

Table des matières

Résumé	3
1 Introduction.....	4
1.1 La gymnastique artistique masculine (GAM)	4
1.2 La force maximale relative.....	6
1.3 L'entraînement de la force maximale spécifique aux anneaux	6
1.4 Les changements au niveau de l'activité musculaire.....	9
1.5 Les renseignements sur les progrès de l'entraînement	12
1.6 Objectif du travail	14
2 Méthode	16
2.1 Sujets.....	16
2.2 Design de l'étude	16
2.3 Méthode et matériel de mesure	16
2.4 Intervention	21
2.5 Évaluation et analyse statistique des données	22
3 Résultats.....	23
3.1 Force, résistance et temps maximal	23
3.2 Activité musculaire.....	25
4 Discussion	34
4.1 Force, résistance et temps maximal	34
4.2 Activité musculaire.....	36
5 Conclusion	39
Bibliographie.....	40
Annexe.....	45
Annexe 1 – Décision de la commission cantonale d'éthique de la recherche de Berne	45
Annexe 2 – Évaluation de l'état de santé générale (Checkliste)	49
Annexe 3 – Positionnement des marqueurs selon le modèle Plug-in Gait.....	50
Remerciements.....	53

Résumé

Introduction. Un niveau élevé de la force maximale relative des membres supérieurs est essentiel pour présenter les éléments de force dans l'exercice aux anneaux en gymnastique artistique masculine (GAM). L'entraînement concentrique et quasi-isométrique sont les plus utilisés pour augmenter la force maximale spécifique aux anneaux, mais selon les entraîneurs de haut niveau, les méthodes excentriques en force maximale semblent aussi être efficaces. L'entraînement de force influence la composition du muscle et donc l'activité musculaire. Cette étude est la première qui décrit les changements de l'activité musculaire durant les éléments de maintien en force après une intervention d'un programme d'entraînement de force.

Objectif. Le but de cette étude est d'observer quels sont les effets de quatre semaines d'entraînement de force maximale excentrique-isocinétique au niveau de la force maximale et de l'activité musculaire spécifique des membres supérieurs lors des éléments de maintien en force de l'hirondelle et de l'appui facial horizontal.

Méthode. Neuf athlètes du cadre national suisse ont effectué quatre semaines d'entraînement de force maximale excentrique-isocinétique avec un volume variable. L'hirondelle et l'appui facial horizontal ont été testés avant et après l'intervention. La résistance maximale, le temps maximal de maintien de la position des deux éléments, les intensités et le spectre de fréquence du signal de l'électromyographie (EMG) sont déterminées.

Résultats. Trois athlètes ont eu moins de douleur à l'épaule après l'intervention. La résistance maximale des deux éléments a augmenté significativement ($p < 0.05$, +6.75 % et +3.60 %) ainsi que le temps maximal de maintien de la position de l'hirondelle ($p < 0.05$). Les moyennes de l'intensité totale normalisée des bandes de haute fréquence du signal EMG ont augmenté et celles de basse fréquence ont diminué. En outre la corrélation entre les deux premiers intervalles (0.89 à 0.95) des spectres de fréquence de l'exécution des deux éléments a été plus grande que la corrélation entre le premier et le dernier intervalle (0.77 à 0.91).

Discussion. L'entraînement excentrique-isocinétique augmente la force maximale spécifique aux anneaux à cause de la similitude du travail musculaire de l'entraînement avec celui des éléments de maintien en force. L'entraînement engendre un renforcement des fibres lentes, une activation additionnelle des fibres rapides et une meilleure synchronisation des UMs.

Conclusion. L'entraînement de force maximale excentrique-isocinétique de cette étude est recommandé pour des athlètes de haut niveau en GAM comme changement de stimuli avec le but d'augmenter la force maximale spécifique aux anneaux en peu de temps lors de la première phase de préparation aux compétitions.

1 Introduction

1.1 La gymnastique artistique masculine (GAM)

La gymnastique artistique masculine (GAM) présente six exercices avec différents engins : l'exercice au sol, le cheval d'arçon, les anneaux, le saut, les barres parallèles et la barre fixe. Les exercices se composent d'éléments propres aux engins qui s'évaluent selon le code de pointage (CoP) de la Fédération Internationale de Gymnastique (FIG, 2017). Chaque exercice de compétition reçoit une note de difficulté (D) qui représente le contenu de l'exercice avec la valeur des éléments, des connexions des éléments difficiles et des groupes d'éléments effectués ; et une note d'exécution (E) qui indique la présentation de l'exercice à partir de dix points avec les déductions des erreurs d'exécution et techniques. La somme de ces deux notes donne la note finale (F). Chaque élément est représenté par une valeur D qui varie de 0.1 (A) à 0.8 (H). Les dix meilleurs éléments de l'exercice entier sont considérés pour la note D. Plus les éléments présentés sont difficiles plus la valeur D de l'exercice sera élevée et plus la possibilité d'un succès aux événements internationaux sera grande (FIG, 2017).

Les anneaux sont l'engin le plus instable (Bango, Navandar, Grande, & Sillero-Quintana, 2017), néanmoins les meilleurs athlètes effectuent différents éléments de force statique et dynamique avec une précision maximale. L'exercice aux anneaux se compose au maximum de huit éléments de force (FIG, 2017) : quatre de force et de maintien et quatre d'élan menant à un élément de maintien (*Figure 1*). Les éléments de maintien en force (positions statiques) doivent être maintenus pendant au moins deux secondes et avec les bras tendus dans la position parfaite requise par le CoP. Un temps de maintien inférieur aux deux secondes et toute déviation angulaire résulte une déduction dans la note E ou une non reconnaissance de la difficulté de la part du jury (*Figure 2*).

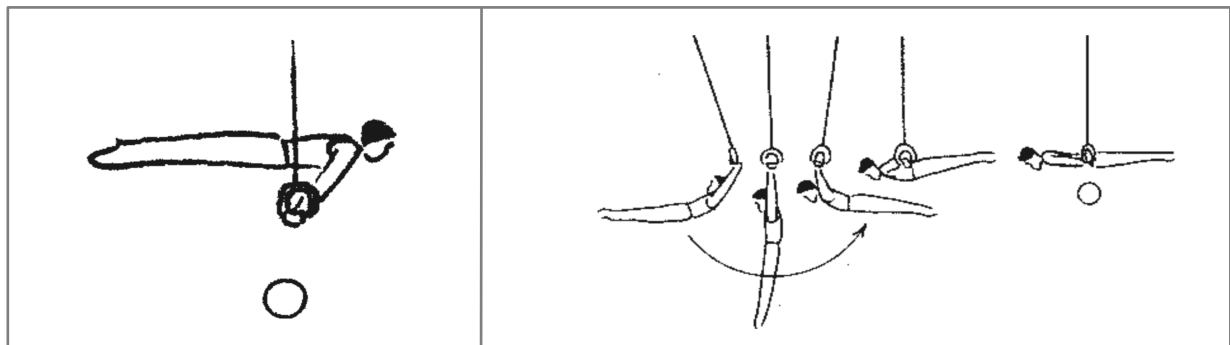


Figure 1. Exemple de deux éléments aux anneaux appartenant à deux différents groupes d'éléments. A gauche : élément de maintien en force (appui facial horizontal). A droite : élément d'élan menant à un élément de maintien (établissement en arrière de l'hirondelle) (FIG, 2017 ; p.85 et p.92).

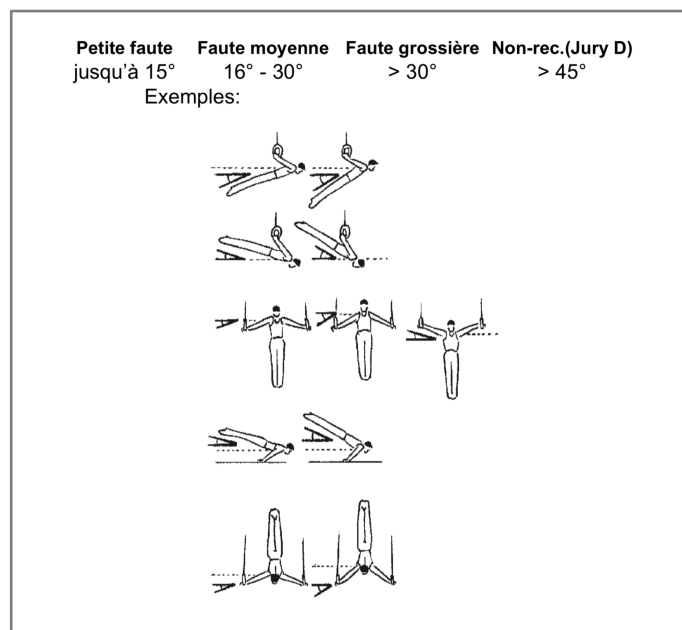


Figure 2. Déviations angulaires qui amènent à une déduction ou à une non reconnaissance des éléments de maintien en force aux anneaux (FIG, 2017 ; p.29)

Selon Gorosito (2013), les éléments clés de maintien en force pour une performance de haut niveau et de pointage élevé sont : la croix, la croix renversée, l'hirondelle et l'appui facial horizontal. L'hirondelle est un des éléments les plus difficiles et qui donne le plus de points (FIG, 2017). Pour l'exécuter parfaitement l'athlète doit soutenir son corps droit dans le plan horizontal, parallèlement au sol, à la hauteur des anneaux et avec les bras tendus (Bernasconi, Tordi, Parratte, & Rouillon, 2009 ; FIG, 2017). L'appui facial horizontal a le même principe d'exécution mais le corps se trouve plus loin par rapport aux anneaux et forme un angle avec les bras (Figure 3).



Figure 3. A gauche : élément de l'hirondelle. A droite : élément de l'appui facial horizontal (Schärer & Hübner, 2016 ; p.127).

1.2 La force maximale relative

La force est une des qualités physiques la plus importante qu'un athlète de haut niveau en gymnastique artistique doit posséder (Bango et al., 2017). La formule physique de la force se définit par la masse fois l'accélération ($\vec{F} = m * \vec{a}$) alors que la force musculaire est la capacité du fonctionnement musculaire à surpasser, contraster ou tenir des résistances ; ou bien la capacité du corps à accélérer, freiner ou garder stable un objet (Maier, et al., 2016 ; Tschopp, 2003). Les membres supérieurs produisent une force musculaire maximale pour réaliser les éléments aux anneaux. La force maximale est la contraction maximale volontaire du système neuromusculaire qui développe contre une résistance infranchissable et elle dépend de la section transversale du muscle et de la coordination musculaire (Weineck, 1999). Les éléments de force aux anneaux requièrent des contractions musculaires quasi-isométriques (positions statiques), concentriques (soulever) et excentriques (baisser). Par conséquent les muscles engendrent un travail mécanique ($\vec{W} = \vec{F} * \vec{d}$, d = déplacement) d'une certaine puissance ($P = |\vec{F}| * |\vec{v}|$, v = vitesse) (Dunlavy, et al., 2007 ; Gorosito, 2013 ; Hübner & Schärer, 2015). Pour présenter le plus possible d'éléments de force en compétition, il est nécessaire d'avoir un niveau élevé de force maximale relative des membres supérieurs (Schärer & Hübner, 2016), force qui est développée par rapport au poids corporel. Elle augmente lorsque ce poids diminue ou si la force musculaire augmente en gardant le même poids.

