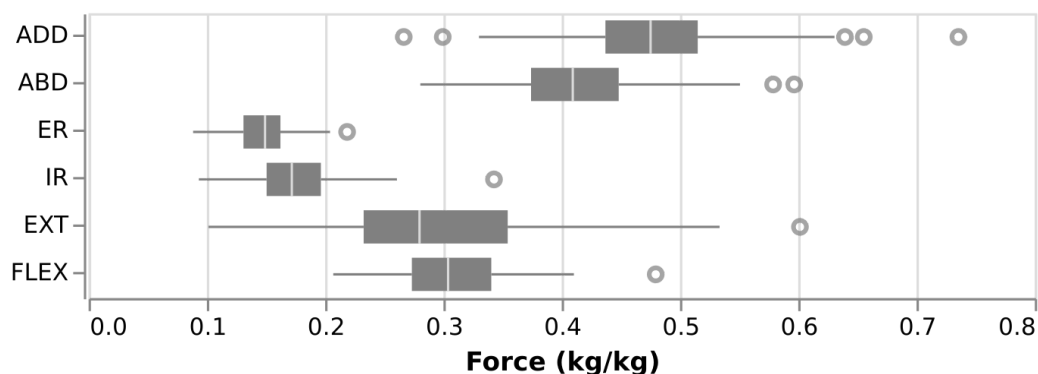


Figure 6: Tukey box plot showing the normalized force evaluated on the MVIC with median (vertical lines), first-third interquartile range (bars), minimum-maximum

range (horizontal lines) and outliers (i.e. points that are > 3 standard deviations) (points).

4.8.3 Appendix 3

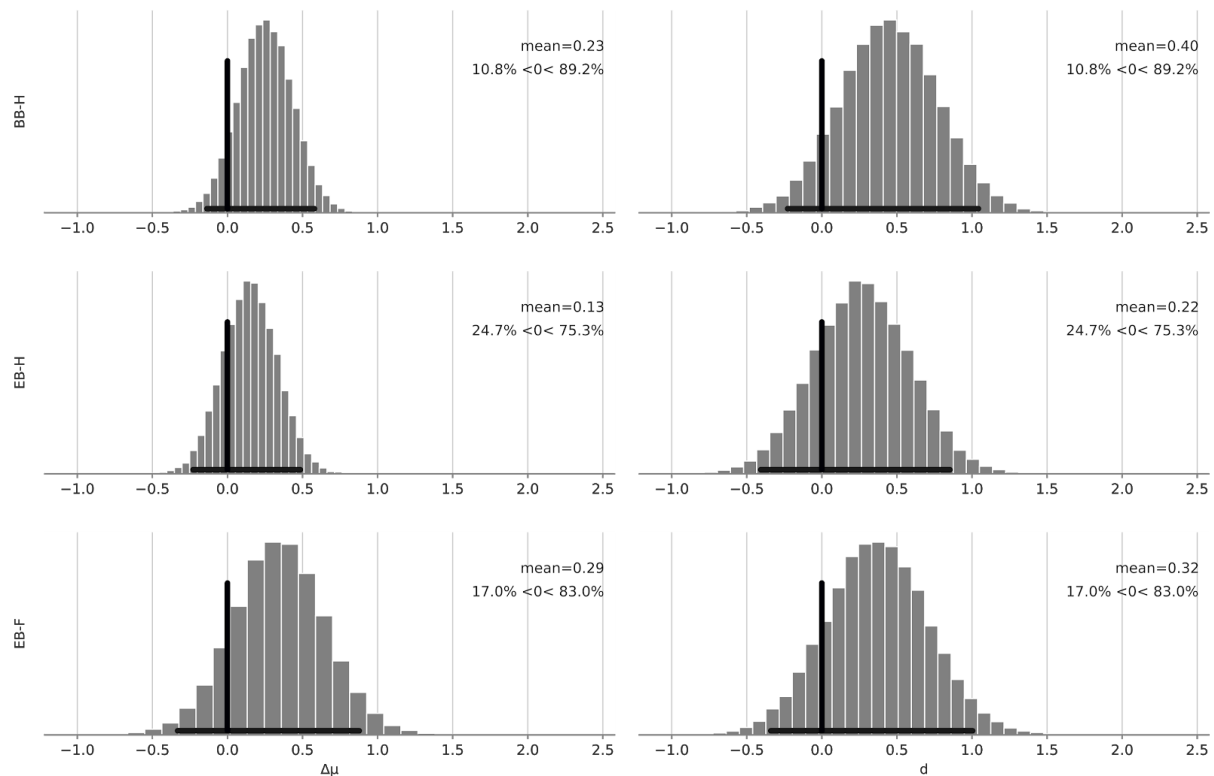


Figure 7: Posterior distributions (bars) of the mean difference (left panel) and effect size (right panel) estimated with the bayesian model described in Kruschke (2013) with 95% HPD (horizontal lines) for every sport-specific tests. Mean and proportions relative to zero (vertical lines) are displayed in the top right of each plot.

4.8.4 Appendix 4

Two case studies were defined to illustrate how our model can be used to help define conditioning goals. In a first simulation, we evaluated the projected performance in BB-H with an independent increase (10%) in each hip strength variables or a decrease in hip imbalance. In a second simulation, we computed the minimum strength increase and imbalance decrease required to achieve an improvement of 0.5 points (F_{obj}) in BB-H. We used a multi-objective and unconstrained optimization problem solved by an evolutionary algorithm (Speed-constrained Multi-objective Particle Swarm Optimization (Nebro et al., 2009)) adapted to non-continuous functions. The first objective aimed to achieve a score as close as possible to F_{obj} . The second and third objectives aimed to minimize the change in forces and imbalances, respectively. Each variable was weighted by the normalized impact factor, estimated previously from the feature importance, to ensure a fast convergence of the evolutionary algorithm toward a globally optimal solution. The bounds of the parameters were set to allow up to 50% increase in force and 100% decrease in imbalance.

The first simulation (10% increase in strength and 10% decrease in imbalance) highlights two different scenarios to improve BB-H performance for two swimmers (figure 8). A 10% increase in each hip strength test for swimmer A (figure 8, left panel)

is slightly beneficial for the predicted performance only in FLEX (+0.04 points), while a 10% decrease in imbalance seems to have a greater effect especially in ABD (+0.23) and IR (+0.13). Alternatively, in swimmer B (figure 8, right panel), a similar increase in strength is beneficial in ER (+0.10) while the decrease in imbalance has no effect on predicted performance. Interestingly, a 10% increase in ABD hip strength decrease slightly the predicted performance in swimmer B (-0.03). Therefore, swimmer A should reduce her imbalance in ABD and IR, whereas swimmer B should increase her strength in ER.

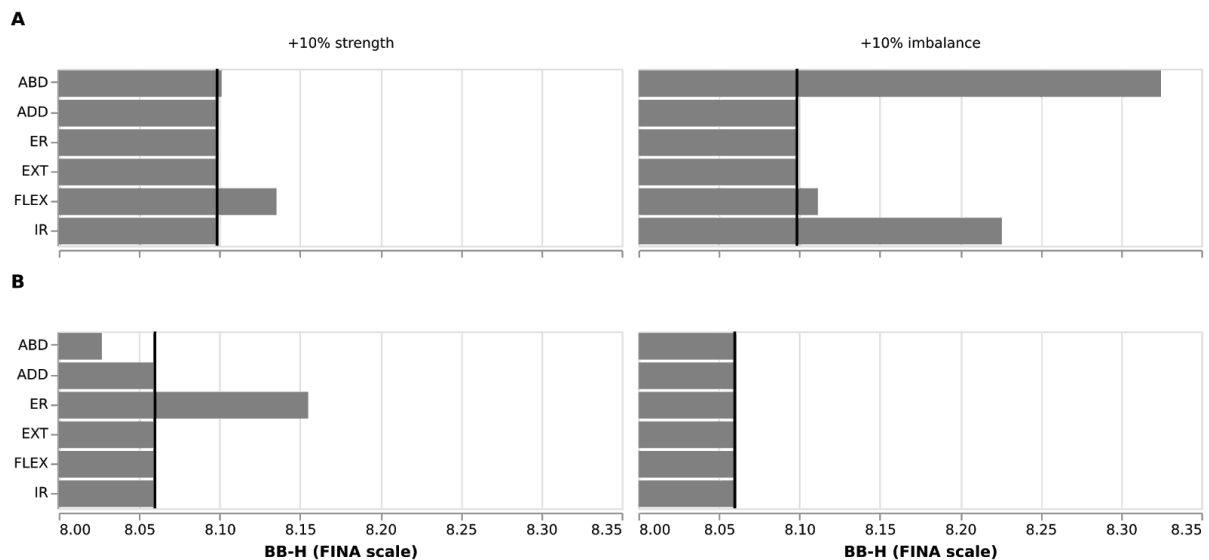


Figure 8: First simulation with a 10% increase in strength (left panel) and 10% decrease in imbalance (right panel) in each individual hip strength test (y-axis) and its impact on the BB-H performance prediction (x-axis) for two random swimmers (A and B). The baseline prediction is also displayed (vertical lines).

Even if the second simulation (minimum strength increase and imbalance decrease required to achieve an improvement of 0.5 points) provides some similarities with the first one, different strategies appear as this method takes into account the interactions between the input variables (figure 9). First, and similarly with the first simulation, the optimization tried to reduce the left-right imbalance in swimmer A (figure 9, left panel) in ABD (-4.62%), FLEX (-2.97%) and IR (-1.24%) but also in ER (-2.40%), ADD (-1.22%) and EXT (-1.02%), while imbalance remains the same in swimmer B (figure 9, right panel). Second, and in contrast with the first simulation, the optimization increased strength in ABD (+5.36 kg), ADD (+4.36 kg), ER (+0.35 kg) and EXT but also in FLEX (+2.41 kg) in swimmer A and in ADD (+5.56 kg) and FLEX (+2.94 kg) in swimmer B. Some large decrease in strength occur in EXT (-7.51 kg) and IR (-3.05 kg) in swimmer B.

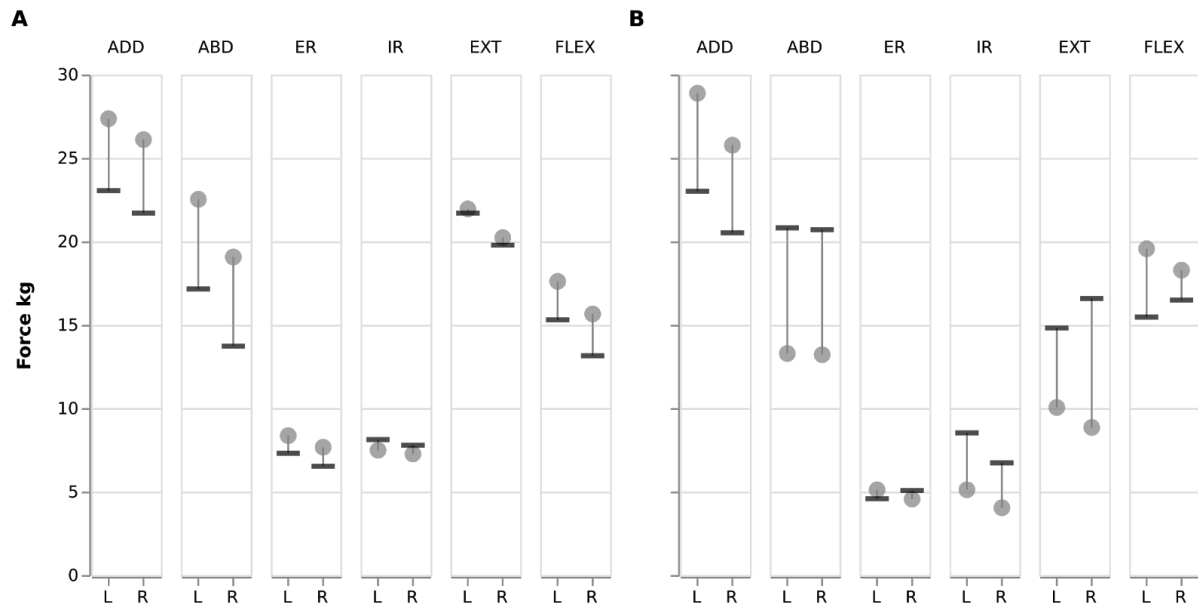


Figure 9: Second simulation with the optimal set of hip strength of both left (L) and right (R) legs (points) to achieve an improvement of 0.5 point in BB-H for two random swimmers (left panel: A, right panel: B). The baseline values are also displayed (horizontal lines).

5 Méthode

5.1 Participants

L'étude a été menée auprès de 119 athlètes des équipes nationales et de développement de patinage de vitesse courte piste (16H 7F; masse 68.27 ± 7.07 kg), natation artistique (83 F; masse 55.04 ± 7.66 kg) et waterpolo (13 H; masse 87.5 ± 8.44 kg). Les participants ne présentaient aucune blessure au niveau des membres inférieurs au moment des évaluations et n'avaient pas d'historique de chirurgie à la hanche ou la région de l'aîne. Avant de participer à l'étude, les athlètes, ainsi que leur responsable légal pour les athlètes mineurs, ont signé un formulaire d'information et de consentement approuvé par le comité d'éthique de l'Université de Montréal (17-163-CERES-D).

5.2 Protocole pour valeurs normatives de forces à la hanche

La force maximale isométrique des muscles de la hanche de chaque athlète a été mesurée à l'aide du GroinBar (VALD Performance, Queensland, Australia), un outil spécialement développé à cet effet, à une fréquence de 50 Hz. Il comprend 4 plateformes de force (2 centrales et 2 latérales) utilisées pour évaluer les forces à différents degrés de liberté à la hanche, à l'épaule et au genou (figure 10). L'outil comprend différents ajustements (hauteur de la barre, largeur et direction des plateformes) servant à standardiser les positions. Avant de procéder aux différents tests, l'évaluateur plaçait l'athlète dans la position standardisée (figure 9 à figure 12) et ajustait l'appareil en fonction de sa morphologie.