1.3 L'entraînement de la force maximale spécifique aux anneaux

Pour entraîner et augmenter la force maximale spécifique nécessaire à maintenir la position statique aux anneaux, il est fondamental de s'entraîner dans une position similaire aux éléments de maintien en force et avec une intensité appropriée. Généralement, les athlètes s'entraînent aux anneaux avec des versions facilitées grâce à l'aide de l'entraîneur qui guide le mouvement, à un système de contrepoids qui diminue le poids corporel, ou avec des exercices de renforcement concentriques spécifiques avec haltères (Hübner & Schärer, 2015). Toutes ces méthodes d'entraînement règlent l'intensité plus ou moins correctement mais elles ne donnent pas un feedback immédiat de la performance des athlètes pendant l'entraînement. Malheureusement il y a une lacune scientifique au niveau de l'entraînement de la force maximale spécifique aux anneaux. Actuellement chaque entraîneur compose le programme d'entraînement pour chaque athlète selon ses propres connaissances et ses expériences. Les méthodes les plus utilisées pour accroître la force maximale spécifique et améliorer les éléments de maintien en force sont l'entraînement concentrique et l'entraînement quasi-

isométrique en force maximale (*Figure 4*). L'entraînement concentrique est le plus fréquent dans la pratique sportive et implique le raccourcissement du muscle. Lors de l'entraînement isométrique les muscles se contractent sans se raccourcir afin de stabiliser un segment ou le corps dans une position déterminée (Weineck, 1999).

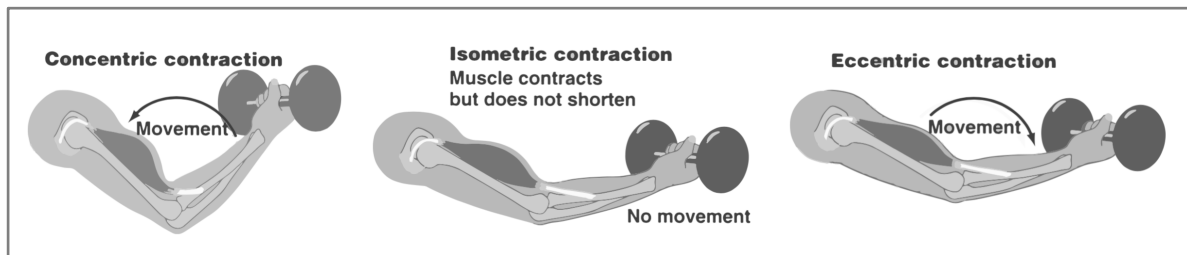


Figure 4. Entraînement avec trois types de mouvement et de contraction musculaire (Chabloz, 2016 ; p.3).

1.3.1 L'entraînement excentrique. L'exécution des éléments de maintien en force demande un grand moment de force dans l'articulation des épaules (Douglas, Pearson, Ross, & McGuigan, 2017) pour vaincre la force gravitationnelle et pour surmonter la charge du propre corps qui est l'empêchement majeur des athlètes pour la performance aux anneaux (Gorosito, 2013). Selon les entraîneurs de haut niveau en GAM, les méthodes excentriques en force maximale semblent être efficaces pour améliorer la force maximale spécifique aux anneaux. Pendant les positions statiques, les contractions musculaires ne sont pas purement isométriques mais conduisent aussi en une partie freinant, ceci justifie l'entraînement en excentrique qui met l'accent sur le freinage du corps ou de charges supramaximales jusqu'à environ 120 % de la force maximale individuelle (Güllich & Krüger, 2013).

Lors de la contraction excentrique, le complexe musculo-tendineux s'allonge (étirement) (*Figure 4*) en produisant une force plus élevée avec une consommation d'énergie mineure que lors de la contraction concentrique (Guilhem, Cornu, & Guével, 2010). La force maximale développée lors des actions excentriques est de 30–40 % plus grande de la force produite en contraction isométrique et de 10-15 % plus grande de la force produite en contraction concentrique (Bührlé & Schmidtbleicher, 1981 ; Weineck, 1999) (*Figure 5*).

Les contractions excentriques montrent une activité corticale majeure au niveau du système nerveux central et une activité électrique mineure des fibres musculaires au niveau de la peau en rendant ainsi l'entraînement moins épuisant et économique par rapport aux contractions concentriques. Les exercices excentriques changent le recrutement des unités motrices (UMs) en sollicitant le recrutement préférentiel des fibres rapides (FT, type II). Ils améliorent la coordination intramusculaire et engendrent une hypertrophie marquée. Ils augmentent ainsi la

force maximale et la puissance dans une plus grande proportion par rapport aux exercices concentriques (Chabloz, 2016 ; Guilhem et al., 2010 ; Vogt & Hoppeler, 2014, Weineck, 1999).

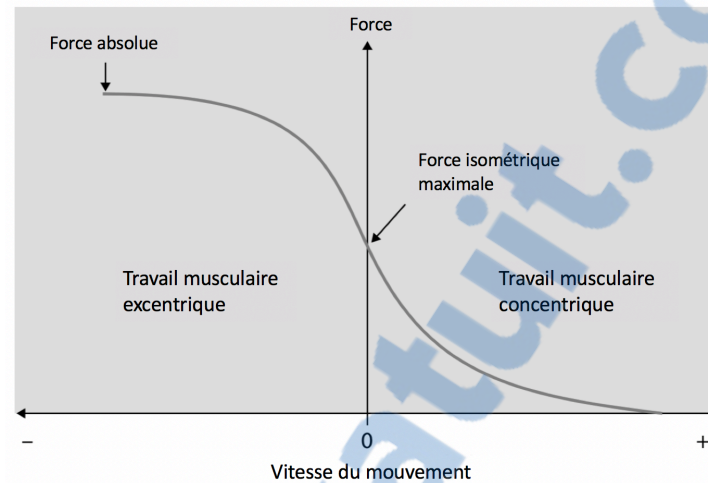


Figure 5. Relation force-vitesse pendant le travail musculaire concentrique et excentrique (modifié de Güllich & Krüger, 2013 ; p.469).

L'intensité des entraînements excentriques varie entre 100 et 120 % d'une répétition maximale (1-RM) (Chabloz, 2016) et les nouveaux dispositifs d'entraînement, comme le 1080 Quantum Syncro (1080 Motion, Lidingö, Suède) contrôlent la charge excentrique avec précision. Le contrôle de l'intensité des stimuli excentriques est important car la réalisation incontrôlée de ces exercices pourrait causer des courbatures et dans le pire des cas causer des lésions importantes.

1.3.2 L'entraînement excentrique-isocinétique. A différence de l'entraînement excentrique-isoinertiel (poids constant), l'entraînement excentrique-isocinétique s'exécute à une vitesse constante. Ceci donne l'avantage de mieux contrôler le mouvement car il n'est pas accéléré comme dans le cas de l'entraînement excentrique-isoinertiel. En outre l'entraînement excentrique-isocinétique ne s'exécute pas avec une charge supramaximale mais l'athlète pousse contre la direction du mouvement avec une force maximale volontaire. Ces exercices produisent une force qui est de 3-4 fois plus grande de celle des exercices concentriques

L'entraînement excentrique-isocinétique sollicite au maximum le système contractile sur toute l'amplitude du mouvement (Guilhem et al., 2010). Il cause des adaptations neuromusculaires et musculo-tendineuses spécifiques et induit une augmentation de la masse musculaire (hypertrophie musculaire). Jusqu'à présent ils existaient seulement des dispositifs pour entraî-

ner des mouvements isolés et non-spécifiques, mais avec le dispositif 1080 Quantum Syncro (1080 Motion, Lidingö, Suède) utilisé dans cette étude il est possible de créer de nouveaux exercices excentriques-isocinétiques plus spécifiques pour la GAM où la force et la vitesse du dispositif se règlent dans la direction du mouvement excentrique.

1.4 Les changements au niveau de l'activité musculaire

Les changements neuromusculaires et musculo-tendineux durant un mouvement et ceux provoqués par un programme d'entraînement sont visibles au niveau de l'activité musculaire. Grâce au système de l'électromyographie (EMG) il est possible de récolter les signaux myoélectriques de surface lors de l'exécution des mouvements pour avoir des informations sur le timing des muscles, sur la relation entre force et signal EMG et utiliser les signaux EMG comme index de fatigue (von Tscharnier, 2000).

1.4.1 Le spectre du signal EMG. Les formes du potentiel d'action des UMs généré le long du muscle, la vitesse de conduction et comment le signal est filtré et déformé au moment où il atteint la surface de la peau contribuent à la source du signal EMG (*Figure 6*). Pendant l'activité physique ces mécanismes physiologiques affectent le spectre du signal EMG (von Tscharnier & Goepfert, 2006).

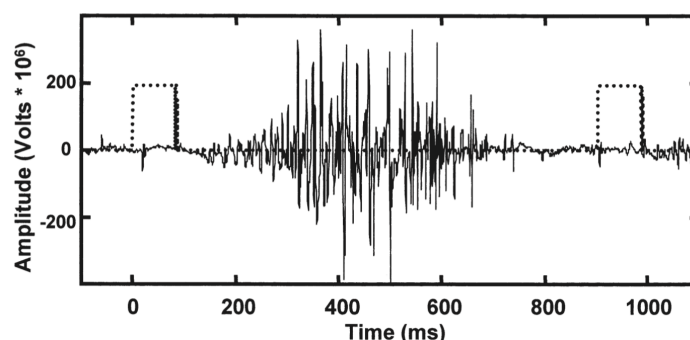


Figure 6. Signal EMG du muscle gastrocnémien médial (von Tscharnier, 2000 ; p. 442).

L'activité musculaire dépend du type de mouvement, de la force exercée pour bouger et des fibres musculaires activées. Deux types de fibres musculaires contribuent à la contraction du muscle : les fibres lentes résistantes à la fatigue (ST, type I) et les fibres rapides (FT, type II) qui se séparent en FTa résistantes à la fatigue (type IIa) et en FTb peu résistantes à la fatigue (type IIb) (Weineck, 1999). Ces deux types de fibre ont une morphologie et des fonctions distinctes. Elles sont sélectionnées et recrutées en proportions différentes à des moments spéci-

riques du mouvement (von Tscharnier & Goepfert, 2006). Les groupes de fibres musculaires sélectionnés (FT et ST) s'activent indépendamment l'un de l'autre en générant ainsi deux spectres différents et spécifiques. Leur combinaison contribue au signal EMG et pourrait ainsi expliquer sa variabilité (von Tscharnier & Goepfert, 2003 ; Wakeling, Pascual, Nigg, & von Tscharnier, 2001).

1.4.2 L'intensité du signal EMG. L'analyse de la fréquence du signal EMG en fonction du temps (analyse temps-fréquence) semble être la procédure la plus adéquate pour examiner les signaux myoélectriques dans une courte période de temps (Barandun, von Tscharnier, Meuli-Simmen, Bowen, & Valderrabano, 2009). La période de temps correspond à la réponse physiologique du muscle où plusieurs courtes oscillations du signal EMG représentent l'activation musculaire. A ce moment les hautes et les basses fréquences du signal EMG se distribuent spécifiquement. L'analyse temps-fréquence se base sur les fonctions « Wavelets » (avec des ondelettes de type Cauchy) qui sont définies par un intervalle de temps et de fréquence (Barandun et al., 2009) :

$$f\psi(f, cf, m) : \left(\frac{f}{cf}\right)^m * e^{\left(\frac{-f}{cf}+1\right)*m}$$

f = fréquence, cf = fréquence centrale, m = mode

Les Wavelets s'utilisent pour transformer le spectre de fréquence du signal EMG en échantillons d'intensité et obtenir ainsi une distribution régulière des bandes de haute et de basse fréquence du signal (Barandun et al., 2009). La transformation Wavelet montre les signaux EMG au temps t et le spectre de l'intensité est utile pour différencier les bandes de fréquence (Figure 7).

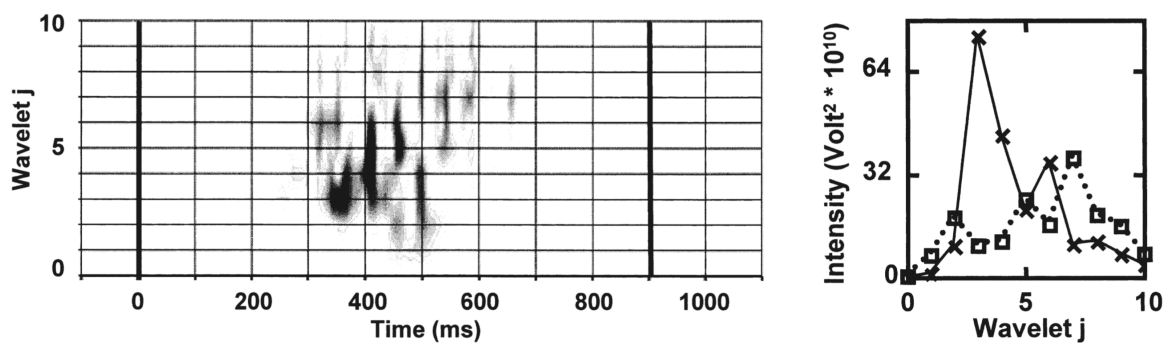


Figure 7. A gauche : intensité du muscle gastrocnémien médial ; la ligne représente le début et la fin du mouvement. A droite : spectre de l'intensité du muscle gastrocnémien médial au début (X) et à la fin (□) de l'activité musculaire (von Tscharnier, 2000 ; p.442).

L'analyse de l'intensité donne des informations sur le type de mouvement, sur la structure et l'activation des fibres, sur la coordination et sur la fatigue musculaire (von Tscharner, 2000 ; Barandun et al., 2009 ; von Tscharner, Ullrich, Mohr, Marquez, & Nigg, 2018b). Les échantillons d'intensité du signal EMG sont différents l'un de l'autre. La comparaison des échantillons d'intensité du même sujet et d'un même mouvement montre des grandes différences dues à une différente activation musculaire. Une raison de la diversification du signal pourrait être la distance entre les UMs activées respectivement des fibres musculaires avec les électrodes superficielles qui n'est pas toujours exactement la même à chaque essai (von Tscharner, Ullrich, Mohr, Marquez, & Nigg, 2018a). En outre si le but est toujours le même, le mouvement n'est pourtant pas toujours exécuté à la même manière en provoquant ainsi des différences dans l'activation des muscles et donc dans le signal EMG (Konrad, 2011). Si les mesures sont faites pendant plusieurs jours et avec différents sujets (von Tscharner & Goepfert, 2003), alors d'autres facteurs s'ajoutent comme les différences d'anatomie (taille et index de masse corporelle) et des structures musculaires (distribution des fibres). Les moyennes des échantillons d'intensité de tous les sujets sont ainsi calculées pour montrer l'activité musculaire à un temps t avec une fréquence et une intensité donnée.

Lors de la présente étude, les signaux EMG sont mesurés dans une résolution temporelle spécifique qui est plus courte de celle utilisée habituellement. De cette manière, le moment de l'activation musculaire peut être fortement amélioré (von Tscharner, 2000). L'analyse d'intervalles du spectre de fréquence des éléments de l'hirondelle et de l'appui facial horizontal devrait montrer des changements le long de la durée du mouvement respectivement dans quel intervalle de fréquence le muscle s'active. Selon Komi et Tesch (1979) et von Tscharner et al. (2018b), il y aurait un changement du spectre de fréquence durant l'exécution de l'élément comme entre avant et après le programme d'entraînement.

1.4.3 Synchronisation des UMs pendant l'entraînement. Le type d'entraînement touche les propriétés musculaires (Huber, Goepfert, Kugler, & von Tscharner, 2010) et l'entraînement de force influence la composition du muscle au niveau des types de fibre, du recrutement des UMs et du signal EMG. Les athlètes entraînés montrent une adaptation au niveau des FT. Un recrutement et une synchronisation avancée des UMs pourrait contribuer à une adaptation corticale et à des changements au niveau de la commande corticospinale (Amarantini & Bru, 2015). La synchronisation des UMs est définie comme la plus grande occurrence de décharge quasi-simultanée de potentiels d'action de différents motoneurons dans une bande de fréquence de 15-30 Hz et de 30-60 Hz (Fling, Christie, & Kamen, 2009 ; Stirling, von Tscharner,

Kugler, & Nigg, 2011) et selon Semmler et al. (2002), elle est plus importante lors des contractions excentriques. Une grande synchronisation des UMs contribue à une augmentation de la force ou du moment de la contraction musculaire (Amarantini & Bru, 2015). Le programme d'entraînement de force maximale excentrique-isocinétique devrait permettre à l'athlète d'activer sélectivement et économiquement les fibres musculaires et entraîner une augmentation de la force musculaire.

1.4.4 La fatigue musculaire. Durant une condition de non-fatigue isométrique, l'augmentation de l'output de la force induit à une augmentation du signal EMG (Bernasconi et al., 2009). La perception de l'effort essentiel à maintenir une force augmente avec la charge constante de l'entraînement (Mutchler, Weinhandl, & Hoch, 2015). Les répétitions constantes des contractions musculaires induisent la fatigue musculaire et donc à une diminution de la production de la force maximale. Ceci pourrait être un facteur de risque pour les blessures. La fatigue au niveau des fibres musculaires se décrit comme une réponse contractile moindre que prévu lors d'une stimulation déterminée en changeant ainsi la synchronisation des UMs et le spectre du signal EMG (Doix, Gulliksen, Brændvik, & Roeleveld, 2013 ; Huber et al., 2010 ; MacIntosh & Rassier, 2002). Selon Komi et Tesch (1979), la fatigue contribue au décalage du spectre de fréquence des hautes aux basses fréquences et les bandes de fréquence devraient se distribuer différemment selon le type ou la charge de l'entraînement. Grâce à ces changements dans le spectre de fréquence il est possible de différencier les FT des ST. Selon von Tscharnner et al. (2018b), l'augmentation de la fatigue lors de l'exécution d'un mouvement qui exige de la coordination produit une augmentation des bandes de haute fréquence (au-dessus de 135 Hz) qui s'explique par un recrutement additionnel des FT pour compenser la fatigue musculaire et selon Wakeling (2004), les types de fibre musculaire s'activent sélectivement en fonction du mouvement et des besoins respectifs. Étant donné que les éléments aux anneaux, en plus de la charge quasi-isométrique, exigent une grande coordination musculaire, des changements mesurables de l'intensité totale normalisée des bandes de haute et de basse fréquence pourraient se vérifier.

1.5 Les renseignements sur les progrès de l'entraînement

Mesurer et évaluer les différentes composantes de la performance donne des renseignements sur les effets de la charge de l'entraînement, sur les conditions physiques et techniques des athlètes. Ces valeurs soutiennent les entraîneurs à déterminer le processus d'entraînement et permettent aux athlètes d'obtenir une performance optimale (Bango, Sillero-Quintana, &

Grande, 2013). Des études antérieures renseignent sur les progrès de l'entraînement des éléments de maintien en force en utilisant la plaque de force pour déterminer la quantité de force maximale nécessaire afin d'exécuter correctement les éléments et donc d'améliorer l'apprentissage technique (Bango et al., 2013 ; Dunlavy, et al., 2007) ; en utilisant l'EMG pour déterminer les groupes musculaires spécifiques et leur activation impliqués lors de l'exécution des éléments de force aux anneaux (Bernasconi et al., 2009 ; Campos, Sousa, & Lebre, 2011) ; et en utilisant d'autres dispositifs spécifiques à la discipline des anneaux comme des exercices de renforcement concentriques spécifiques avec haltères ou le système du contrepoids ou du poids additionnel pour contrôler la force maximale spécifique et la résistance maximale (Hübner & Schärer, 2015 ; Schärer & Hübner, 2016).

1.5.1 Contrôler la force maximale. La méthode la plus simple pour vérifier la force maximale est le test d'une répétition maximale (1-RM). Le pourcentage d'1-RM (% 1-RM) détermine l'intensité de la charge de l'entraînement (Brechue & Mayhew, 2009 ; Martin, Wanger, & Coyle, 1997) et selon Hübner et Schärer (2015), une valeur élevée d'1-RM est une condition préalable pour maintenir les éléments de maintien en force aux anneaux. La force et les muscles engagés changent en fonction du type d'exercice de force utilisé pour effectuer 1-RM (Dohoney, Chromiak, Derek, Abadie, & Kovacs, 2002) et pour cela le développé couché est l'exercice de base idéal pour l'entraînement et l'estimation de la force maximale du haut du corps (Maier, et al., 2016).