Figure 10 : Appareil GroinBar.

Le système Groinbar communique via une application IOS ou Windows et ce logiciel traite en temps réel les données d'évaluation (figure 11). Il permet de voir les courbes de forces générées pour les différents membres et positions (ex. abduction et adduction), les ratios de force entre les groupes musculaires agonistes et antagonistes et les déséquilibres musculaires entre le membre gauche et droit.

Avant chaque période d'évaluation, le logiciel était synchronisé par une connexion Bluetooth avec l'appareil via son numéro de centrale. L'évaluateur choisissait ensuite le nom du test (ex. Hip AD/AB) et la position prise (ex. 60°). La dernière étape avant l'évaluation consistait à choisir le groupe (ex. Waterpolo Canada Men) et le nom de l'athlète évalué. Une fois ces étapes réalisées, l'évaluation pouvait débuter.



Figure 11 : Exemple de l'application IOS ScoreBord de Vald Performance permettant d'enregistrer les données d'évaluation du GroinBar en temps réel.

Une fois l'évaluation d'un participant terminée, l'évaluateur enregistrerait le test via à l'endroit « Upload » sur la page de test de l'application. Les résultats étaient ensuite envoyés au DashBord de Vald Performance (figure 12) où tous les essais enregistrés y étaient répertoriés.



Figure 12 : Plateforme de Vald performance où les tests enregistrés sont répertoriés.

Il est possible d'enregistrer sur le Dashboard via l'onglet « Export » les évaluations sous format général et détaillé. Le format détaillé envoie les toutes les données recueillies pour la fréquence d'acquisition de l'appareil tandis que le format général ne donne que la valeur maximale par position et membre, le ratio agoniste sur antagoniste et les débancements gauche sur droite. Il est aussi possible d'obtenir des graphiques et comparer les forces des athlètes sur le Dashboard via l'onglet « Graph ».

Dans le cadre de ce rapport, les données ont été enregistrées sous format détaillé et un algorithme de tri et de filtrage a été utilisé pour l'analyse ultérieure.

Pour chacun des six groupes musculaires à la hanche (rotateurs internes/externes, adducteurs/abducteurs, fléchisseurs/extenseurs), trois contractions maximales isométriques de 3 secondes ont été réalisées à la suite d'une période d'échauffement et de familiarisation avec l'appareil. Les athlètes étaient fortement encouragés, et un minimum de 10 secondes leur a été accordé entre chaque contraction du même groupe musculaire. Les athlètes ont adopté quatre différentes positions afin de tester les six muscles de la hanche. Ces positions sont décrites de la figure 13 à la figure 16. Les fléchisseurs et extenseurs de la hanche ont été évalués un côté à la fois, alors que les autres groupes musculaires ont été évalués de manière bilatérale.

5.3 Protocole pour suivi longitudinal Waterpolo

13 athlètes de l'équipe nationale masculine de Water-Polo ont participé à une étude longitudinale impliquant une collecte hebdomadaire de mesures. Cette collecte s'est effectuée sur une période de 27 semaines, excluant 9 semaines durant lesquelles l'équipe était en congé ou à l'extérieur du pays. Durant cette période, chaque mardi matin, après leur entraînement en salle de conditionnement physique, les athlètes

étaient soumis à 3 tests physiques et ont rempli un questionnaire sur place et un questionnaire en ligne.

5.3.1 Forces isométriques maximales à la hanche

La force maximale isométrique des muscles adducteurs et abducteurs de la hanche a été mesurée pour chaque athlète avec l'aide du GroinBar. Les procédures étaient identiques à celles décrites plus haut, cependant seuls les abducteurs et adducteurs étaient re-testés à chaque semaine.



Figure 13: Position pour tester l'adduction et l'abduction sur le GroinBar.



Figure 14: Position pour tester les rotations interne et externe sur le GroinBar.



Figure 15: Position pour tester l'extension sur le GroinBar.



Figure 16: : Position pour tester la flexion sur le GroinBar.

5.3.2 Force de rétropédalage verticale maximale

Le test consistait à générer une force verticale maximale en “egg-beater”. Pour ce faire, les athlètes se positionnaient en rétropédalage (“egg beater”) avec les bras hors de l’eau, à la hauteur des épaules. L’évaluateur appliquait une légère force au-dessus de la tête des athlètes à l’aide d’un dynamomètre manuel (Lafayette, Model 01165 @40 Hz) (figure 17). Au signal, les athlètes recevaient la consigne de pousser le plus fort possible sur le dynamomètre avec leur tête, en utilisant seulement le bas du corps. Chaque poussée durait un total de 5 secondes et un total de deux essais étaient effectués.



Figure 17 : Rétropédalage résisté avec dynamomètre manuel.

5.3.3 Hauteur de saut verticale maximale dans l’eau

Le test consistait à effectuer une poussée de rétropédalage (“bodyboost”) en essayant d’atteindre une hauteur verticale maximale. Les athlètes étaient appelés à se placer sous un *Vertec Jump Training System* (Sports Imports, Hilliard, OH) suspendu au-dessus de l’eau. La hauteur initiale de chaque athlète a été prise la première journée d’acquisitions. Cette hauteur était mesurée alors que les deux bras de l’athlète étaient élevés au-dessus de sa tête et les clavicules de l’athlète étaient au niveau de l’eau (figure 18). Les athlètes pouvaient ensuite submerger leurs épaules dans l’eau afin de se préparer à effectuer une poussée verticale maximale et toucher la plus haute plaquette possible sur le Vertec avec les deux mains simultanément (figure 18).



Figure 18 : Test de poussée verticale dans l'eau avec le Vertec.

5.3.4 Questionnaire de blessures

Les athlètes ont reçu la consigne de remplir le “Oslo Sports Trauma Research Questionnaire” (OSTRQ). En plus de documenter l'occurrence de blessures majeures provoquant une diminution du volume d'entraînement, ce questionnaire demeure sensible aux blessures mineures qui engendrent un inconfort ou une baisse des performances sans nécessairement compromettre le volume d'entraînement (Clarsen, Rønsen, Myklebust, Flørenes et Bahr, 2014). Les quatre premières questions touchent respectivement la participation de l'athlète à son entraînement/compétition, la réduction du volume d'entraînement, l'impact de la blessure sur la performance de l'athlète et l'intensité des symptômes perçus par l'athlète. Les sept questions subséquentes permettent de spécifier la nature de la blessure.

5.3.5 Questionnaire de perception de la charge d'entraînement

Dans le cadre d'un projet indépendant, les athlètes devaient remplir quotidiennement un questionnaire de la perception de l'effort (session RPE). Plus précisément, les athlètes devaient remplir la quantité de minutes d'entraînement qu'ils ont effectué chaque journée ainsi qu'une valeur sur une échelle de perception de l'effort (1 = facile, 10 = extrêmement difficile) qu'ils devaient associer à cette séance d'entraînement.

5.4 Traitement de données

5.4.1 Forces maximales isométriques (GroinBar)

Les données ont été traitées à partir du logiciel Matlab (R2018a, The Mathworks, Natick, MA). Les signaux de force ont été filtrés à l'aide d'un filtre Butterworth passe-bas d'ordre 2 et de fréquence de coupure 10 Hz, et lissés par une fenêtre glissante (RMS) de 200 ms. La force maximale de chaque essai, pour chaque groupe musculaire, a été déterminée comme étant l'unique valeur la plus importante durant chaque contraction. Seule la moyenne de la force maximale de chacun des trois

essais, pour chaque groupe musculaire, a été retenue pour la suite des analyses. Le taux de développement maximal de la force a été calculé en évaluant des intervalles de temps successifs de 200-ms du signal de force (Mentiplay et al., 2015).

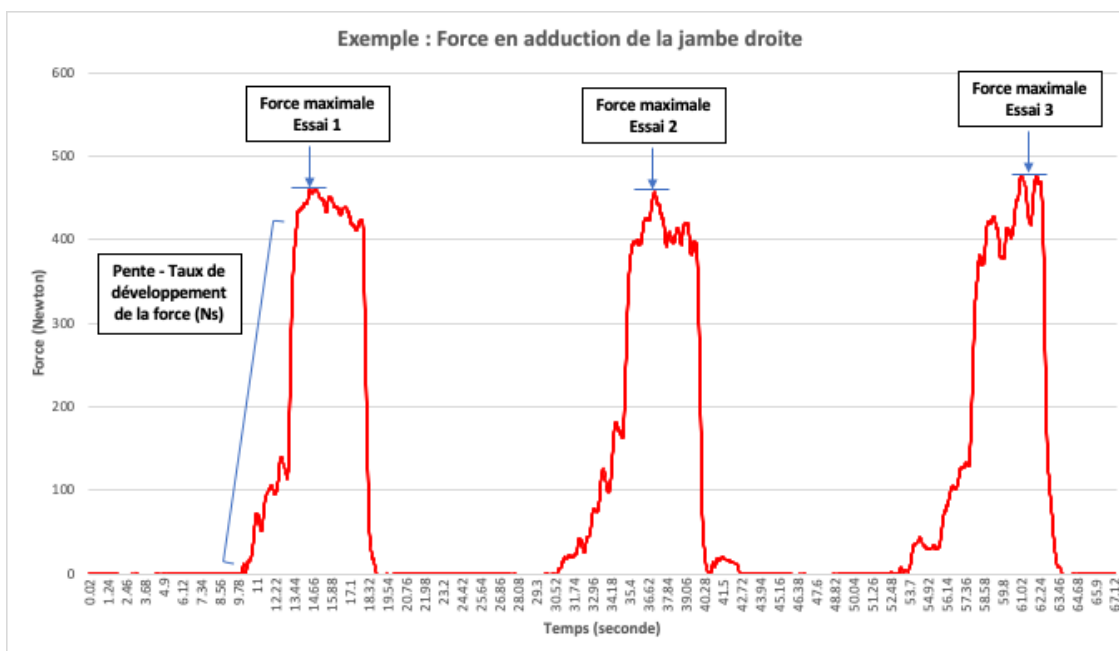


Figure 19 : Exemple de mesure de la force en adduction de la cuisse droite avec calcul des maximums pour chacune des trois répétitions, sélection du maximum global et calcul du tau de développement de la force.

La force et le taux de développement de la force ont ensuite été normalisés par rapport au poids corporel de chaque athlète ($N.kg^{-1}$ et $N.s^{-1}.kg^{-1}$ respectivement).

Enfin, les ratios réciproques (muscles agonistes et antagonistes) et bilatéraux (jambe dominante et non-dominante) ont été calculés afin d'identifier des déséquilibres ou des asymétries musculaires. Les asymétries bilatérales ont été calculés à partir de la formule $(D - ND)/D$, où D représente le membre dominant et ND le membre non-dominant.

5.4.2 Forces de rétro-pédalage verticale maximale

Les données ont été traitées à partir du logiciel Matlab (R2018a, The Mathworks, Natick, MA). Pour chaque essai, la force maximale de rétro-pédalage verticale a été déterminée en calculant la moyenne sur la fenêtre d'une seconde où la production de force était maximale.

5.4.3 Hauteur de saut verticale maximale dans l'eau

La hauteur de saut verticale était calculée sur place. Pour chaque essai, la hauteur initiale était soustraite à la hauteur maximale. La précision de mesure, c'est-à-dire la distance entre chaque plaquette du Vertec, était de 0,5 pouces, soit 2,57 cm. Pour

chaque séance, la plus grande valeur des deux sauts était retenue pour l'analyse de données.

5.4.4 Questionnaire de blessures

La présence et sévérité de blessure ou maladie ont été quantifiés en suivant la méthode proposée par Clarsen et al. (2014). Pour chacune des quatre premières questions touchant la participation, la performance et la sévérité des symptômes, un score de 0 à 25 était attribué aux quatre ou cinq réponses possibles. Ainsi, un athlète ne rapportant aucune absence à l'entraînement, aucune diminution de performance, aucune blessure affectant sa participation et aucun symptôme obtenait un score de 0 tandis qu'un athlète rapportant une blessure majeure ayant entraîné une absence complète et des symptômes sévères obtenait le score maximal de 100 points. Les réponses aux autres questions ont ensuite été analysées de manière dichotomique afin d'identifier s'il s'agissait ou non d'une blessure à la haine, et si celle-ci a nécessité l'intervention de l'équipe médicale.

5.4.5 Calcul de la charge d'entraînement

La charge quotidienne d'entraînement a été calculée en multipliant la durée de l'entraînement par le score de difficulté que l'athlète a associé à cette séance (Haddad, Stylianides, Djaoui, Dellal et Chamari, 2017). Étant donné que de nombreux athlètes ont omis de remplir ce formulaire tous les jours, la charge d'entraînement a été ramenée à un score hebdomadaire. Chaque semaine, la moyenne du score de charge d'entraînement quotidienne a été calculée par rapport au nombre de jours que l'athlète a rempli le questionnaire. Ainsi, un athlète ayant rempli le questionnaire 5 fois durant une semaine se voyait attribué un score moyen sur ces 5 jours.

Cette charge équivaut à la charge d'entraînement aiguë des athlètes. La charge d'entraînement chronique a été calculée en prenant la moyenne des charges aiguës des trois dernières semaines d'entraînement (21 jours). Le ratio (7:21) entre les charges aiguës et chroniques a été choisi (aiguë/chronique) car il décrit le mieux les prévalences de blessures sans contact dans le sport (Carey et al., 2017). Les seuils minimal et maximal ont été établis à 0.8 et 1.5, respectivement, suivant les recommandations préalablement établies dans la littérature. Un athlète ayant un ratio sortant de cette zone dite « optimale » augmente son risque de blessures (Gabbett, 2016).