1.5.2 La résistance maximale (ReM). Les athlètes en gymnastique artistique utilisent le système de contrepoids qui diminue le poids corporel ou le système de poids additionnel qui l'augmente pour entraîner et tester la résistance maximale (ReM). Le poids corporel moins le contrepoids ou le poids corporel plus le poids additionnel représente la ReM de chaque athlète (Schärer & Hübner, 2016). L'avantage de la ReM est de pouvoir calculer des valeurs en pourcentage (comme pour le 1-RM) pour ainsi obtenir une intensité optimale de l'entraînement spécifique. Ceci amène à maintenir plus longtemps la position des éléments de force, comme souhaité en compétition, et améliorer ainsi la force maximale relative (Mironov & Schinkar, 1995), la qualité et l'intégration de nouveaux éléments dans l'exercice aux anneaux (Schärer & Hübner, 2016).

Lors de cette étude, les éléments de maintien en force aux anneaux, l'hirondelle et l'appui facial horizontal, sont exécutés avant et après quatre semaines d'entraînement excentrique-isocinétique en force maximale (pré-, posttest et test de rétention). La force maximale, la résistance maximale (poids corporel + poids additionnel / - contrepoids), le temps maximal du maintien de la position statique des deux éléments (avec la résistance maximale du prétest) ainsi que l'activité musculaire (intensité et spectre de fréquence du signal EMG) de huit muscles du membre supérieur droit sont mesurés et évalués grâce à la combinaison en synchronisation du système de l'EMG avec le système de capture du mouvement. L'analyse de ces données devrait transmettre des connaissances aux entraîneurs et aux athlètes de la GAM pour perfectionner la planification des futurs entraînements spécifiques et pour optimiser la performance aux anneaux.

1.6 Objectif du travail

Le but de cette étude est d'observer quels sont les effets de quatre semaines d'entraînement de force maximale excentrique-isocinétique au niveau de la force maximale spécifique et de l'activité musculaire spécifique des membres supérieurs lors des éléments de maintien en force de l'hirondelle et de l'appui facial horizontal.

Des questions se posent à propos des effets de l'entraînement excentrique-isocinétique :

- a. Quatre semaines d'entraînement de force maximale excentrique-isocinétique des membres supérieurs contribuent-elles à une augmentation de la résistance maximale des éléments de maintien en force de l'hirondelle et de l'appui facial horizontal ?
- b. Quatre semaines d'entraînement de force maximale excentrique-isocinétique des membres supérieurs contribuent-elles à une augmentation du temps maximal du maintien de la position statique des éléments de maintien en force de l'hirondelle et de l'appui facial horizontal (avec la résistance maximale du prétest) ?
- c. Quatre semaines d'entraînement de force maximale excentrique-isocinétique des membres supérieurs contribuent-elles à des changements au niveau de l'intensité du signal EMG des éléments de maintien en force de l'hirondelle et de l'appui facial horizontal ?
- d. Quatre semaines d'entraînement de force maximale excentrique-isocinétique des membres supérieurs contribuent-elles à des changements au niveau du spectre de fréquence du signal EMG des éléments de maintien en force de l'hirondelle et de l'appui facial horizontal ?

Les hypothèses suivantes sont formulées :

Hypothèse 1 : Quatre semaines d'entraînement de force maximale excentrique-isocinétique des membres supérieurs augmentent la résistance maximale des éléments de maintien en force aux anneaux.

Hypothèse 2 : Quatre semaines d'entraînement de force maximale excentrique-isocinétique des membres supérieurs augmentent le temps maximal du maintien de la position statique des éléments de maintien en force (avec la résistance maximale du prétest).

Hypothèse 3 : Quatre semaines d'entraînement de force maximale excentrique-isocinétique des membres supérieurs changent le spectre de fréquence du signal EMG des éléments de maintien en force.

Hypothèse 4 : Quatre semaines d'entraînement de force maximale excentrique-isocinétique des membres supérieurs changent l'intensité du signal EMG des éléments de maintien en force.

2 Méthode

2.1 Sujets

Neuf athlètes de l'équipe nationale Suisse de gymnastique artistique masculine ont participé volontairement à cette étude (âge = 21.47 ± 1.96 ans, taille = 169.84 ± 5.47 cm, poids = 69.39 ± 7.00 kg). Les athlètes ont signé la déclaration de consentement pour la participation à l'étude et ils ont été informés par écrit et oralement sur le déroulement, sur les avantages, les désavantages et les risques. La commission cantonale d'éthique de la recherche de Berne a approuvé toutes les procédures de l'étude (*Annexe 1*).

2.2 Design de l'étude

L'étude s'est déroulée sur sept semaines où chaque athlète a effectué trois tests et une phase de quatre semaines d'entraînement (*Figure 8*).

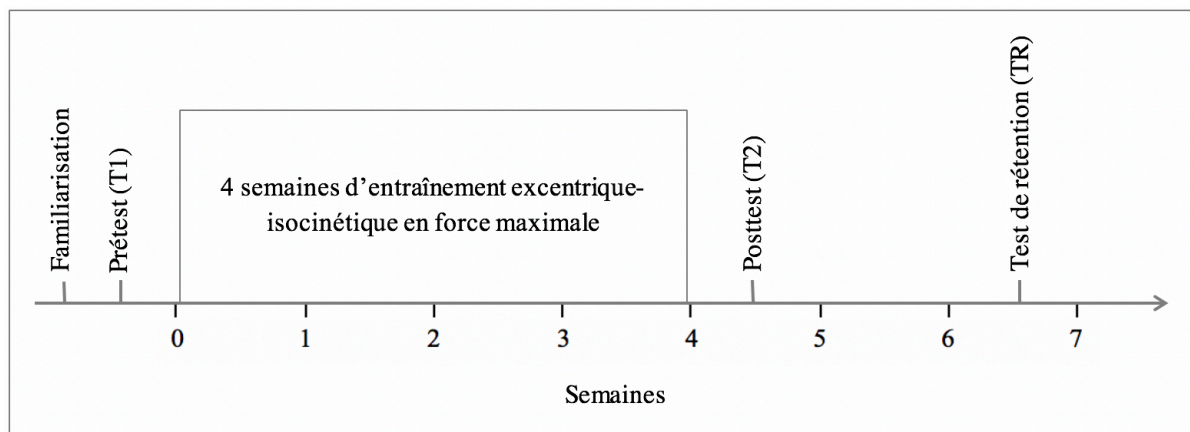


Figure 8. Design de l'étude. T1 = prétest, T2 = posttest, TR = test de rétention.

L'étude a commencé avec la familiarisation et le réglage du dispositif d'entraînement 1080 Quantum Syncro (1080 Motion, Lidingö, Suède) par les athlètes. Elle s'est ensuite déroulée avec un prétest (T1), quatre semaines d'entraînement excentrique-isocinétique en force maximale, un posttest (T2) et pour terminer un test de rétention (TR).

2.3 Méthode et matériel de mesure

Chaque test (T1, T2 et TR) (*Figure 9*) a duré environ 80 minutes. Avant le T1 et après le TR, les athlètes ont été interrogés pour savoir si des douleurs à l'épaule limitent leur entraînement quotidien et si ces douleurs ont changé après quatre semaines d'entraînement de force maximale excentrique-isocinétique.

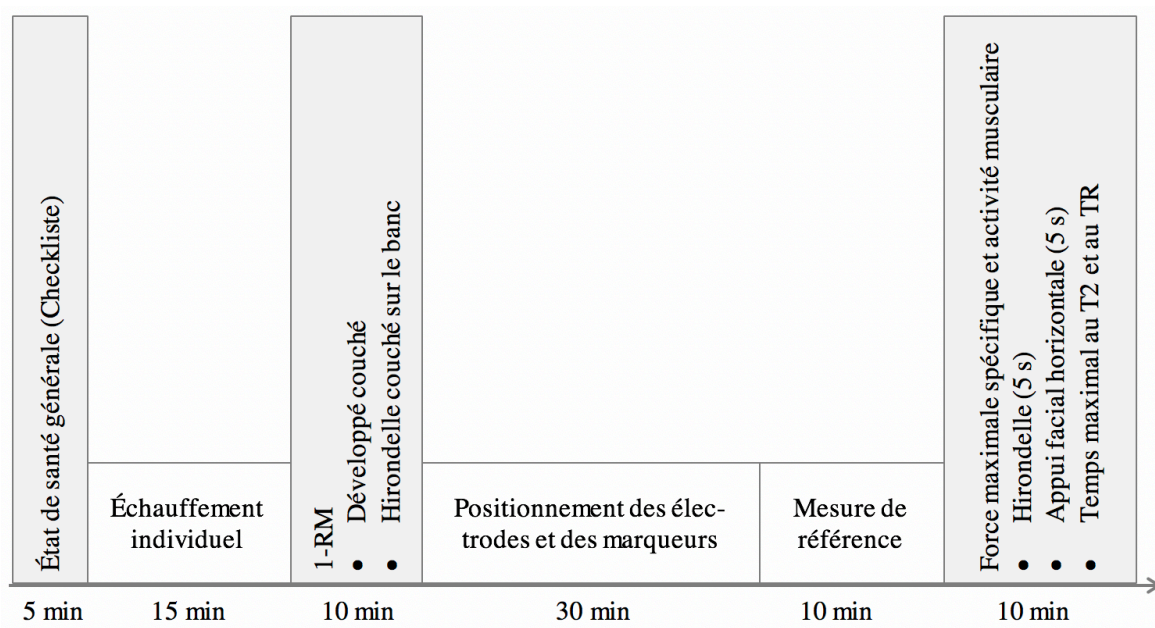


Figure 9. Déroulement du prétest (T1), du posttest (T2) et du test de rétention (TR).

2.3.1 État de santé générale, échauffement et 1-RM. Les trois tests étaient composés d'une évaluation de l'état de santé générale des athlètes (Checkliste, Tschopp (2003)) (*Annexe 2*), d'un échauffement individuel, du test d'1-RM de l'exercice de renforcement spécifique du développé couché et de l'hironnelle couché sur le banc avec la barre d'haltères (Hübner & Schärer, 2015) (*Figure 10*).