5.5 Statistiques

5.5.1 Forces maximales isométriques

Le logiciel SPSS (IBM corp., Armonk, NY, USA) a été utilisé afin d'évaluer la fiabilité de la mesure de chacun des tests effectués. Ainsi, des coefficients de corrélation intraclasse (CCI) et leur intervalles de confiance de 95% respectifs ont été calculés sur la base d'un modèle à effets mixtes à deux facteurs, cohérence absolue et mesures uniques ($CCI_{3,1}$), à partir de la force maximale de chacune des contractions réalisées par les athlètes de nage artistique (n=83). Les CCI ont été interprétés selon les recommandations fournies par Portney (2008): excellent (1.00 – 0.90), bon (0.89 – 0.75), modéré (0.74 – 0.50), et mauvais (< 0.50). L'erreur standard de mesure relative (ESM%) a également été calculée en utilisant la formule $ET_{moy} * \sqrt{1 - CCI}$, où ET_{moy} correspond à la moyenne des écarts types des essais et CCI est le coefficient de corrélation intraclasse calculé précédemment.

Des analyses de variances à 1 facteur suivies de tests de Tukey, réalisées avec le logiciel Matlab (R2018a, The Mathworks, Natick, MA), ont permis de comparer les forces maximales isométriques entre les sports. Toutefois, ces comparaisons seront présentées rapidement comme elles n'ont pas une grande pertinence pour le suivi des athlètes.

5.5.2 Analyse des données longitudinales (Waterpolo)

Afin de mesurer le niveau de corrélation entre les variations de l'état de santé ou de l'état de fatigue des athlètes et leurs résultats aux trois tests de performance (force maximale isométrique, "egg-beater" résisté, poussée verticale), un modèle de corrélations de mesures répétées a été implémenté avec le logiciel R 3.6 (R Core Team) en employant la fonction "rmcorr", avec un $\alpha = 0.05$. Contrairement au modèle de Pearson qui traite toutes les observations comme des variables indépendantes, le modèle de corrélations de mesures répétées considère la relation existante entre les mesures intra-sujet.

6 Résultats

Les données recueillies ont permis de faire ressortir plusieurs indicateurs des capacités de force des muscles de la hanche, soient la force absolue et normalisée par rapport au poids de l'athlète, le taux de développement de la force maximal, le rapport de forces agoniste/antagoniste ainsi que les asymétries gauche/droite.

6.1 Fiabilité des mesures de force

Les coefficients de corrélation intraclasse au regard des trois essais ont révélés une bonne fiabilité des mesures de forces normalisées, allant de 0.78 à 0.88 (tableau 3). Les erreurs standard étaient quant à elles comprises entre 1.9 et 5.8%. Les résultats de l'analyse de fiabilité entre chacune des contractions ont révélé de meilleurs coefficients de corrélation (entre 0.79 et 0.91) et erreurs standard de mesure (entre 2.0 et 4.3%) pour les contractions 2 et 3, comparativement aux contractions 1 et 2 (CCI entre 0.72 et 0.89; ESM% entre 1.7 et 5.5) ainsi que 1 et 3 (CCI entre 0.71 et 0.85; ESM% entre 2.4 et 8.4).

Tableau 3 : Fiabilité intra-session des mesures de forces normalisées à la hanche

Position	Essai 1 vs 2 vs 3		Essai 1 vs 2		Essai 1 vs 3		Essai 2 vs 3	
	CCI (95% IC)	ESM %	CCI (95% IC)	ESM %	CCI (95% IC)	ESM %	CCI (95% IC)	ESM %
ADD	0.79 (0.73 – 0.84)	3.8	0.78 (0.68 – 0.84)	4.1	0.71 (0.61 – 0.80)	5.0	0.88 (0.84 – 0.91)	2.3
ABD	0.88 (0.81 – 0.92)	1.9	0.89 (0.79 – 0.93)	1.7	0.85 (0.63 – 0.92)	2.4	0.91 (0.88 – 0.94)	2.0
RE	0.87 (0.83 – 0.90)	2.8	0.85 (0.79 – 0.89)	3.4	0.85 (0.79 – 0.90)	3.3	0.91 (0.88 – 0.93)	2.0
RI	0.78 (0.72 – 0.82)	5.8	0.75 (0.67 – 0.81)	6.6	0.76 (0.69 – 0.82)	6.2	0.83 (0.77 – 0.87)	4.3
EXT	0.84 (0.79 – 0.87)	5.8	0.86 (0.82 – 0.90)	4.9	0.76 (0.69 – 0.82)	8.4	0.88 (0.84 – 0.91)	4.1
FLEX	0.78 (0.73 – 0.83)	4.3	0.72 (0.63 – 0.79)	5.5	0.84 (0.79 – 0.88)	2.9	0.79 (0.72 – 0.85)	4.2

ADD : adduction, ABD : abduction, RE : rotation externe, RI : rotation interne, EXT : extension, FLEX : flexion, CCI : coefficient de corrélation intraclasse, 95% IC : intervalle de confiance de 95%, ESM% : erreur standard de mesure relatif.

6.2 Forces isométriques maximales à la hanche

Les analyses de variances ont mis en évidence des différences significatives de forces isométriques absolues entre les sports pour tous les degrés de liberté (tous les $p < 0.0001$) (figure 20). Les nageuses artistiques présentent significativement les forces les moins élevées quel que soit le degré de liberté. Les joueurs de waterpolo présentent des forces légèrement supérieures aux patineurs en abduction et flexion. Les forces en adduction, rotation interne et externe ainsi qu'en extension ne sont pas statistiquement différentes entre les patineurs et le joueurs de waterpolo.

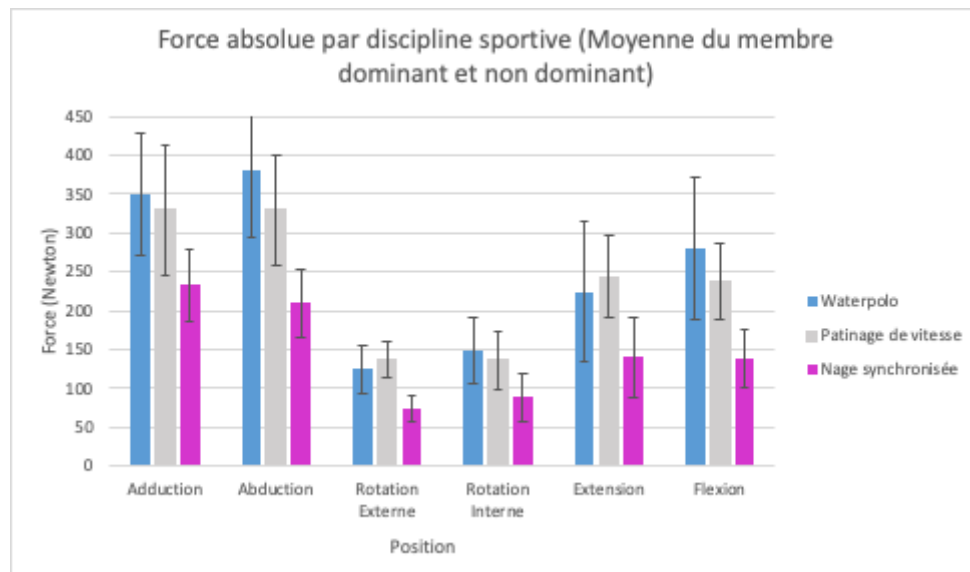


Figure 20 : Moyenne des forces absolues générées pour chaque position évaluée. Mise en comparaison des athlètes de waterpolo (N=13), de patinage de vitesse (N=23) et de nage artistique (N=83).

Lorsque les forces sont exprimées en fonction de la masse corporelle, la comparaison entre les différents groupes d'athlètes et toute autre (figure 20). Les athlètes de patinage de vitesse expriment une force normalisée significativement plus élevée que les deux autres groupes d'athlètes pour l'abduction, la rotation externe et l'extension. De plus, les forces normalisées du groupe de patinage de vitesse sont significativement plus élevées que les athlètes de natation artistique pour l'ensemble des 6 degrés de liberté à la hanche. Il est bon de garder en tête que le groupe de nageuses artistiques n'inclue pas uniquement l'équipe nationale mais des nageuses souhaitant intégrer l'équipe nationale et des nageuses de clubs élités. Toutefois en incluant uniquement les nageuses sur les équipes nationales senior de 2017 et 2018, les statistiques sont similaires à l'exception de l'adduction et la rotation interne pour lesquelles il n'y a pas de différence significative entre les trois sports.

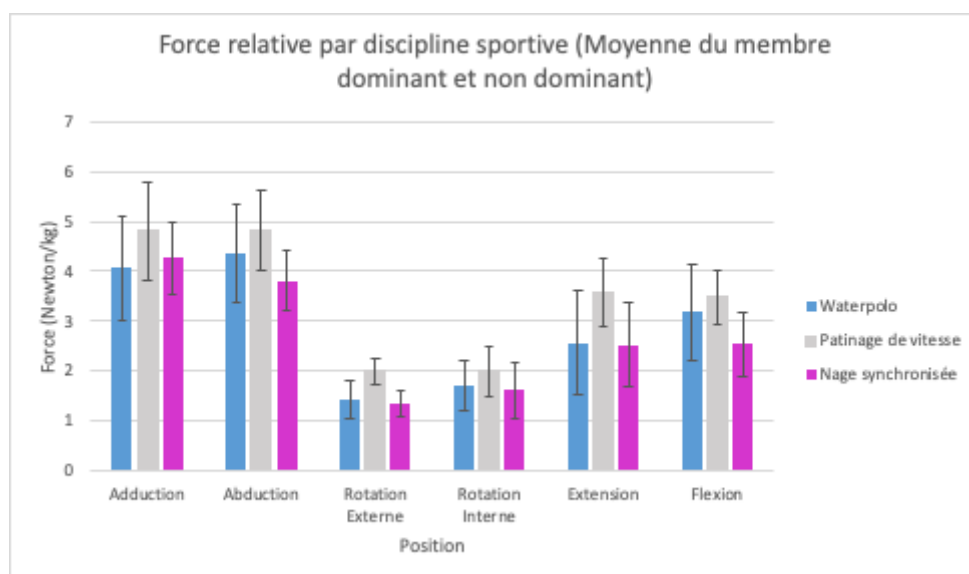


Figure 21 : Moyenne des forces relatives (Newton/kilogramme) générées pour chaque position évaluée. Mise en comparaison des athlètes de waterpolo (N=13), de patinage de vitesse (N=23) et de nage artistique (N=83).

Le taux de développement de la force suit une disposition similaire à celle de la force absolue (figure 22). Le taux de développement de la force des nageuses synchronisées est systématiquement plus bas que celui des deux autres groupes d'athlètes. Les valeurs moyennes de taux de développement de la force pour les joueurs de waterpolo sont plus élevés que ceux du groupe de patinage de vitesse, mais la tendance s'inverse lorsque ces valeurs sont exprimées en fonction de la masse corporelle (figure 23).

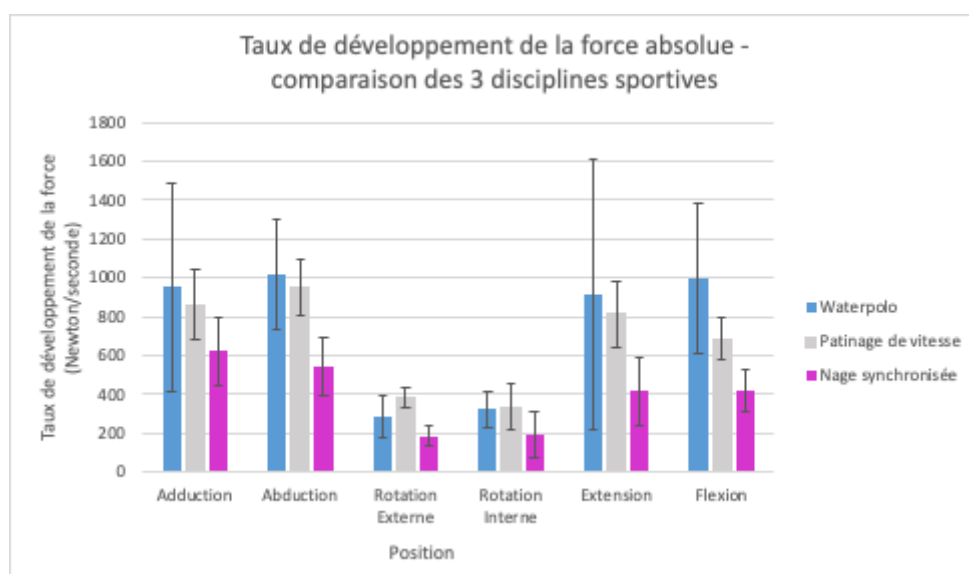


Figure 22 : Moyenne du taux de développement de la force générée (N.s⁻¹) pour chaque position évaluée. Mise en comparaison des athlètes de waterpolo (N=13), de patinage de vitesse (N=23) et de nage artistique (N=83)

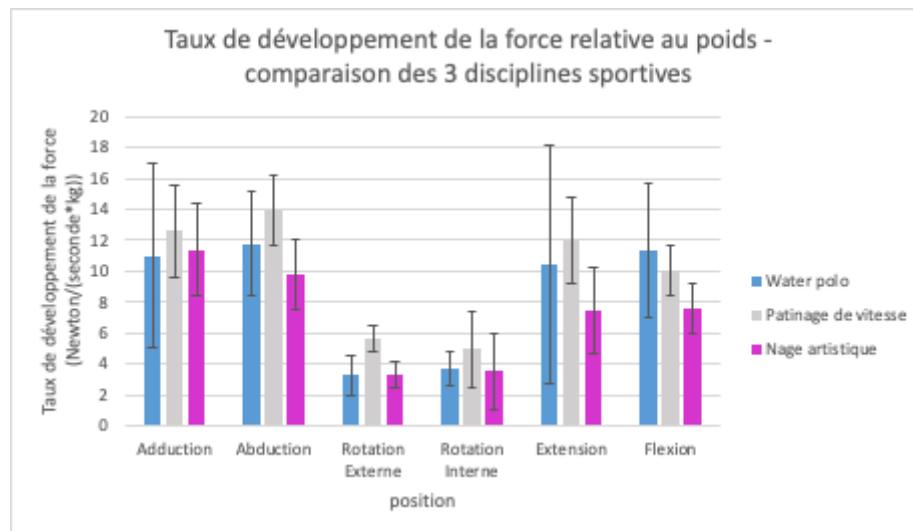


Figure 23 : Moyenne du taux de développement de la force relative générée ($N \cdot s^{-1} \cdot kg^{-1}$) pour chaque position évaluée. Mise en comparaison des athlètes de waterpolo ($N=13$), de patinage de vitesse ($N=23$) et de nage artistique ($N=83$)

6.2.1 Waterpolo

La force générée (figure 26) est plus grande pour les positions d'abduction (4.36 ± 1.03 N/kg) et d'adduction (4.06 ± 1.03 N/kg). Les forces en flexion (3.18 ± 0.96 N/kg) et en extension (2.57 ± 1.04 N/kg) suivent respectivement et ce sont les rotateurs internes (1.70 ± 0.50 N/kg) et externes (1.43 ± 0.36 N/kg) de la hanche qui présentent les plus petites valeurs de forces. Une plus grande variabilité des moyennes est observée pour les positions d'extension, d'adduction, d'abduction et de flexion respectivement.

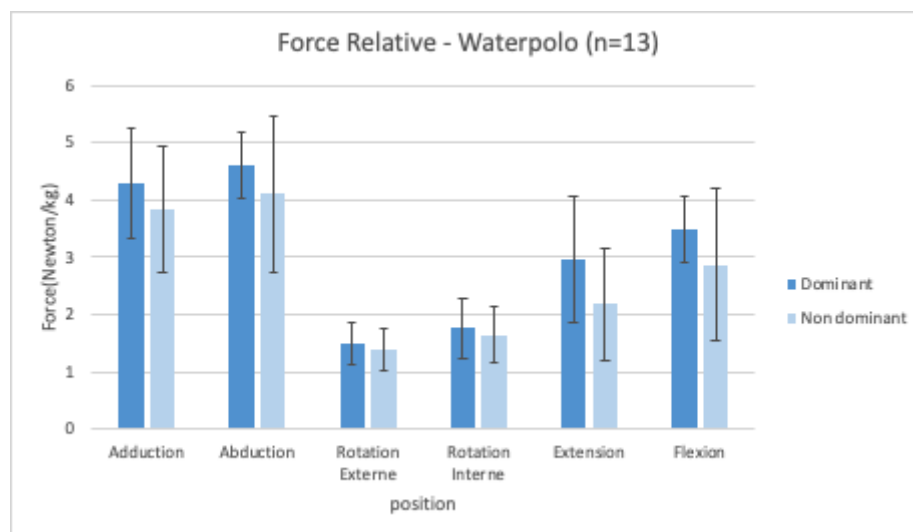


Figure 24 : Moyennes des forces relatives au poids des joueurs de waterpolo ainsi que l'écart-type associé à chaque position pour chaque membre (dominant et non dominant).

Les positions ayant le meilleur taux de développement de force (figure 26) sont l'abduction ($11.78 \pm 3.38 \text{ N.s}^{-1}.\text{kg}^{-1}$), la flexion ($11.36 \pm 4.38 \text{ N.s}^{-1}.\text{kg}^{-1}$), l'adduction ($10.99 \pm 5.93 \text{ N.s}^{-1}.\text{kg}^{-1}$) et l'extension ($10.40 \pm 7.68 \text{ N.s}^{-1}.\text{kg}^{-1}$) respectivement. Les variabilités sont les plus élevées pour l'extension, l'adduction, la flexion et l'abduction respectivement. La rotation interne ($3.71 \pm 1.09 \text{ N.s}^{-1}.\text{kg}^{-1}$) et externe ($3.31 \pm 1.30 \text{ N.s}^{-1}.\text{kg}^{-1}$) sont les positions pour lesquelles le taux de développement de la force relative et la variabilité dans les mesures sont les plus faibles.

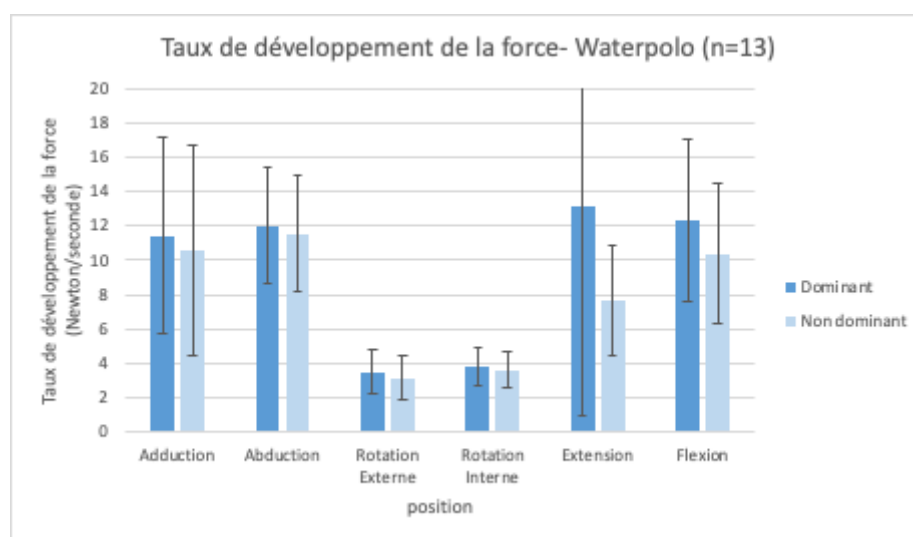


Figure 25 : Moyennes des taux de développement de la force relatives au poids des joueurs de waterpolo ainsi que l'écart-type associé à chaque position pour chaque membre (dominant et non dominant).

L'analyse des déséquilibres dans les forces générées (figure 26) entre le membre dominant et non dominant chez les joueurs de waterpolo montre que la position d'extension ($28.49 \pm 25.31\%$) et de flexion ($21.44 \pm 35.18\%$) sont celles présentant les plus grands déséquilibres. Les positions d'abduction ($11.22 \pm 26.86\%$) et d'adduction ($10.70 \pm 15.75\%$) suivent respectivement. Les positions démontrant la plus grande variabilité sont la flexion, l'abduction, l'extension et l'adduction. Les déséquilibres observés pour la rotation externe ($6.91 \pm 2.58\%$) et interne ($6.45 \pm 4.95\%$) sont les plus faibles ainsi que pour leur variabilité.

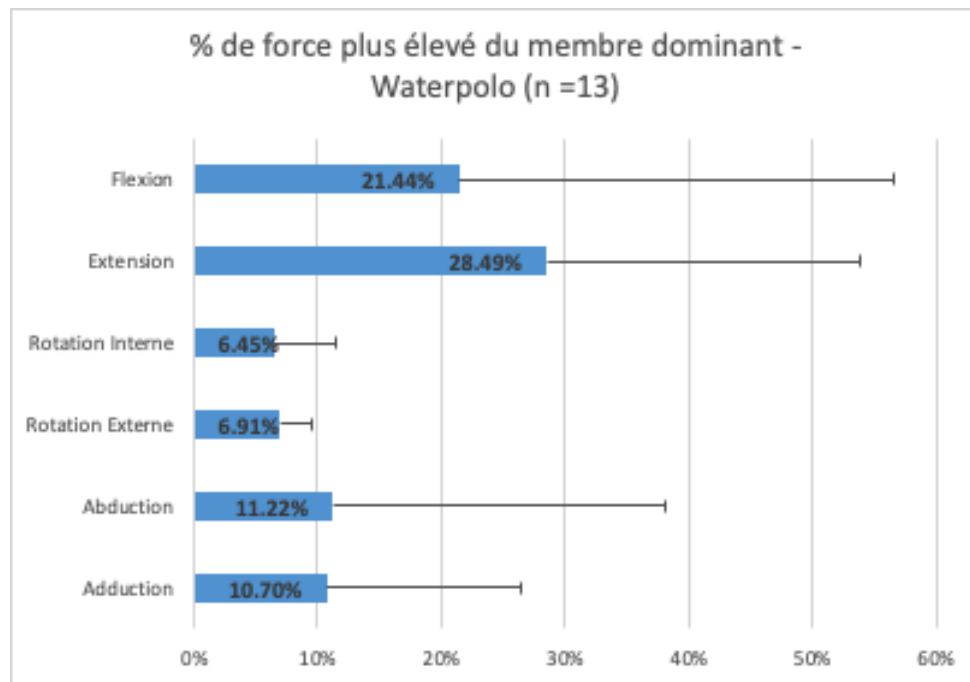


Figure 26 : Moyenne du pourcentage de force générée par le membre dominant par rapport au membre non dominant pour les joueurs de water polo ainsi que l'écart-type associé à chacune des positions.

6.2.2 Patinage courte piste

La force générée (figure 27) est plus grande pour les positions d'abduction (4.81 ± 0.80 N/kg) et d'adduction (4.80 ± 0.98 N/kg). Les forces en extension (3.58 ± 0.67 N/kg) et en flexion (3.48 ± 0.53 N/kg) suivent respectivement et ce sont les rotateurs internes (2.00 ± 0.50 N/kg) et externes (1.99 ± 0.26 N/kg) de la hanche qui présentent les plus petites valeurs de forces. La plus grande variabilité des moyennes est observée pour les positions d'extension, d'adduction, d'abduction et de flexion respectivement.

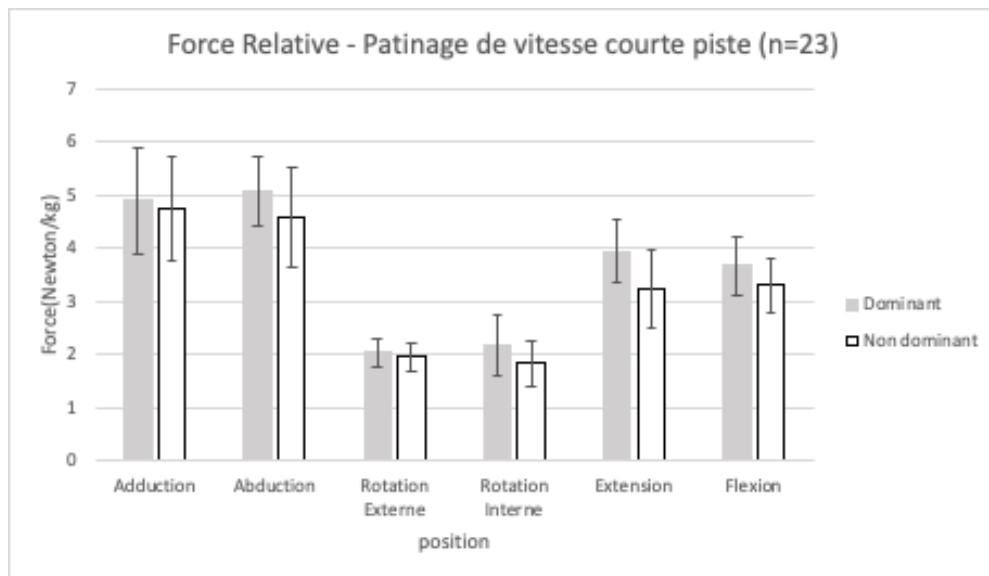


Figure 27 : Moyennes des forces relatives au poids des athlètes en patinage de vitesse courte piste ainsi que l'écart-type associé à chaque position pour chaque membre (dominant et non dominant).

Les positions ayant le meilleur taux de développement (figure 28) de force sont l'adduction ($13.93 \pm 2.31 \text{ N}\cdot\text{s}^{-1}\cdot\text{kg}^{-1}$), l'abduction ($12.62 \pm 2.58 \text{ N}\cdot\text{s}^{-1}\cdot\text{kg}^{-1}$), l'extension ($11.97 \pm 3.38 \text{ N}\cdot\text{s}^{-1}\cdot\text{kg}^{-1}$) et la flexion ($10.03 \pm 2.14 \text{ N}\cdot\text{s}^{-1}\cdot\text{kg}^{-1}$) respectivement. Les variabilités sont les plus élevées pour l'extension, l'abduction, l'adduction et la flexion respectivement. La rotation externe ($5.64 \pm 1.37 \text{ N}\cdot\text{s}^{-1}\cdot\text{kg}^{-1}$) et interne ($4.94 \pm 1.81 \text{ N}\cdot\text{s}^{-1}\cdot\text{kg}^{-1}$) sont les positions pour lesquelles le taux de développement de la force relative et la variabilité dans les mesures sont les plus faibles.