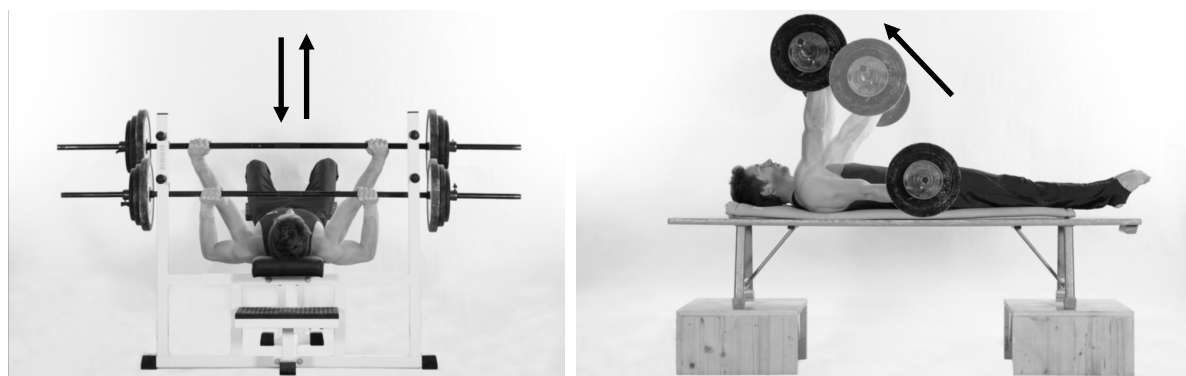


Figure 10. Test d'une répétition maximale (1-RM). A gauche : 1-RM du développé couché. A droite : 1-RM de l'hironnelle couché sur le banc (modifié de Hübner & Schärer, 2015 ; p.61 et p.63).

2.3.2 Positionnement des électrodes et des marqueurs. Huit électrodes sont collées ultérieurement au niveau de huit muscles superficiels du membre supérieur droit pour relever l'activité musculaire pendant l'exécution des éléments de maintien en force de l'hironnelle et de l'appui facial horizontal. Les muscles concernés sont le deltoïde antérieur (DA) et latéral (DL), le grand pectoral (PM), le trapèze moyen (TT) et inférieur (TA), le biceps brachial

(BB), le dentelé antérieur (SA) et l'infra-épineux (IS) (*Figure 11*). 43 marqueurs rétro réfléchissants sont collés au niveau des structures anatomiques des athlètes selon le modèle Plug-in Gait (*Vicon, 2010*) (*Figure 12, Annexe 3*).

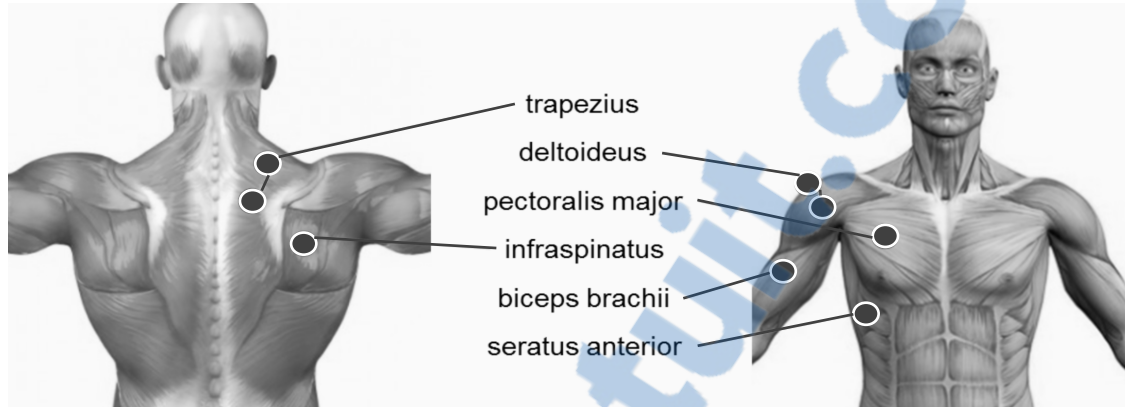


Figure 11. Schéma du positionnement des huit électrodes pour relever l'activité des muscles du membre supérieur droit pendant l'exécution de l'hirondelle et l'appui facial horizontal.



Figure 12. Positionnement des 43 marqueurs rétro réfléchissants au niveau des structures anatomiques selon le modèle Plug-in Gait.

2.3.3 Mesure de référence de l'activité musculaire. Pour normaliser les données, une mesure de référence de l'activité musculaire maximale est effectuée au début de chaque test grâce aux positions analogues de l'hirondelle et de l'appui facial horizontal (*Figure 13*). Ces positions sont exécutées pendant cinq secondes, couché avec le dos sur un caisson et à l'aide d'haltères dans les mains. Le poids des haltères a été le même dans les trois tests.

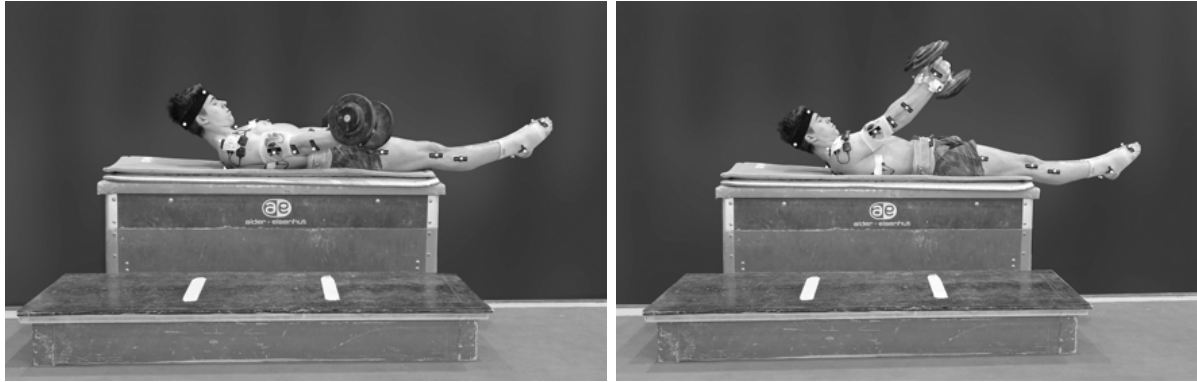


Figure 13. Mesure de référence de l'activité musculaire dans la position analogue de l'hirondelle (à gauche) et de l'appui facial horizontal (à droite).

2.3.4 Force maximale spécifique et activité musculaire. La force maximale spécifique et l'activité musculaire sont enfin déterminées lors de la performance de l'hirondelle et de l'appui facial horizontal. Les positions exactes décrites dans le CoP (FIG, 2017) sont réalisées avec ou sans aide. Le poids corporel est diminué grâce au contrepoids et augmenté grâce à l'addition du poids d'une ceinture pour ainsi valider la durée de maintien des positions et définir la résistance maximale (Schärer & Hübner, 2016) (Figure 14).

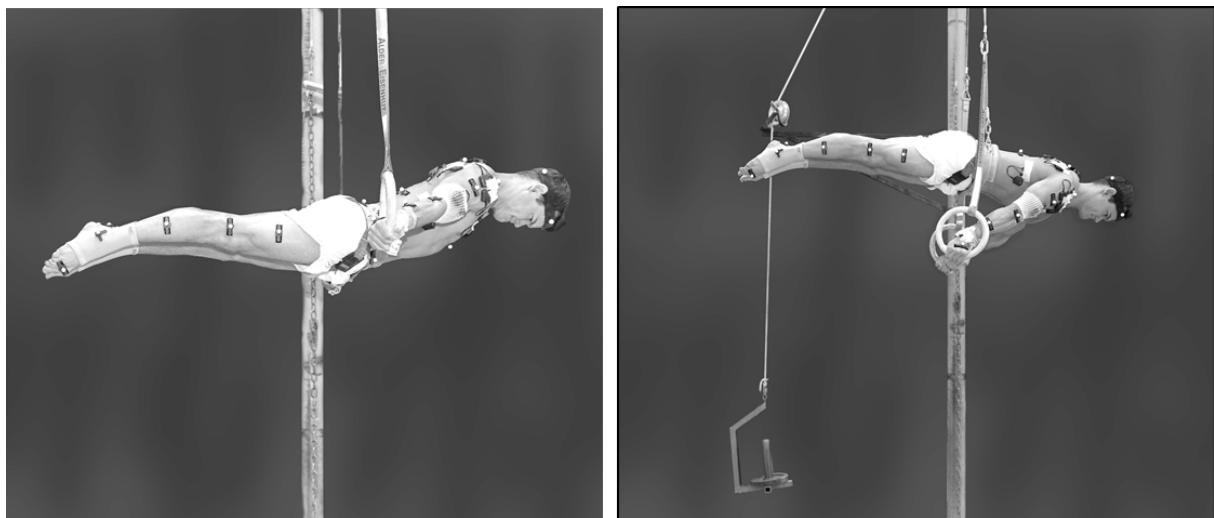


Figure 14. A gauche : exécution de l'hirondelle (5 s) comme élément original sans aide. A droite : exécution de l'appui facial horizontal (5 s) avec le contrepoids (Schärer & Hübner, 2016).

Lors du T1 les positions sont maintenues et mesurées pendant cinq secondes avec la résistance maximale. Au T2 et au TR elles sont exécutées et mesurées deux fois. Premièrement les positions sont maintenues pendant cinq secondes avec la résistance maximale et ensuite le plus longtemps possible avec la résistance maximale du T1. La mesure du temps a commencé quand les positions statiques étaient stables et est arrêté quand l'athlète est sorti de ces posi-

tions. La résistance maximale, le temps maximal de maintien de la position des deux éléments, les intensités et le spectre de fréquence du signal EMG sont déterminées.

2.3.5 Matériel de mesure. Le système de l'EMG de surface (2400 Hz) (Myon, M320, Myon AG, Switzerland) est utilisé pour relever l'activité musculaire grâce aux électrodes collées au niveau de huit muscles superficiels du membre supérieur droit (*Figure 11*). Le système de l'EMG est combiné en synchronisation avec le système de capture du mouvement pour ainsi définir le début et la fin des deux éléments. Le système de capture du mouvement est composé de neuf caméras (120 Hz) (Vicon Vantage, Vicon Motion Systems Ltd., UK) positionnées sur deux niveaux et autour des anneaux (*Figure 15* et *Figure 16*).