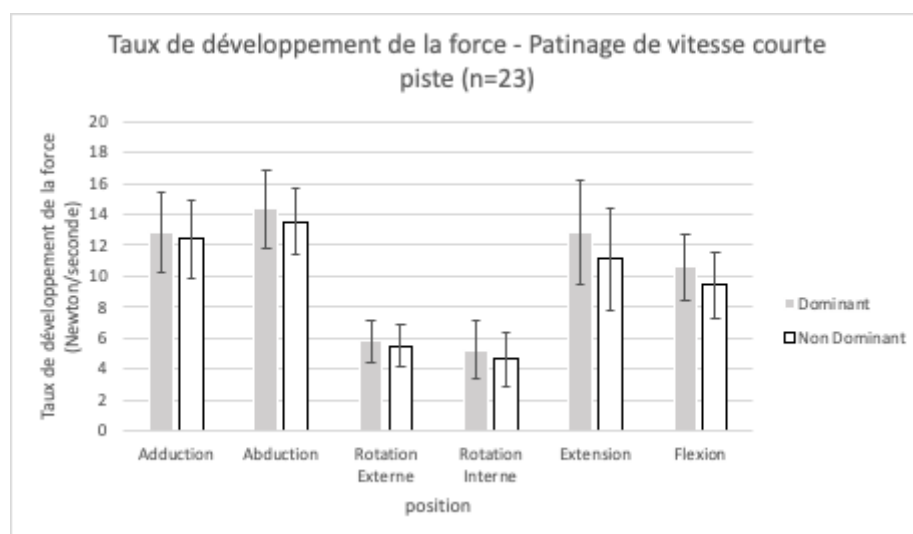


Figure 28 : Moyennes des taux de développement de la force relatives au poids des athlètes en patinage de vitesse courte piste ainsi que l'écart-type associé à chaque position pour chaque membre (dominant et non dominant).

L'analyse des débalancements (figure 29) dans les forces générées entre le membre dominant et non dominant chez les athlètes de patinage de vitesse courte piste montre la position d'extension ($18.36 \pm 12.17\%$) et de rotation interne ($14.04 \pm 9.76\%$) sont celles présentant les plus grands débalancements. Les position d'abduction ($9.70 \pm 15.50\%$) et de flexion ($9.55 \pm 8.53\%$) suivent respectivement. Les positions démontrant les plus grandes variabilité sont l'abduction, l'extension, la rotation interne et la flexion. Les débalancements observés pour la rotation externe ($4.29 \pm 4.24\%$) et l'adduction ($3.43 \pm 2.58\%$) sont les plus faibles ainsi que pour leur variabilité.

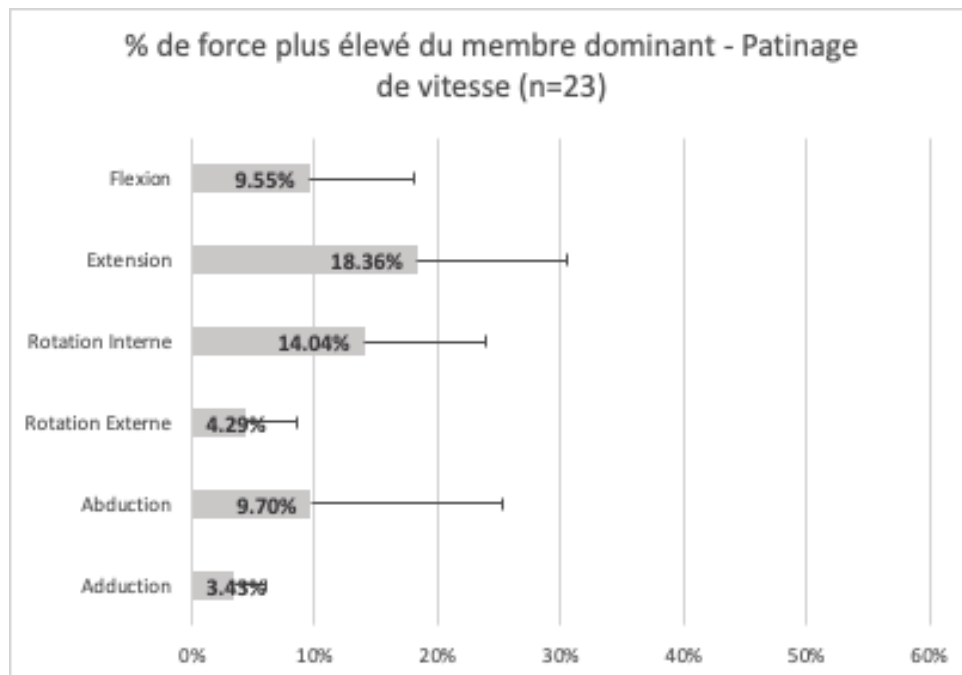


Figure 29 : Moyenne du pourcentage de force généré par le membre dominant par rapport au membre non dominant pour les athlètes en patinage de vitesse courte piste ainsi que l'écart-type associé à chacune des positions.

6.2.3 Natation artistique

La force générée (figure 30) pour les athlètes de nage artistique est plus grandes pour les positions d'adduction (4.26 ± 0.73 N/kg) et d'abduction (3.82 ± 0.60 N/kg). Les forces en flexion (2.54 ± 0.64 N/kg) et en extension (2.52 ± 0.84 N/kg) suivent respectivement et les rotateurs internes (1.61 ± 0.56 N/kg) et externes (1.35 ± 0.25 N/kg) de la hanche présentent les plus petites forces. La plus grande variabilité des moyennes est observée pour les positions la flexion, l'adduction, la flexion, l'abduction et respectivement.

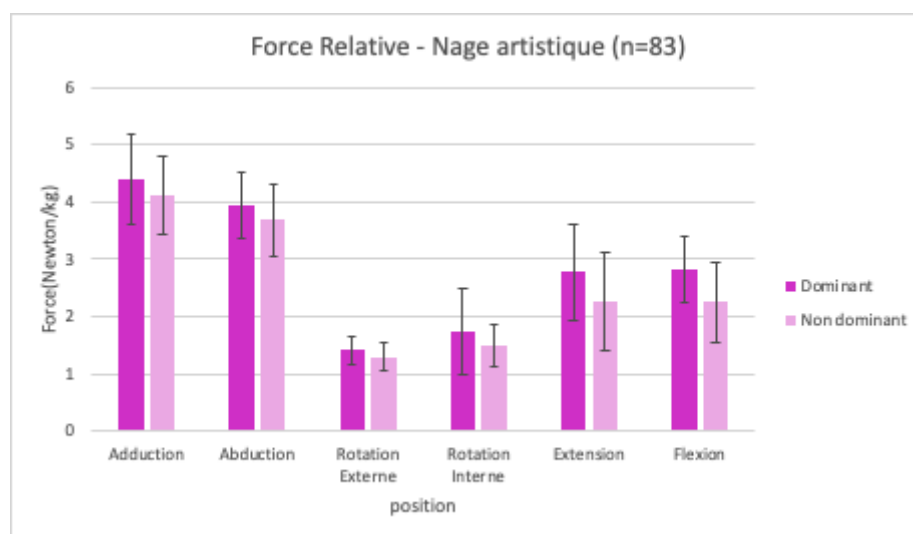


Figure 30 : Moyennes des forces relatives au poids des athlètes nage artistique ainsi que l'écart-type associé à chaque position pour chaque membre (dominant et non dominant).

Les positions ayant le meilleur taux de développement (figure 31) de force sont l'adduction ($11.36 \pm 2.99 \text{ N}\cdot\text{s}^{-1}\cdot\text{kg}^{-1}$), l'abduction ($9.80 \pm 2.23 \text{ N}\cdot\text{s}^{-1}\cdot\text{kg}^{-1}$), la flexion ($7.57 \pm 1.63 \text{ N}\cdot\text{s}^{-1}\cdot\text{kg}^{-1}$) et l'extension ($7.45 \pm 2.78 \text{ N}\cdot\text{s}^{-1}\cdot\text{kg}^{-1}$) respectivement. Les variabilités sont les plus élevées pour l'adduction, l'extension, la rotation interne et l'abduction respectivement. La rotation interne ($3.53 \pm 2.43 \text{ N}\cdot\text{s}^{-1}\cdot\text{kg}^{-1}$) et externe ($3.37 \pm 0.84 \text{ N}\cdot\text{s}^{-1}\cdot\text{kg}^{-1}$) sont les positions pour lesquelles le taux de développement de la force relative sont les plus faibles.

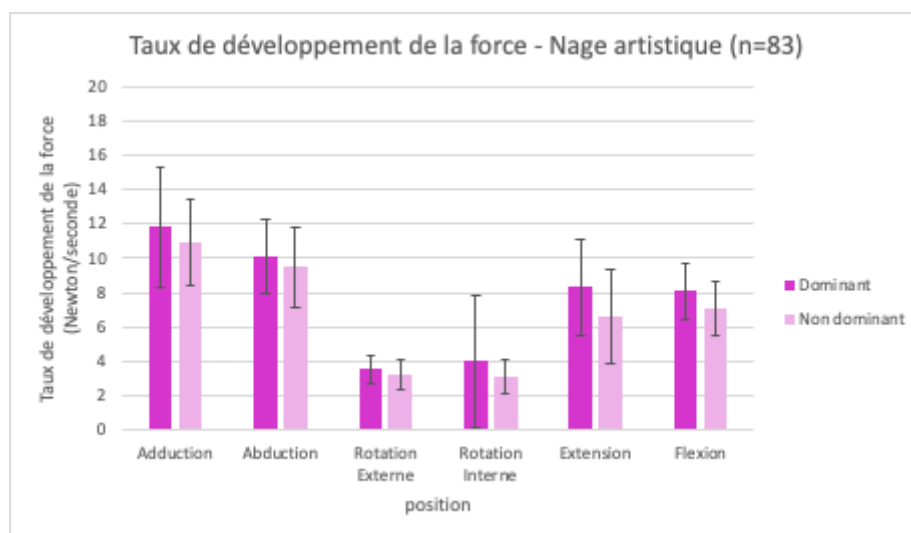


Figure 31 : Moyennes des taux de développement de la force relatives au poids des athlètes nage artistique ainsi que l'écart-type associé à chaque position pour chaque membre (dominant et non dominant).

L'analyse des débalancements dans les forces générées entre le membre dominant et non dominant (figure 32) chez les athlètes de nage artistique montre la position d'extension ($20.51 \pm 18.81\%$) et de flexion ($19.05 \pm 16.12\%$) sont celles présentant les plus grands débalancements. Les position de rotation interne ($11.04 \pm 12.85\%$) et de rotation externe ($8.11 \pm 5.72\%$) suivent respectivement. Les positions démontrant les plus grandes variabilité sont la flexion, l'extension, la rotation interne et l'adduction. Les débalancements observés pour l'abduction ($6.67 \pm 6.87\%$) et l'adduction ($5.90 \pm 7.55\%$) sont les plus faibles.

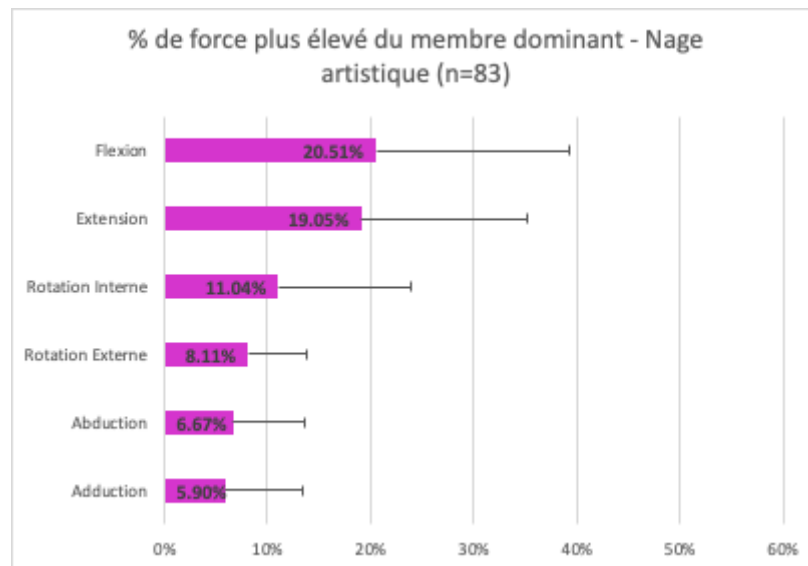


Figure 32 : Moyenne du pourcentage de force générée par le membre dominant par rapport au membre non dominant pour les athlètes nage artistique ainsi que l'écart-type associé à chacune des positions.

6.3 Ratio des muscles agoniste-antagoniste

Aucune différence significative de ratio a été identifiée entre les membre dominant et non-dominant pour chacun des trois groupes de muscles agoniste-antagoniste (adducteur/abducteur, Rotateur Externe/Rotateur Interne, Extenseur/Fléchisseur) pour l'ensemble des 3 sports (test non paramétrique Wilcoxon, $\alpha = 0.05$).

La figure 33 compare les valeurs moyennes des ratios de force pour les deux membres inférieurs pour chaque sport. Le ratio abducteur/adducteur est significativement plus bas pour waterpolo comparé à la natation artistique ($p < 0.05$), mais il demeure au-deçà du seuil critique de 0.80. Le ratio Extenseur/Fléchisseur est significativement plus faible pour le waterpolo que les deux autres sports ($p < 0.05$). Il n'existe aucune différence significative entre le patinage de vitesse et la natation artistique pour toutes les paires de muscles agonistes/antagonistes de la hanche. Pour ce qui concerne les ratios de taux de développement de la force, l'analyse statistique ne révèle aucune différence significative entre les différents groupes d'athlètes pour tous toutes les paires de groupes agoniste/antagoniste (figure 34).