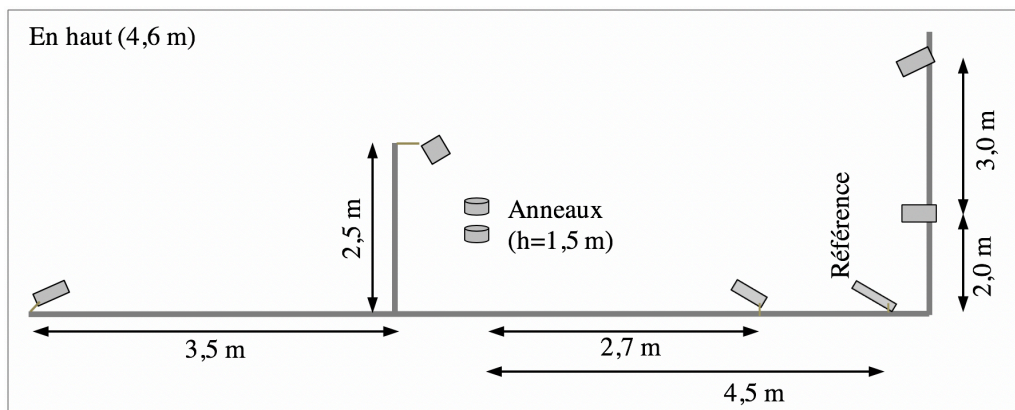


Figure 15. En haut. Schéma du positionnement de cinq caméras Vicon Vantage et la caméra de référence pour l'enregistrement de l'exécution des deux éléments durant les trois tests.

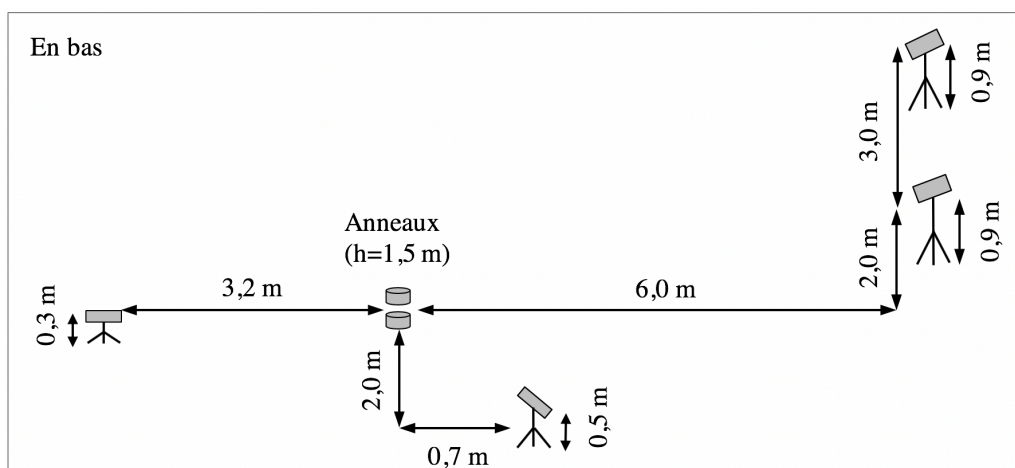


Figure 16. En bas. Schéma du positionnement de quatre caméras Vicon Vantage pour l'enregistrement de l'exécution des deux éléments durant les trois tests.

2.4 Intervention

Le programme d'entraînement excentrique-isocinétique en force maximale s'est déroulé sur quatre semaines et chaque athlète s'est entraîné deux fois par semaine. Les séries et les sets de répétitions ont augmenté progressivement (*Tableau 1*). La session d'entraînement durait environ 30 minutes par athlète et le temps de régénération entre les deux sessions a été au minimum de 48 heures.

Tableau 1

Séries, sets, répétitions (réps), pause et temps sous tension des quatre semaines d'entraînement excentrique-cinétique en force maximale pour les éléments maintien en force

Semaine	Séries – Sets – Réps (pause entre)	Réps (par semaine)	Temps sous tension par entraînement (par semaine)
1	2 – 4 – 4 (5 min – 20 s – 0 s)	32 (64)	2 min 40 s (5 min 20 s)
2	3 – 3 – 4 (5 min – 20 s – 0 s)	32 (72)	3 min (6 min)
3	2 – 3 – 4 (5 min – 20 s – 0 s)	24 (48)	2 min (4 min)
4	3 – 4 – 4 (5 min – 20 s – 0 s)	48 (96)	4 min (8 min)

Note. Les valeurs représentent le nombre de séries, de sets, de répétitions (Réps), la durée de la pause et le temps sous tension (durée moyenne d'une rép = 5 s) lors de l'entraînement excentrique-isocinétique en force maximale pour les éléments de l'hirondelle et de l'appui facial horizontal.

Les athlètes ont effectué les entraînements de force excentrique-isocinétique avec le 1080 Quantum Syncro (1080 Motion, Lidingö, Suède). Le dispositif possédait deux systèmes de poulies qui étaient synchronisés avec deux câbles. Les athlètes se sont positionnés avec le dos couché sur le banc avec un câble dans chaque main. Au départ les bras étaient en antéversion (50-70°). Ensuite les câbles ont été tirés automatiquement vers le bas avec une vitesse constante de 0.1 m/s et les athlètes ont poussé contre le mouvement avec une force maximale volontaire jusqu'à la position en rétroversion des bras (0°) (*Figure 17*).

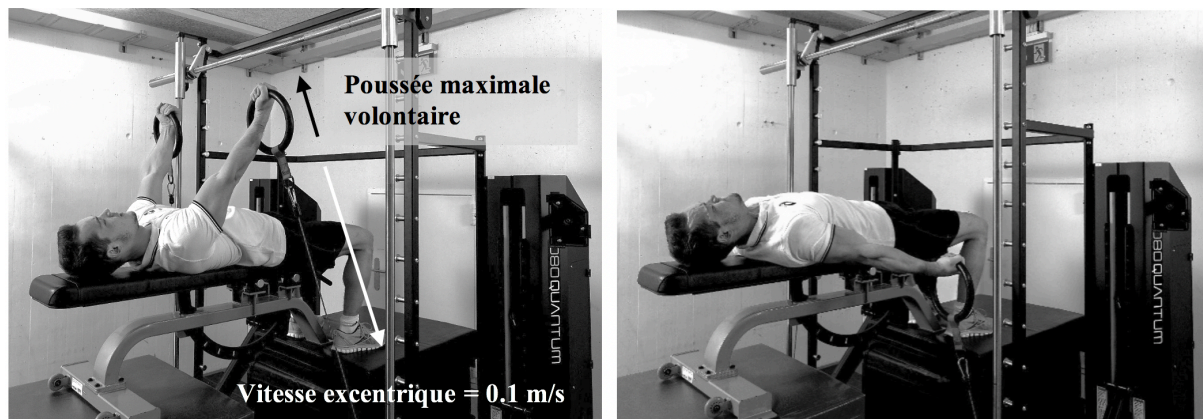


Figure 17. Entraînement avec le dispositif 1080 Quantum Syncro (1080 Motion, Lidingö, Suède). A gauche : position de départ avec les bras en antéversion (70°). A droite : position finale avec les bras en rétroversion.

2.5 Évaluation et analyse statistique des données

La moyenne et l'écart type du poids corporel, d'1-RM du développé couché, d'1-RM de l'hirondelle couché sur le dos, de la ReM (poids corporel + poids additionnel / - contrepoids) et du temps maximal de maintien de la position statique de l'hirondelle et de l'appui facial horizontal (avec la résistance maximale du T1) sont calculés. Les changements de ces variables entre les trois mesures (T1, T2 et TR) sont analysés à l'aide du test Wilcoxon (p). Le seuil de significativité est placé à $p < 0.05$. En plus de la méthode non-paramétrique, le calcul de la taille de l'effet est utilisé pour quantifier et classer les différences entre les données observées en effet faible ($r = 0.1$), effet moyen ($r = 0.3$) et effet fort ($r = 0.5$) (Cohen, 1988).

Le signal EMG est transformé grâce à la transformation Wavelet (23 Wavelets) et ensuite normalisé en 1000 valeurs par exécution (Barandun et al., 2009). Les échantillons d'intensité pour les Wavelets de 3 jusqu'à 23 (fréquence centrale de 7 à 302 Hz) et les intervalles de 10 % des spectres de fréquence des exécutions sont calculés. Ces paramètres de l'activité musculaire de chaque même élément sont comparés entre la condition avec la résistance maximale (5 s) et la condition avec la résistance maximale du T1 (temps maximal). La corrélation est utilisée pour documenter l'activité musculaire.

L'évaluation est traitée avec SPSS 22 (SPSS, Inc., Chicago, IL).

3 Résultats

Deux groupes d'intervention ont exécuté le même programme d'intervention. Le premier groupe était composé de cinq sujets et le deuxième de quatre sujets. Un athlète était présent dans les deux groupes et il n'a pas effectué le TR la deuxième fois. Neuf mesures sont ainsi effectuées aux T1 et T2 et huit au TR. Trois athlètes n'ont pas exécuté le test d'1-RM au développé couché dans aucun test à cause de différentes douleurs musculaires et/ou articulaires dues aux entraînements quotidiens.

Avant le T1, cinq athlètes ont signalé des limitations lors de l'entraînement quotidien à cause de douleurs à l'épaule. Après quatre semaines d'entraînement et après le TR quatre athlètes ont annoncé une limitation mineure à l'entraînement quotidien et trois athlètes ont eu l'impression que la douleur à l'épaule a diminué avec l'entraînement de force maximale excentrique-isocinétique.

3.1 Force, résistance et temps maximal

3.1.1 Poids corporel et 1-RM. Les données descriptives du poids corporel, d'1-RM du développé couché et d'1-RM de l'hirondelle couché sur le dos sont montrées dans le *Tableau 2*.

Tableau 2

Valeurs descriptives du poids corporel, d'1-RM du développé couché et d'1-RM de l'hirondelle couché sur le dos lors des trois tests (T1, T2 et TR) (n = 9)

	Poids corporel		1-RM développé couché		1-RM hirondelle couché	
	[kg]		[kg]		[kg]	
	M	±SD	M	±SD	M	±SD
T1	69.39	7.00	110.00 ^c	19.24	45.56	9.75
T2	69.21	6.78	112.50 ^c	22.53	47.22	10.34
TR	68.59 ^a	7.31	108.00 ^d	18.49	46.07 ^b	10.69
	<i>p</i>		<i>p</i>		<i>p</i>	
T1 vs. T2	0.53		0.25 ^c		0.06	
T1 vs. TR	0.80 ^a		0.14 ^d		0.06 ^b	
T2 vs. TR	0.75 ^a		0.08 ^d		0.56 ^b	

Note. Les valeurs représentent la moyenne (M), l'écart-type (±SD) et la valeur *p* (*p*, test Wilcoxon) du poids corporel [kg], du poids soulevé pendant 1-RM du développé couché et pendant 1-RM dans la position de l'hirondelle couché sur le dos lors du prétest (T1), du posttest (T2) et du test de rétention (TR).