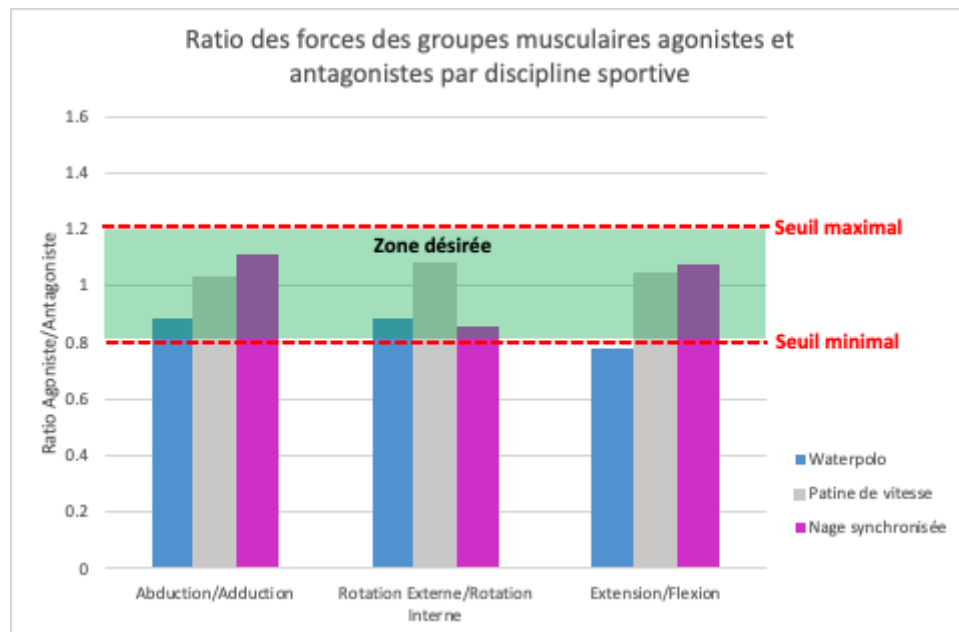


Figure 33 : Ratio des forces maximales isométriques pour les trois groupes agonistes-antagonistes de la hanche.

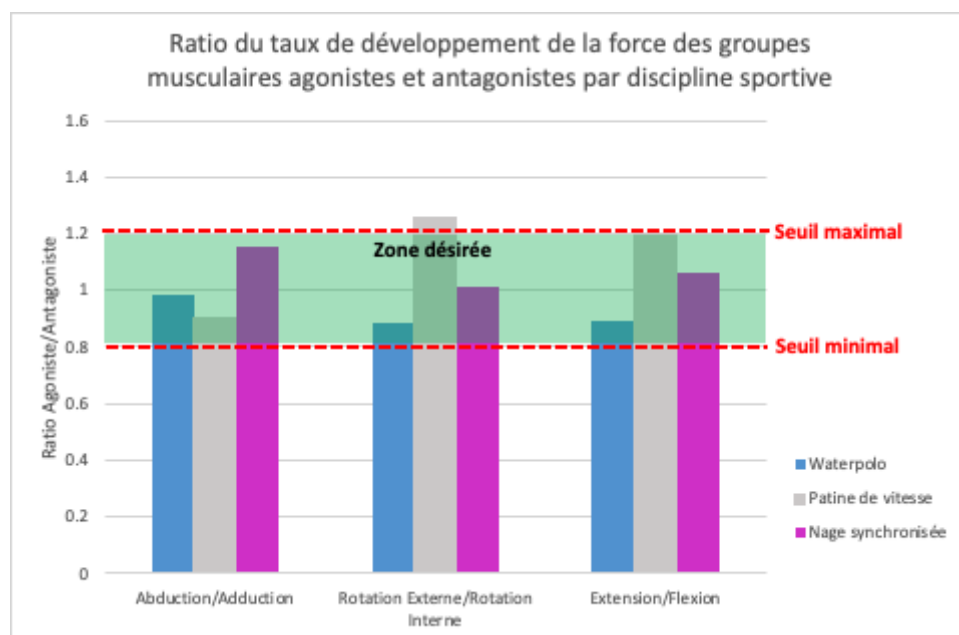


Figure 34 : Ratio des taux de développement de la force pour les trois groupes agonistes-antagonistes de la hanche.

6.4 Suivi longitudinal (waterpolo)

6.4.1 Mesures de performance

La figure 35 illustre les valeurs moyennes obtenues au cours de la saison, pour les trois mesures de performances effectuées de manière hebdomadaire. On note une augmentation linéaire de la performance au “egg-beater” résisté (dynamomètre) au

cours des sept premiers suivis (10 septembre au 13 novembre). Les valeurs moyennes passent effectivement de 86.6 N (27 septembre) à 148.3 N (13 novembre) et ce, malgré une charge chronique d'entraînement relativement stable au cours de cette période (figure 36). La valeur moyenne au cours du suivi est de 133.6 ± 21.5 N. Les valeurs moyennes quotidiennes oscillent entre 139.7 N et 159 N à partir du 22 novembre et pour le restant de la saison. Les valeurs de saut vertical varient tout au long de la saison, la valeur moyenne est de 23.5 ± 1.1 pouces avec des moyennes quotidiennes minimales de 20.75 ± 1.4 pouces (24 janvier 2019) et maximales de 26.6 ± 5.9 pouces (4 décembre 2018). Il en est de même pour les valeurs de force maximale isométrique qui varient entre 4.1 ± 1.1 N/kg (8 novembre 2018) et 5.0 ± 0.4 N/kg (28 février 2019) pour l'adduction et entre 4.3 ± 0.8 N/kg (16 octobre 2018) et 5.0 ± 0.2 N/kg (17 janvier 2019).

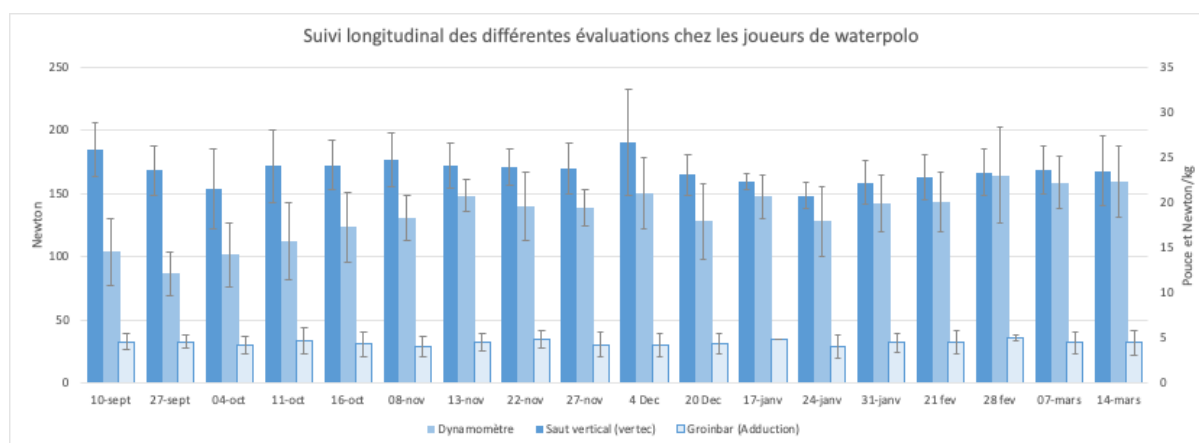


Figure 35 Moyenne de l'équipe de waterpolo aux différents tests (force de rétro-pédalage, force des adducteurs au Groinbar et hauteur atteinte au Vertec) pour chaque session.

6.4.3 Perception de l'effort (Session RPE)

La figure 36 illustre les valeurs quotidiennes moyennes de charge d'entraînements chez les joueurs de l'équipe canadienne de waterpolo, extraite des valeurs moyennes de perception hebdomadaire de l'effort. On note une augmentation linéaire dans les 3 premières sessions, passant de 466 ± 300 UA jusqu'à l'atteinte de la plus grande valeur à 805 ± 186 UA. Ensuite, on observe une variation de la charge d'entraînement oscillant entre une valeur minimale de $577 \text{ UA} \pm 74 \text{ UA}$ et d'une valeur maximale de $754 \pm 218 \text{ UA}$. Le ratio entre les charges d'entraînement aiguës (1 semaine) et chroniques (moyenne des 3 dernières semaines) montre peu de variations (entre 0.92 et 1.24). Ce ratio demeure entre les seuils établis par la littérature pour l'ensemble de la période observée.

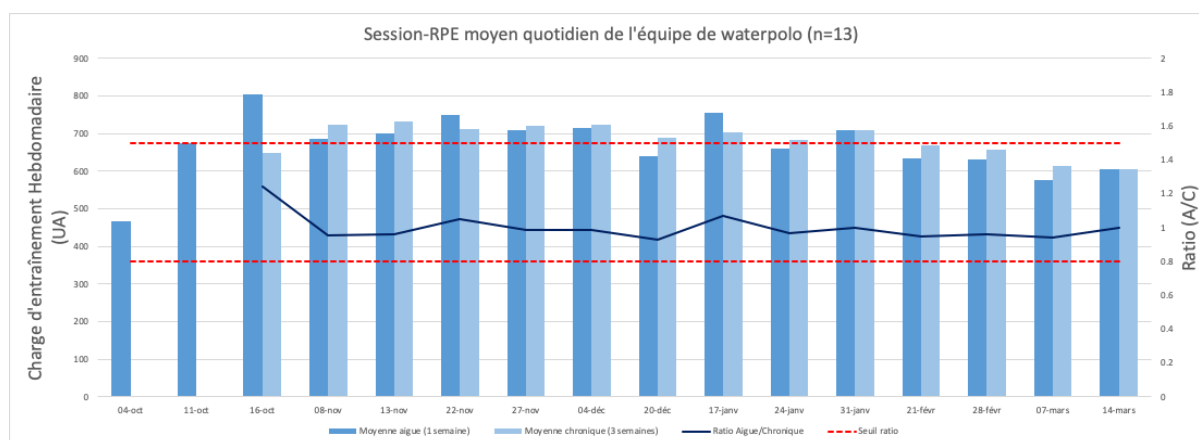


Figure 36 : Comparaison de la charge d'entraînement aiguë et chronique quotidienne moyenne des joueurs de waterpolo (unités arbitraires, UA) ainsi que le ratio de ces charges pour chaque semaine d'entraînement. Les seuils minimal et maximal sont établis à 0.8 et 1.5 respectivement.

6.4.4 Questionnaire de blessures OSTRQ

Au total, sur les 18 semaines de collecte, le questionnaire OSTRQ a permis d'identifier 37 cas où les athlètes ont rapporté une condition à leur santé ayant le potentiel de nuire à leur performance (tableau 4). Seul un athlète a rapporté un inconfort à la hanche, qui a duré deux semaines consécutives, n'a pas engendré de diminution de participation mais a engendré une diminution de la performance dans une mesure mineure et les symptômes ont été ressentis dans une mesure modérée.

Tableau 4 : Zones corporelles en liens avec le OSTRQ

Partie du corps	Nombre de rapports	Nombre de sujets
Tête/visage	10	8
Cou	1	1
Épaule	2	2
Coude	8	1
Colonne vertébrale	1	1
Hanche	2	1
Cuisse	1	1
Genou	4	2
Jambe	1	1
Autre	1	1

6.4.5 Corrélations entre blessures, fatigue et mesures de performance

Le tableau 5 indique les résultats du modèle de corrélation des mesures répétées. Seuls les scores de perception de la fatigue et la hauteur de poussée verticale dans l'eau ont une faible corrélation positive ($r=0.25$) statistiquement significative ($p=0.01$). Aucune corrélation n'a été observée entre les autres variables.

Tableau 5 : Analyse de corrélations via un modèle de mesures répétées

	OSTRQ		Saut Vertical		Force Max Iso		"Egg-Beater" résisté		Session RPE	
	r	p	r	p	r	p	r	p	r	p
OSTRQ			0	0.91	0	0.95	-0.1	0.26	0.07	0.49
Saut Vertical					0.07	0.39	0.054	0.51	0.25*	0.01*
Force Max Iso							-0.09	0.29	-0.04	0.72
"Egg-Beater" résisté									0.08	0.42
Session RPE										

7 Discussion

L'objectif principal de ce projet était de développer des valeurs normatives de ratios, asymétries et forces maximales isométriques des muscles de la hanche pour des athlètes élités de trois différents sports associés à un risque de blessure musculo-squelettique à la hanche. Étant donnée la nature novatrice des méthodes employées pour mesurer ces forces, une analyse statistique a été entreprise afin d'évaluer la fiabilité du GroinBar. Cette analyse a révélé une bonne fiabilité des données de forces isométriques maximales obtenues avec cet outil pour l'ensemble des groupes musculaires. Les valeurs de forces ont été calculées auprès de 116 athlètes de patinage de vitesse, natation artistique et waterpolo. Des différences significatives ont été observées en fonction du sport pratiqué, notamment pour les forces maximales absolue et normalisée, ainsi que les ratios des groupes musculaires agoniste/antagoniste.

7.1 Fiabilité des mesures

Les analyses de fiabilité au regard des mesures de forces isométriques à la hanche réalisées avec le GroinBar ont, en général, révélé de bons résultats, les coefficients de corrélation intraclasse allant de 0.78 à 0.88, et les erreurs standard de mesure étant inférieures à 5.8%. Toutefois, on peut noter que les résultats peuvent s'avérer plus faibles d'un essai à l'autre. Ces résultats sont donc en accord avec les travaux complémentaires réalisés sur une population de joueur de soccer de niveau universitaire (Desmyttere et al., 2019). Ainsi, ces travaux reportent une bonne fiabilité du GroinBar ainsi que l'importance de privilégier la réalisation de trois mesures afin d'en extraire la meilleure.

7.2 Force isométriques maximales à la hanche

Pour l'ensemble des sports, les adducteurs/abducteurs sont le groupe musculaire le plus fort, suivi des fléchisseurs/extenseurs et finalement des rotateurs interne/externe de la hanche. Bien que des données de force maximale isométriques aient été recueillies pour un ensemble de 116 athlètes, l'analyse statistique a permis de démontrer que les profils de force varient d'un sport à l'autre. Conséquemment, les auteurs de ce rapport tiennent à souligner l'importance de développer des valeurs de référence propres à chaque sport. À notre connaissance, cette étude est la première à rapporter des valeurs de référence de force maximale isométrique pour le waterpolo, la natation artistique et le patinage de vitesse. Tyler et al. (2001) ont rapporté des forces isométriques maximales moyennes d'approximativement 200 N en adduction pour des joueurs de hockey professionnels. Ces valeurs sont bien en-deçà de celles du présent rapport. Tout d'abord, les forces ont été mesurées avec un dynamomètre manuel. Tel que mentionné dans ce rapport, l'utilisation de cet outil comporte d'importantes sources de biais dans l'évaluation de la force maximale chez des athlètes; principalement en ce qui concerne la capacité de l'évaluateur à résister la force des membres inférieurs des athlètes (K. Thorborg, Bandholm, Schick, Jensen et Hölmich, 2013). De plus, le dynamomètre était appliqué à la cheville des athlètes, ce qui allonge le bras de levier auquel sont soumis les adducteurs et abducteurs et désavantage ces groupes musculaires en terme de production de force. Ryan et al. (2018) ont rapporté des valeurs de force isométrique moyennes de 381.5 ± 92 N en adduction pour des joueurs de football australien lorsque mesurées avec le GroinBar. Ces valeurs se rapprochent de celles obtenues dans le cadre de notre étude pour les

athlètes de waterpolo et de patinage de vitesse. Les valeurs de force maximale isométriques sont systématiquement plus faibles pour les nageuses artistique, peu importe le degré de liberté. Ceci s'explique en grande partie par le poids moyen des athlètes. Lorsqu'elles sont normalisées par rapport au poids corporel, les valeurs de force des nageuses artistiques se rapprochent de celles des joueurs de waterpolo. Les forces normalisées pour les patineurs/euses de vitesse sont significativement plus élevées que les deux autres groupes pour l'abduction, la rotation externe et l'extension, soient les trois composantes spécifiques au mode de propulsion dans ce sport (Koning, de Koning et van Ingen Schenau, s.d.). De plus, la performance dans les sports aquatiques requièrent une grande force des membres supérieurs, leur entraînement doit se faire en quelque sorte au détriment de la force des membres inférieurs. Finalement, la locomotion dans les sports aquatiques est dictée par la dynamique des fluides qui dépend davantage du positionnement de l'athlète dans l'eau que leur poids corporel (Cazorla, Montpetit et Chatard, 1985). L'importance d'un bon ratio force/poids est potentiellement moins substantielle pour ces deux groupes d'athlètes.

Malgré l'importance de la puissance musculaire dans la performance sportive, peu d'études rapportent des valeurs de taux de développement de la force. Les méthodes employées dans le présent rapport afin d'évaluer cette composante suivent les recommandations de (Mentiplay et al., 2015). Les valeurs d'adduction, d'abduction, d'extension et de flexion de la hanche rapportées par ces auteurs sont près du double de celles rapportées dans le présent rapport. Outre les différences dans le positionnement des athlètes, les disparités dans les données peuvent s'expliquer une fois de plus par l'utilisation d'un dynamomètre manuel dans l'étude précédente. Plus particulièrement, la vitesse à laquelle l'évaluateur applique une force pour résister au mouvement du participant peut potentiellement s'ajouter au taux de développement de la force de l'athlète si les deux ne sont pas parfaitement synchronisés. Dans une étude récemment acceptée pour publication scientifique, Desmyttere et al. (2019) ont mesuré le taux de développement de la force chez des joueurs de soccer, pour les 6 degrés de liberté à la hanche, à l'aide du GroinBar et d'un protocole identique à celui du présent rapport. Les valeurs rapportées dans cette étude se rapprochent de celles du présent rapport. Les valeurs du taux de développement de la force suivent la tendance des valeurs de force maximale. Notamment, les rotateurs externe et interne de la hanche rapportent des valeurs significativement plus faibles que les deux autres groupes musculaires testés. Ces observations concordent avec celles de Desmyttere et al. (2019), qui ont associé cette différence à la corrélation entre force maximale et taux de développement de la force (Andersen et Aagaard, 2006) ainsi qu'au manque de familiarité avec les contractions isolées des rotateurs de la hanche. Néanmoins, la fonction des rotateurs de la hanche est communément évaluée en clinique, et fortement associée avec plusieurs risques de blessures des membres inférieures (Cibulka et al., 2010). Ce rapport est un des premiers à offrir des valeurs normatives de force et taux de développement de la force, et ce pour trois sports soutenus par l'INS.

Bien que les débalancements musculaires entre les deux membres inférieurs sont communément associés à un risque accru de blessures à la hanche (J. Ryan et al., 2014), il n'existe à la connaissance des auteurs aucune étude proposant des valeurs critiques. Tout d'abord, très peu de valeurs normatives existent pour les rotateurs de la hanche ainsi que pour les extenseurs et fléchisseurs. Par ailleurs, les quelques études comparant les membres dominant et non-dominant des abducteurs et adducteurs de la hanche rapportent des différences variant entre 4% et 14% (Kristian

Thorborg et al., 2011). Les asymétries rapportées dans le présent rapport pour les adducteurs et abducteurs varient entre 5% et 10%, selon le sport. Ces valeurs concordent avec celles des études antérieures. Un plus grand débalancement est observé de manière systématique pour les fléchisseurs et extenseurs de la hanche. Les auteurs proposent ici trois théories afin de supporter ces observations. Tout d'abord, les positions utilisées pour tester ces deux groupes musculaires ont été développées pour la présente étude. L'appareil n'était initialement pas conçu spécifiquement pour tester les muscles fléchisseurs et extenseurs de la hanche. Contrairement aux tests d'abduction et d'adduction, les contractions en flexion et en extension sont effectuées en chaîne ouverte, ce qui augmente le nombre de degrés de liberté que l'athlète doit gérer afin de générer la force et pourrait expliquer les plus grandes variabilités inter-sujets obtenues pour les données de force. Aussi, contrairement aux deux autres groupes musculaires, la flexion et l'extension ont été testés un côté à la fois, ce qui pourrait avoir engendré des différences dans le recrutement neuro-moteur (Jakobi et Chilibeck, 2001). Finalement, les mouvements purs d'extension et de flexion sont beaucoup moins importants pour la propulsion dans les sports aquatiques. Les athlètes étaient potentiellement moins familiers avec ce type de contraction, ce qui pourrait expliquer les plus grandes déviations standards des valeurs de débalancement pour ces deux sports comparés aux athlètes de patinage de vitesse.

Outre une étude menée par Desmyttere et al. (2019), ce rapport est le premier à rapporter des valeurs normatives de ratio pour les groupes musculaires agonistes-antagoniste pour l'ensemble des degrés de libertés à la hanche. Tyler et al. (2001) ont rapporté un risque de blessure de plus de 17 fois plus élevé pour les joueurs de hockey dont la force maximale isométrique des muscles adducteurs était en-deçà de 80% de celles des adducteurs. Les ratios moyens de force rapportés pour les trois sports demeurent au-delà de cette valeur critique. Il en est de même pour les valeurs de taux de développement de la force. Il n'existe, à la connaissance des auteurs, aucune valeur de référence pour les autres degrés de liberté à la hanche. Aucune différence significative n'a été observée entre les ratios musculaires du membre dominant et non-dominant pour l'ensemble des sports. Aucune différence significative n'a été observée pour l'ensemble des ratios entre le patinage de vitesse et la nage synchro, et ce malgré les différentes exigences musculaires entre ces deux sports. Le ratio de force musculaire entre les extenseurs et les fléchisseurs est significativement plus faible pour les joueurs de waterpolo. Malheureusement, le faible taux de blessure à la hanche rapportée dans l'étude longitudinale ne permet pas de tirer aucune conclusion entre les ratios musculaires et le risque de blessures aux membres inférieurs.

7.3 Suivi longitudinal (Waterpolo)

Des suivis hebdomadaires ont été effectués auprès de 13 joueurs de l'équipe masculine nationale de waterpolo sur une période de 27 semaines (10 septembre 2018 au 14 Mars 2019) afin d'évaluer certains marqueurs de performance et leur corrélation avec la charge d'entraînement et l'occurrence de blessures.

À première vue, les valeurs moyennes pour les trois marqueurs de performance ont fluctué tout au cours de la saison, tout comme la charge d'entraînement. Les valeurs de "egg-beater" résisté ont cependant augmenté de manière linéaire au début de la

saison (septembre-novembre) pour ensuite se stabiliser vers des valeurs plus élevées que les six premières semaines de test. Bien que le “egg-beater” soit une tâche fréquemment accomplie par les joueurs de waterpolo, le contexte dans lequel cette aptitude a été évaluée ne correspond pas exactement aux efforts effectués en situation de jeu. Les auteurs du rapport estiment qu’une longue période d’adaptation a été nécessaire afin que les joueurs se familiarisent avec ce test. Les valeurs des deux autres marqueurs de performance ont semblé fluctué de manière plus stable. En effet, les valeurs moyennes quotidiennes sont demeurées à l’intérieur de deux déviations standards de la moyenne globale. Platanou et al. (2005) ont évalué la performance de propulsion verticale dans l’eau chez des joueurs d’élite de waterpolo. Ces derniers ont rapporté des hauteurs moyennes entre 70.4 cm et 66.2 cm; ces résultats sont semblables à ceux rapportés dans le présent rapport.

Un des objectifs du suivi longitudinal était d’établir une corrélation entre les profils de force (force maximale, taux de développement de la force, ratios agonistes-antagoniste, asymétries des membres gauche-droite) et l’occurrence de blessures à la hanche au cours d’une saison compétitive pour des joueurs de l’équipe nationale de waterpolo. Bien que le questionnaire OSTRQ ait permis d’identifier des blessures et maladies ayant engendré une diminution de participation ou de performance des athlètes au cours de la saison, seul un athlète a rapporté une blessure spécifique à la hanche. Étant donnée le faible taux de blessures rapportées à la hanche, une analyse de corrélation entre les paramètres de forces et les blessures à la hanche n’a pas été possible. Le score de sévérité de blessure, soit la somme des scores pour les quatre premières questions, a été implémenté dans le modèle de corrélation de mesures répétées. Ce modèle a cependant révélé aucune corrélation entre le score de sévérité des blessures et la performance dans les trois marqueurs de performance. Les auteurs tiennent à noter que seule une blessure majeure a été rapportée (score de 100), pour laquelle l’athlète n’a pas participé aux tests. Pour l’ensemble des autres blessures rapportées, les scores de sévérités étaient égaux ou inférieurs à 31, correspondant à des blessures mineures (Clarsen, Myklebust et Bahr, 2013). L’impact de ces blessures sur la performance était potentiellement plus subjectif qu’objectif. Malgré l’absence de corrélation statistique avec la performance, les auteurs apprécient la sensibilité du questionnaire aux inconforts qui n’ont pas nécessité l’intervention du personnel médical, et recommandent fortement l’utilisation de cet outil dans la prévention et l’identification de blessures potentielles.

Gathercole et al. (2015) ont démontré la validité, la fiabilité et la sensibilité des sauts verticaux afin de quantifier la fatigue neuromusculaire chez différents groupes d’athlètes. Cependant, la capacité de la puissance des membres inférieurs, telle que traduite par un saut vertical, a une très faible corrélation avec la performance d’une propulsion verticale dans l’eau (Platanou, 2005). Dans le présent rapport, une faible corrélation positive a été observée entre la performance à la propulsion verticale dans l’eau et la charge d’entraînement, telle que traduite par la perception de l’effort. Les auteurs se seraient attendus à une corrélation négative entre ces deux variables, de manière à ce que la fatigue nuise à la performance. Cependant, le ratio aigu/chronique de la charge d’entraînement n’a jamais excédé les seuils critiques; conséquemment les athlètes n’ont probablement jamais accumulés une fatigue suffisante pour nuire à leur performance à un des trois tests. Cette hypothèse expliquerait qu’aucune autre corrélation significative entre les marqueurs de performance et la charge d’entraînement ait été identifiée. Par ailleurs, le taux de participation des athlètes à remplir le questionnaire de perception de charge d’entraînement était très faible, ce qui a potentiellement nuit à l’analyse statistique.

Bien que les auteurs soutiennent la pertinence de cet outil afin d'adapter la charge d'entraînement, ils recommandent de modifier la manière dont celui-ci est distribué aux athlètes. Celui-ci pourrait être rempli sur place, tout comme le questionnaire de blessures OSTRQ, qui a sollicité un très bon taux de participation.

8 Conclusion

A travers ce contrat de recherche, nous avons évalué la force isométrique à la hanche pour 119 athlètes dans trois sports à savoir natation artistique, waterpolo et patinage de courte piste. Nous avons rapporté les forces maximales isométriques ainsi que les taux de développement de la force, des ratios agonistes-antagonistes et des débalancements gauche-droite (ou côté dominant vs non-dominant). Ces valeurs peuvent servir de références pour le suivi de la fonction de la hanche des athlètes dans leur sport respectif. Nous avons également réalisé une étude avancé pour prédire la performance de trois gestes techniques en natation artistique à partir des ces forces isométriques. L'outil a un potentiel pour guider la planification de la préparation physique comme la précision du modèle est similaire à la précision de l'échelle de notation dans le sport. Finalement, le suivi longitudinal a mis en évidence plusieurs limitations qui devront être considérée dans une nouvelle étude longitudinale avec des athlètes élités dans un contexte de prévention des blessures.