^an = 8, ^bn = 7, ^cn = 6, ^dn = 5

Après quatre semaines d'entraînement il n'y a pas eu de changements significatifs au niveau du poids corporel et pas de différences significatives entre les tests d'1-RM de l'exercice de renforcement spécifique du développé couché et de l'hirondelle couché (*Tableau 2*). Par contre, la différence d'1-RM au développé couché a montré une taille de l'effet forte entre T2 et TR ($r = 0.55$) et un effet moyen entre T1 et T2 ($r = 0.34$) ainsi qu'entre T1 et TR ($r = 0.47$). La différence d'1-RM dans la position de l'hirondelle couché sur le dos a montré un effet fort entre T1 et TR ($r = 0.51$) et un effet moyen entre T1 et T2 ($r = 0.45$).

3.1.2 Résistance maximale (ReM). La ReM de l'élément de l'hirondelle (5 s) et de l'appui facial horizontal (5 s) sont montrées à la *Figure 18*.

Hirondelle. La ReM de l'hirondelle a augmenté significativement (+6.75 %) et a présenté une taille de l'effet moyenne entre T1 et TR ($r = 0.49$). Il n'y pas eu d'augmentation significative de la ReM entre T1 et T2 ($p = 0.066$, +4.08 %) et entre T2 et TR ($p = 0.128$, +2.89 %). Par contre un effet moyen est observé pour les deux ($r = 0.43$ et $r = 0.38$).

Appui facial horizontal. La ReM de la performance de l'appui facial horizontale a augmenté significativement et a présenté une taille de l'effet forte entre T1 et T2 (+3.58 %, $r = 0.59$) ainsi qu'entre T1 et TR (+3.60, $r = 0.59$).

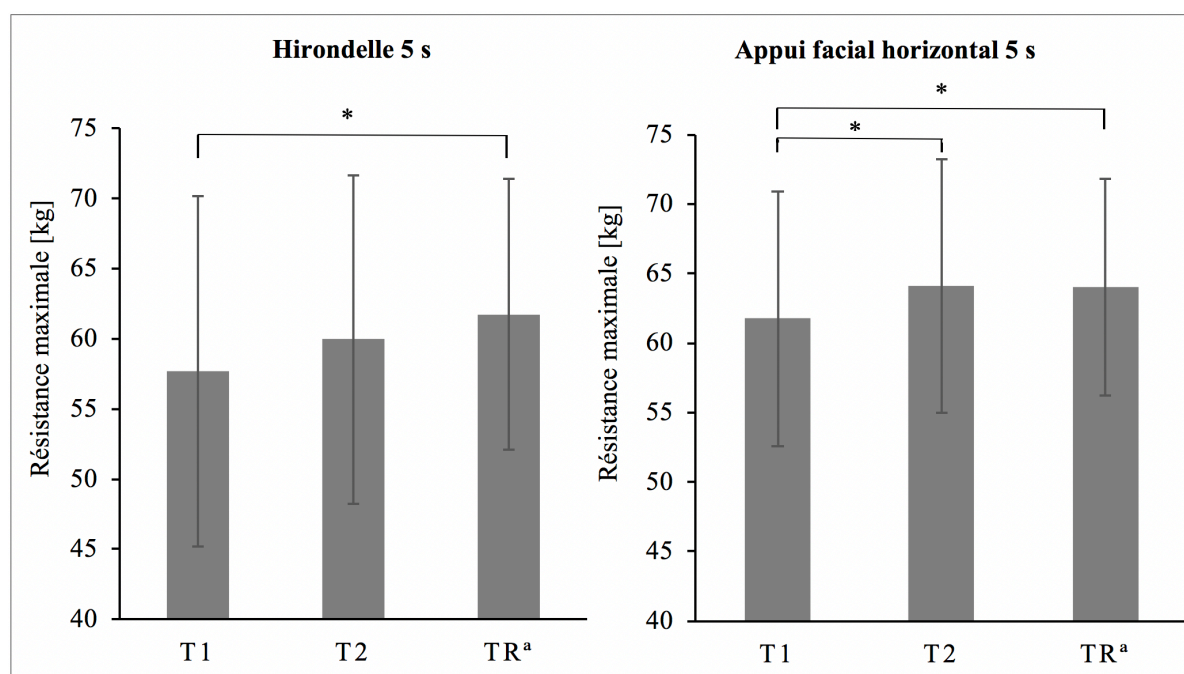


Figure 18. Résistance maximale ([kg] ; poids corporel + poids additionnel / - contreponds) lors de l'exécution de l'hirondelle et de l'appui facial horizontale pendant cinq secondes ($n = 9$). T1 = prétest, T2 = posttest, TR = test de rétention.

^a $n = 8$

* $p < 0.05$

3.1.3 Temps maximal. Le temps maximaux de maintien de la position de l'élément de l'hirondelle et de l'appui facial horizontal est montré à la *Figure 19*.

Hirondelle. Le temps maximal de maintien de l'élément de l'hirondelle a augmenté significativement et a présenté une taille de l'effet forte entre T1 et TR ($r = 0.53$) comme aussi entre T2 et TR ($r = 0.53$). Un effet moyen entre T1 et T2 ($r = 0.46$) est également remarqué.

Appui facial horizontal. Le temps maximal de maintien de l'appui facial horizontal a présenté un effet moyen entre T1 et T2 ($p = 0.051$, $r = 0.46$) et entre T1 et TR ($p = 0.069$, $r = 0.46$).

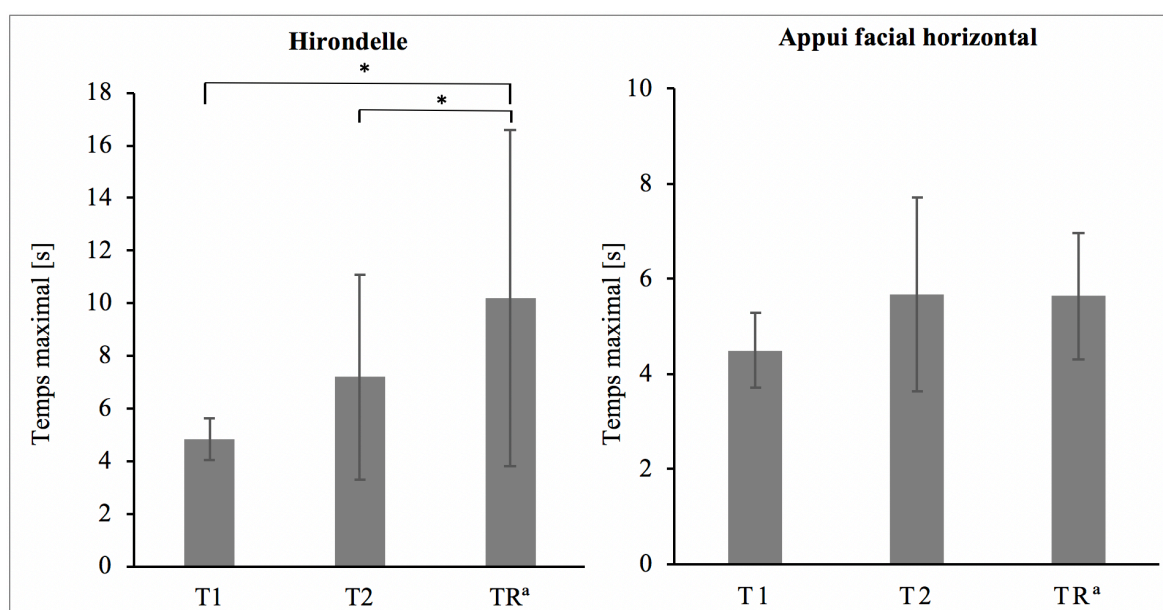


Figure 19. Temps maximal [s] de maintien de la position de l'hirondelle et de l'appui facial horizontal avec le contre poids ou le poids additionnel ($n = 9$). T1 = prétest, T2 = posttest, TR = test de rétention.

^a $n = 8$

* $p < 0.05$

3.2 Activité musculaire

3.2.1 Intensité du signal EMG. Les moyennes de l'intensité totale normalisée ($I_{\text{tot norm}}$) des muscles individuels ont montré des grandes différences entre les tests d'un même sujet. Ces différences sont justifiées par des causes techniques comme la sueur, le contact des cordes des anneaux avec les électrodes ou la position différente des bras pendant l'exécution des éléments. Pour cette raison les médianes $I_{\text{tot norm}}$ des muscles individuels de tous les sujets ont été choisies et les valeurs anormales ont été exclues. Les intensités des bandes de haute fréquence se sont distinguées de celles de basse fréquence (*Figure 20* et *Figure 21*). Une faible tendance est observée. Les bandes de haute fréquence ont augmenté entre la mesure avec la résistance maximale du T1 (T_{ancien}) et celle avec la nouvelle résistance maximale (T_{nouveau}), et les bandes de basse fréquence ont diminué entre les deux mesures.