9 Références

- Abut, F. et Akay, M. F. (2015). Machine learning and statistical methods for the prediction of maximal oxygen uptake: recent advances. *Medical Devices*, 8, 369-379.
- Alentejano, T., Marshall, D. et Bell, G. (2008). A time-motion analysis of elite solo synchronized swimming. *International Journal of Sports Physiology and Performance*, 3(1), 31-40.
- Andersen, L. L. et Aagaard, P. (2006). Influence of maximal muscle strength and intrinsic muscle contractile properties on contractile rate of force development. *European Journal of Applied Physiology*, 96(1), 46-52.
- Anderson, K., Strickland, S. M. et Warren, R. (2001). Hip and groin injuries in athletes. *The American Journal of Sports Medicine*, 29(4), 521-533.
- Bernards, J. R., Sato, K., Haff, G. G. et Bazyler, C. D. (2017). Current Research and Statistical Practices in Sport Science and a Need for Change. *Sports (Basel, Switzerland)*, 5(4).
doi:10.3390/sports5040087
- Carey, D. L., Blanch, P., Ong, K.-L., Crossley, K. M., Crow, J. et Morris, M. E. (2017). Training loads and injury risk in Australian football-differing acute: chronic workload ratios influence match injury risk. *British Journal of Sports Medicine*, 51(16), 1215-1220.
- Carter, J. E. L. et Ackland, T. R. (1994). Kinanthropometry in Aquatic Sport: A Study of World Class Athletes.
- Cazorla, G., Montpetit, R. et Chatard, J.-C. (1985). Aspects biologiques de la natation de compétition. *Culture technique*. Repéré à
http://documents.irevues.inist.fr/bitstream/handle/2042/31667/C&T_1985_13_127.pdf?sequence=1
- Cibulka, M. T., Strube, M. J., Meier, D., Selsor, M., Wheatley, C., Wilson, N. G. et Irrgang, J. J. (2010). Symmetrical and asymmetrical hip rotation and its relationship to hip rotator muscle strength. *Clinical Biomechanics*, 25(1), 56-62.
- Cichanowski, H. R., Schmitt, J. S., Johnson, R. J. et Niemuth, P. E. (2007). Hip strength in collegiate female athletes with patellofemoral pain. *Medicine and Science in Sports and*

Exercise, 39(8), 1227-1232.

Clarsen, B., Myklebust, G. et Bahr, R. (2013). Development and validation of a new method for the registration of overuse injuries in sports injury epidemiology: the Oslo Sports Trauma Research Centre (OSTRC) overuse injury questionnaire. *British Journal of Sports Medicine*, 47(8), 495-502.

Clarsen, B., Rønsen, O., Myklebust, G., Flørenes, T. W. et Bahr, R. (2014). The Oslo Sports Trauma Research Center questionnaire on health problems: a new approach to prospective monitoring of illness and injury in elite athletes. *British Journal of Sports Medicine*, 48(9), 754-760.

Desmyttere, G., Gaudet, S. et Begon, M. (2019). Test-retest reliability of a hip strength assessment system in varsity soccer players. *Physical Therapy in Sport: Official Journal of the Association of Chartered Physiotherapists in Sports Medicine*, 37, 138-143.

Dorogush, A. V., Ershov, V. et Gulin, A. (2018, 24 octobre). *CatBoost: gradient boosting with categorical features support*. *arXiv [cs.LG]*. Repéré à <http://arxiv.org/abs/1810.11363>

FINA. (2018). FINA Artistic swimming manual for judges, coaches and referees. *Fédération Internationale de Natation*.

Fister, I., Ljubič, K., Suganthan, P. N., Perc, M. et Fister, I. (2015). Computational intelligence in sports: Challenges and opportunities within a new research domain. *Applied mathematics and computation*, 262, 178-186.

Fulcher, M. L., Hanna, C. M. et Raina Elley, C. (2010). Reliability of handheld dynamometry in assessment of hip strength in adult male football players. *Journal of Science and Medicine in Sport / Sports Medicine Australia*, 13(1), 80-84.

Gabbett, T. J. (2016). The training—injury prevention paradox: should athletes be training smarter and harder? *British Journal of Sports Medicine*, 50(5), 273-280.

Gathercole, R. J., Sporer, B. C., Stellingwerff, T. et Sleivert, G. G. (2015). Comparison of the Capacity of Different Jump and Sprint Field Tests to Detect Neuromuscular Fatigue. *Journal of Strength and Conditioning Research / National Strength & Conditioning Association*, 29(9), 2522-2531.

Girdwood, M. et Webster, M. (2017). High rates of shoulder and hip pain in water polo players

- across elite, sub-elite and recreational levels. *Journal of science and medicine in sport / Sports Medicine Australia*, 20, 17.
- Grimston, S. K. et Hay, J. G. (1986). Relationships among anthropometric and stroking characteristics of college swimmers. *Medicine and Science in Sports and Exercise*, 18(1), 60-68.
- Haddad, M., Stylianides, G., Djaoui, L., Dellal, A. et Chamari, K. (2017). Session-RPE Method for Training Load Monitoring: Validity, Ecological Usefulness, and Influencing Factors. *Frontiers in Neuroscience*. doi:10.3389/fnins.2017.00612
- Harbo, T., Brincks, J. et Andersen, H. (2012). Maximal isokinetic and isometric muscle strength of major muscle groups related to age, body mass, height, and sex in 178 healthy subjects. *European Journal of Applied Physiology*, 112(1), 267-275.
- Homma, M. (1997). A study of the components of the team free routines in synchronized swimming at the Atlanta Olympic Games. *Suiei Suichu Undo Kagaku*, 13, 9-20.
- Homma, M. et Homma, M. (2005). Coaching points for the technique of the eggbeater kick in synchronized swimming based on three-dimensional motion analysis. *Sports Biomechanics / International Society of Biomechanics in Sports*, 4(1), 73-87.
- Jakobi, J. M. et Chilibeck, P. D. (2001). Bilateral and Unilateral Contractions: Possible Differences in Maximal Voluntary Force. *Canadian Journal of Applied Physiology*. doi:10.1139/h01-002
- Koning, J. J. de, de Koning, J. J. et van Ingen Schenau, G. J. (s.d.). Performance-Determining Factors in Speed Skating. *Biomechanics in Sport*. doi:10.1002/9780470693797.ch11
- Krause, D. A., Neuger, M. D., Lambert, K. A., Johnson, A. E., DeVinny, H. A. et Hollman, J. H. (2014). Effects of examiner strength on reliability of hip-strength testing using a handheld dynamometer. *Journal of Sport Rehabilitation*, 23(1), 56-64.
- Kruschke, J. K. (2013). Bayesian estimation supersedes the t test. *Journal of Experimental Psychology. General*, 142(2), 573-603.
- Kuhn, A. W., Noonan, B. C., Kelly, B. T., Larson, C. M. et Bedi, A. (2016). The Hip in Ice Hockey: A Current Concepts Review. *Arthroscopy: The Journal of Arthroscopic & Related Surgery: Official Publication of the Arthroscopy Association of North America and the International*

- Arthroscopy Association*, 32(9), 1928-1938.
- Lundberg, S. M. et Lee, S.-I. (2017). A Unified Approach to Interpreting Model Predictions. Dans I. Guyon, U. V. Luxburg, S. Bengio, H. Wallach, R. Fergus, S. Vishwanathan et R. Garnett (dir.), *Advances in Neural Information Processing Systems 30* (p. 4765-4774). Curran Associates, Inc.
- Maffiuletti, N. A. (2010). Assessment of hip and knee muscle function in orthopaedic practice and research. *The Journal of Bone and Joint Surgery. American Volume*, 92(1), 220-229.
- Maier, T., Meister, D., Trösch, S. et Wehrin, J. P. (2018). Predicting biathlon shooting performance using machine learning. *Journal of Sports Sciences*, 36(20), 2333-2339.
- Mentiplay, B. F., Perraton, L. G., Bower, K. J., Adair, B., Pua, Y.-H., Williams, G. P., ... Clark, R. A. (2015). Assessment of Lower Limb Muscle Strength and Power Using Hand-Held and Fixed Dynamometry: A Reliability and Validity Study. *PloS One*, 10(10), e0140822.
- Natekin, A. et Knoll, A. (2013). Gradient boosting machines, a tutorial. *Frontiers in Neurobotics*, 7, 21.
- Nebro, A. J., Durillo, J. J., Garcia-Nieto, J., Coello Coello, C. A., Luna, F. et Alba, E. (2009). SMPSO: A new PSO-based metaheuristic for multi-objective optimization. Dans *2009 IEEE Symposium on Computational Intelligence in Multi-Criteria Decision-Making(MCDM)* (p. 66-73).
- Ofoghi, B., Zeleznikow, J., Dwyer, D. et Macmahon, C. (2013). Modelling and analysing track cycling Omnium performances using statistical and machine learning techniques. *Journal of Sports Sciences*, 31(9), 954-962.
- Oliveira, N., Chiu, C.-Y. et Sanders, R. H. (2015). Kinematic Patterns Associated with the Vertical Force Produced during the Eggbeater Kick. *Journal of Sports Sciences*, 33(16), 1675-1681.
- Oliveira, N., Fernandes, R. J., Sarmiento, M., Liberal, S., Figueiredo, P. A., Gonçalves, P. et Vilas-Boas, J. P. (2010). Muscle Activity During the Typical Water Polo Eggbeater Kick. *International Journal of Aquatic Research and Education*, 4(2), 7.
- Oliveira, N. et Sanders, R. H. (2015). Kinematic and kinetic evidence for functional lateralization in a symmetrical motor task: the water polo eggbeater kick. *Experimental Brain Research. Experimentelle Hirnforschung. Experimentation Cerebrale*, 233(3), 947-957.

- Oliveira, N., Saunders, D. H. et Sanders, R. H. (2016). The Effect of Fatigue-Induced Changes in Eggbeater-Kick Kinematics on Performance and Risk of Injury. *International Journal of Sports Physiology and Performance*, 11(1), 141-145.
- Pantazopoulos, A. et Maragoudakis, M. (2018). Sports & Nutrition Data Science Using Gradient Boosting Machines. Dans *Proceedings of the 10th Hellenic Conference on Artificial Intelligence* (p. 56:1-56:7). New York, NY, USA : ACM.
- Platanou, T. (2005). On-water and dryland vertical jump in water polo players. *The Journal of Sports Medicine and Physical Fitness*, 45(1), 26-31.
- PORTNEY et LG. (2008). Statistical measures of reliability. *Foundation of clinical research. Applications to practice*, 585-618.
- Ryan, J., DeBurca, N. et Mc Creesh, K. (2014). Risk factors for groin/hip injuries in field-based sports: a systematic review. *British Journal of Sports Medicine*, 48(14), 1089-1096.
- Ryan, S., Kempton, T., Pacecca, E. et Coutts, A. J. (2018). Measurement Properties of an Adductor Strength Assessment System in Professional Australian Footballers. *International Journal of Sports Physiology and Performance*, 1-13.
- Sanders, R. H. (1999a). A Model of Kinematic Variables Determining Height Achieved in Water Polo Boosts. *Journal of applied biomechanics*, 15(3), 270-283.
- Sanders, R. H. (1999b). Analysis of the Eggbeater Kick Used to Maintain Height in Water Polo. *Journal of applied biomechanics*, 15(3), 284-291.
- Scott, D. A., Bond, E. Q., Sisto, S. A. et Nadler, S. F. (2004). The intra- and interrater reliability of hip muscle strength assessments using a handheld versus a portable dynamometer anchoring station. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, 85(4), 598-603.
- Sprague, H. A. (1976). Relationship of certain physical measurements to swimming speed. *Research Quarterly*, 47(4), 810-814.
- Stirn, I., Strmecki, J. et Strojnik, V. (2014). The examination of different tests for the evaluation of the efficiency of the eggbeater kicks. *Journal of Human Kinetics*, 41, 215-226.
- Taber, C., Bellon, C., Abbott, H. et Bingham, G. E. (2016). Roles of Maximal Strength and Rate of Force Development in Maximizing Muscular Power. *Strength & Conditioning Journal*, 38(1), 71.

- Thorborg, K., Bandholm, T., Schick, M., Jensen, J. et Hölmich, P. (2013). Hip strength assessment using handheld dynamometry is subject to intertester bias when testers are of different sex and strength. *Scandinavian Journal of Medicine & Science in Sports*, 23(4), 487-493.
- Thorborg, K., Petersen, J., Magnusson, S. P. et Hölmich, P. (2010). Clinical assessment of hip strength using a hand-held dynamometer is reliable. *Scandinavian journal of medicine & science in sports*, 20(3), 493-501.
- Thorborg, K., Serner, A., Petersen, J., Madsen, T. M., Magnusson, P. et Hölmich, P. (2011). Hip adduction and abduction strength profiles in elite soccer players: implications for clinical evaluation of hip adductor muscle recovery after injury. *The American Journal of Sports Medicine*, 39(1), 121-126.
- Tyler, T. F., Nicholas, S. J., Campbell, R. J. et McHugh, M. P. (2001). The association of hip strength and flexibility with the incidence of adductor muscle strains in professional ice hockey players. *The American Journal of Sports Medicine*, 29(2), 124-128.
- Whittaker, J. L., Small, C., Maffey, L. et Emery, C. A. (2015). Risk factors for groin injury in sport: an updated systematic review. *British Journal of Sports Medicine*, 49(12), 803-809.
- Wilk, K. E., Macrina, L. C., Fleisig, G. S., Porterfield, R., Simpson, C. D., 2nd, Harker, P., ... Andrews, J. R. (2011). Correlation of glenohumeral internal rotation deficit and total rotational motion to shoulder injuries in professional baseball pitchers. *The American Journal of Sports Medicine*, 39(2), 329-335.
- Zinner, C., Sperlich, B., Krueger, M., Focke, T., Reed, J. et Mester, J. (2015). Strength, Endurance, Throwing Velocity and in-Water Jump Performance of Elite German Water Polo Players. *Journal of Human Kinetics*, 45, 149-156.