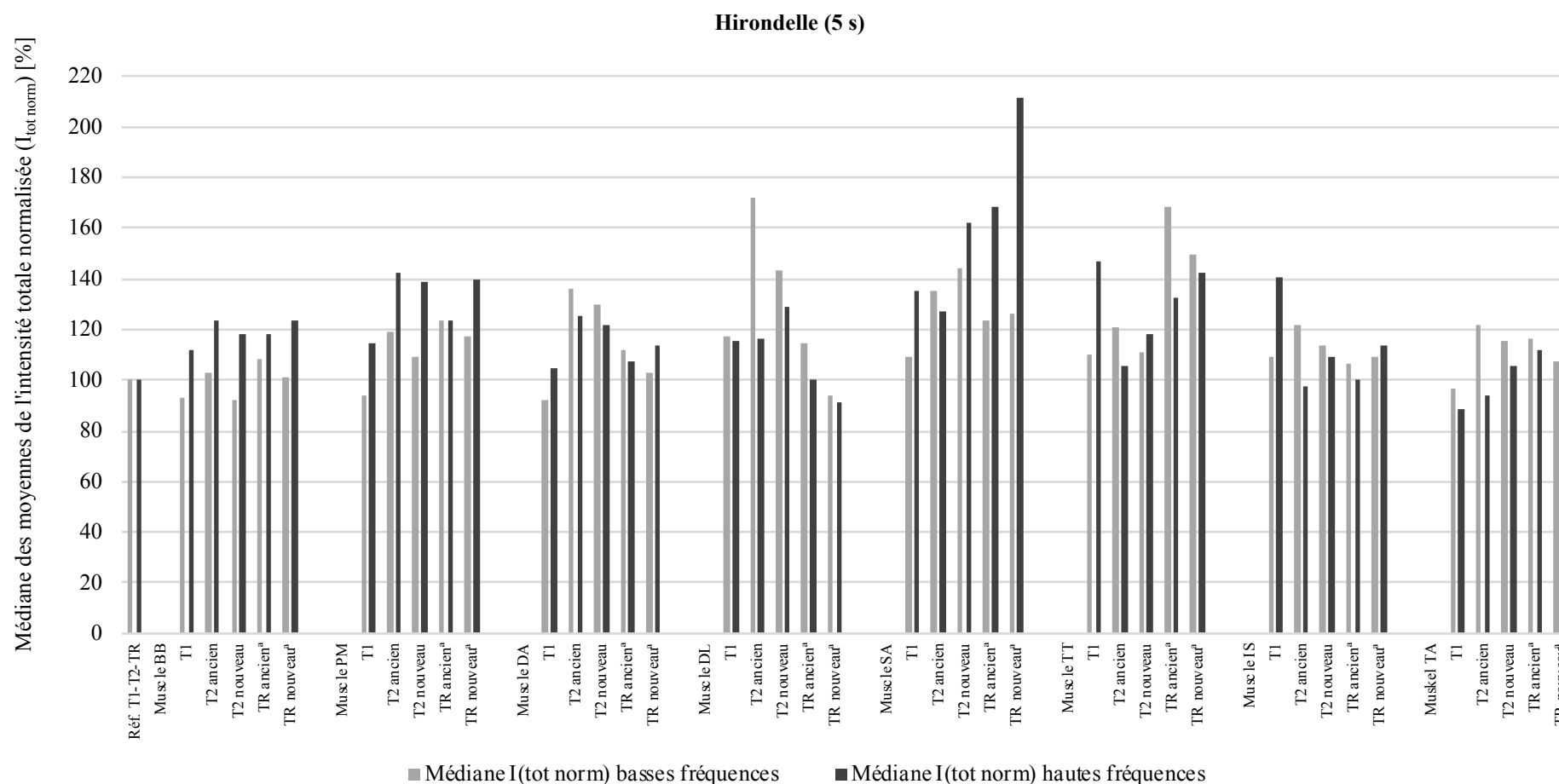


Figure 20. Médianes des moyennes de l'intensité totale normalisée ($I_{\text{tot norm}}$) des muscles individuels de tous les sujets pendant l'exécution de l'élément de l'hirondelle (5 s). Les médianes de $I_{\text{tot norm}}$ des bandes de haute fréquence se distinguent de celles de basse fréquence. Réf. T1-T2-TR = mesure de référence pour normaliser les données, T1 = prétest, T2 = posttest, TR = test de rétention, ancien = mesure avec la résistance maximale du prétest, nouveau = mesure avec la nouvelle résistance maximale ; muscles : BB = biceps brachial, PM = grand pectoral, DA = deltoïde antérieur, DL = deltoïde latéral, SA = dentelé antérieur, TT = trapèze moyen, IS = infra-épineux, TA = trapèze inférieur.

^an = 8

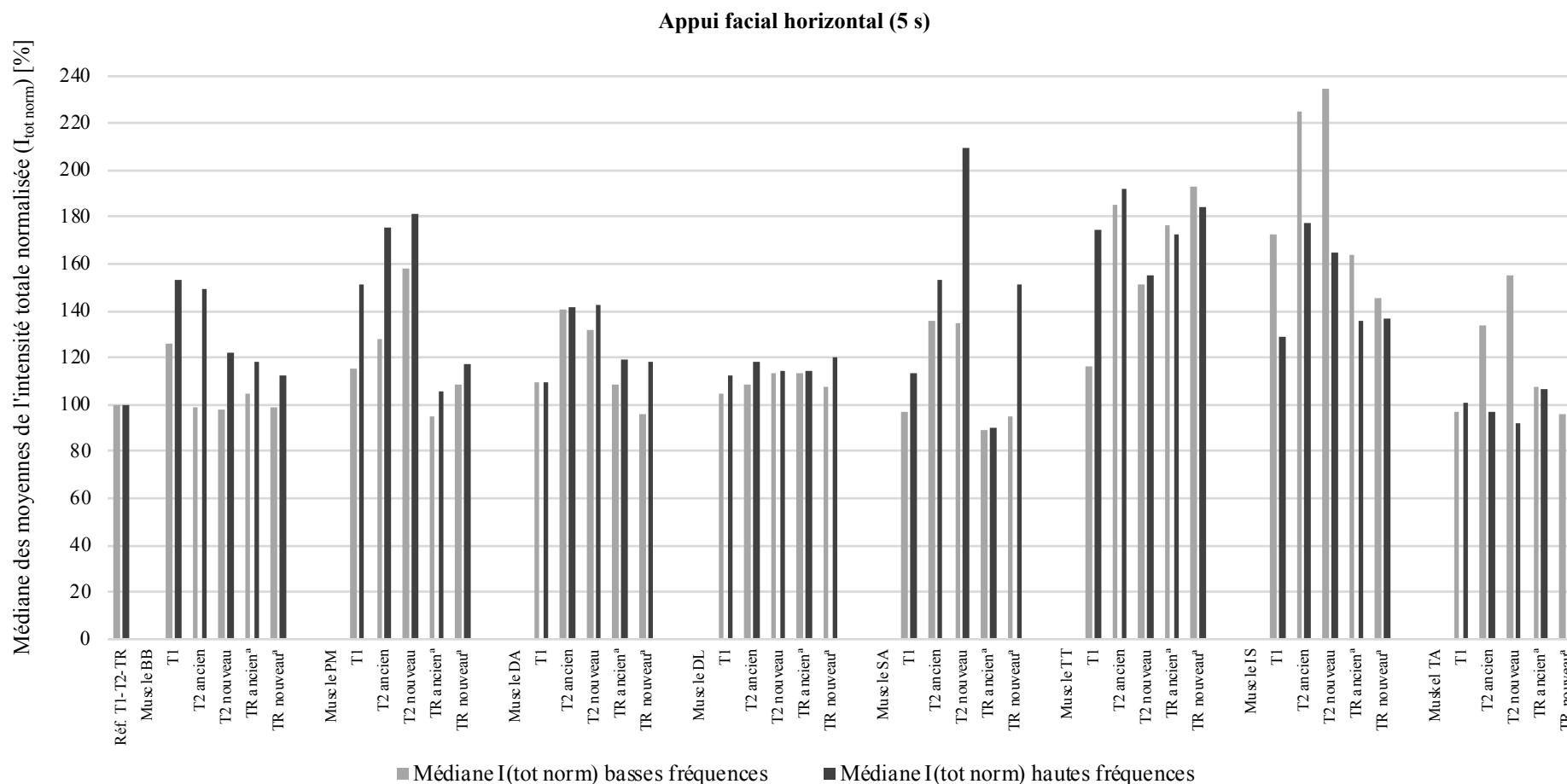


Figure 21. Médianes des moyennes de l'intensité totale normalisée ($I_{tot \text{ norm}}$) des muscles individuels de tous les sujets pendant l'exécution de l'élément de l'appui facial horizontal (5 s). Les médianes de $I_{tot \text{ norm}}$ des bandes de haute fréquence se distinguent de celles de basse fréquence. Réf. T1-T2-TR = mesure de référence pour normaliser les données, T1 = prétest, T2 = posttest, TR = test de rétention, ancien = mesure avec la résistance maximale du prétest, nouveau = mesure avec la nouvelle résistance maximale ; muscles : BB = biceps brachial, PM = grand pectoral, DA = deltoïde antérieur, DL = deltoïde latéral, SA = dentelé antérieur, TT = trapèze moyen, IS = infra-épineux, TA = trapèze inférieur.

^an = 8

Hirondelle. Lors de la comparaison avec la mesure de référence, les médianes $I_{\text{tot norm}}$ des bandes de haute fréquence pendant les mesures avec T_{ancien} ont présenté en général une augmentation majeure par rapport aux bandes de basse fréquence des muscles BB, PM et SA. Alors que pour les médianes $I_{\text{tot norm}}$ des muscles DA, DL, TT, IS et TA, les bandes de basse fréquence ont présenté une augmentation majeure par rapport aux bandes de haute fréquence. Les médianes $I_{\text{tot norm}}$ de T2 et TR ont montré des changements différents entre les mesures avec T_{ancien} et les respectives mesures avec T_{nouveau} . Pour les muscles BB, PM et SA la médiane $I_{\text{tot norm}}$ des bandes de haute fréquence a augmenté plus par rapport aux bandes de basse fréquence. Lors des mesures $T2_{\text{ancien}}$ et $T2_{\text{nouveau}}$, les médianes $I_{\text{tot norm}}$ des bandes de basse fréquence des muscles DA, DL, TT, IS et TA ont présenté une grande augmentation. Au TR les muscles DA, IS et TA ont montré une augmentation des médianes $I_{\text{tot norm}}$ des bandes de basse fréquence lors des mesures avec TR_{ancien} et de celles des bandes de haute fréquence lors de mesures avec TR_{nouveau} . Les muscles DL et TT ont montré une augmentation des bandes de basse fréquence lors des mesures avec TR_{ancien} et TR_{nouveau} .

Appui facial horizontal. Les changements des médianes $I_{\text{tot norm}}$ de l'appui facial horizontal ont été différents de ceux de l'hirondelle. En comparaison avec la mesure de référence, les médianes $I_{\text{tot norm}}$ des bandes de haute fréquence des muscles BB, PM et SA ont présenté une augmentation majeure pendant les mesures avec T_{ancien} par rapport à celles des bandes de basse fréquence. L'augmentation a été plus petite pour les muscles DA et DL que pour BB, PM et SA. Cependant, pour les muscles IS et TA au T2 et TR, les médianes $I_{\text{tot norm}}$ des bandes de basse fréquence ont augmenté par rapport à celles des bandes de haute fréquence.

Entre les mesures T_{ancien} et T_{nouveau} de l'hirondelle et de l'appui facial horizontal il y a eu aussi une différence. Les médianes $I_{\text{tot norm}}$ des bandes de haute fréquence des muscles BB, PM, DA, DL et SA ont augmenté toujours plus lors des mesures T2 et TR même si très différemment par rapport à celles des bandes de basse fréquence. Les muscles TT, IS et TA ont montré une différence entre les mesures. Les médianes $I_{\text{tot norm}}$ des bandes de haute fréquence ont diminué par rapport à celles des bandes de basse fréquence au T2 pour IS et TA et au TR pour IS et TT. Alors que le contraire est observé au T2 pour TT et au TR pour TA.

3.2.2 Échantillons d'intensité et spectres de fréquence du signal EMG. Pour les muscles de certains sujets les échantillons d'intensité ont montré une concentration de l'activité musculaire dans quelques Wavelets (*Figure 22a*). En outre les événements musculaires individuels se sont produits à intervalles réguliers. Cet effet de synchronisation temporelle (*Figure 22b*) était dû au regroupement des UMs individuelles. Des interruptions du signal sont obser-

vées dans le signal brut ainsi que dans les échantillons d'intensité. La cause n'était pas connue.

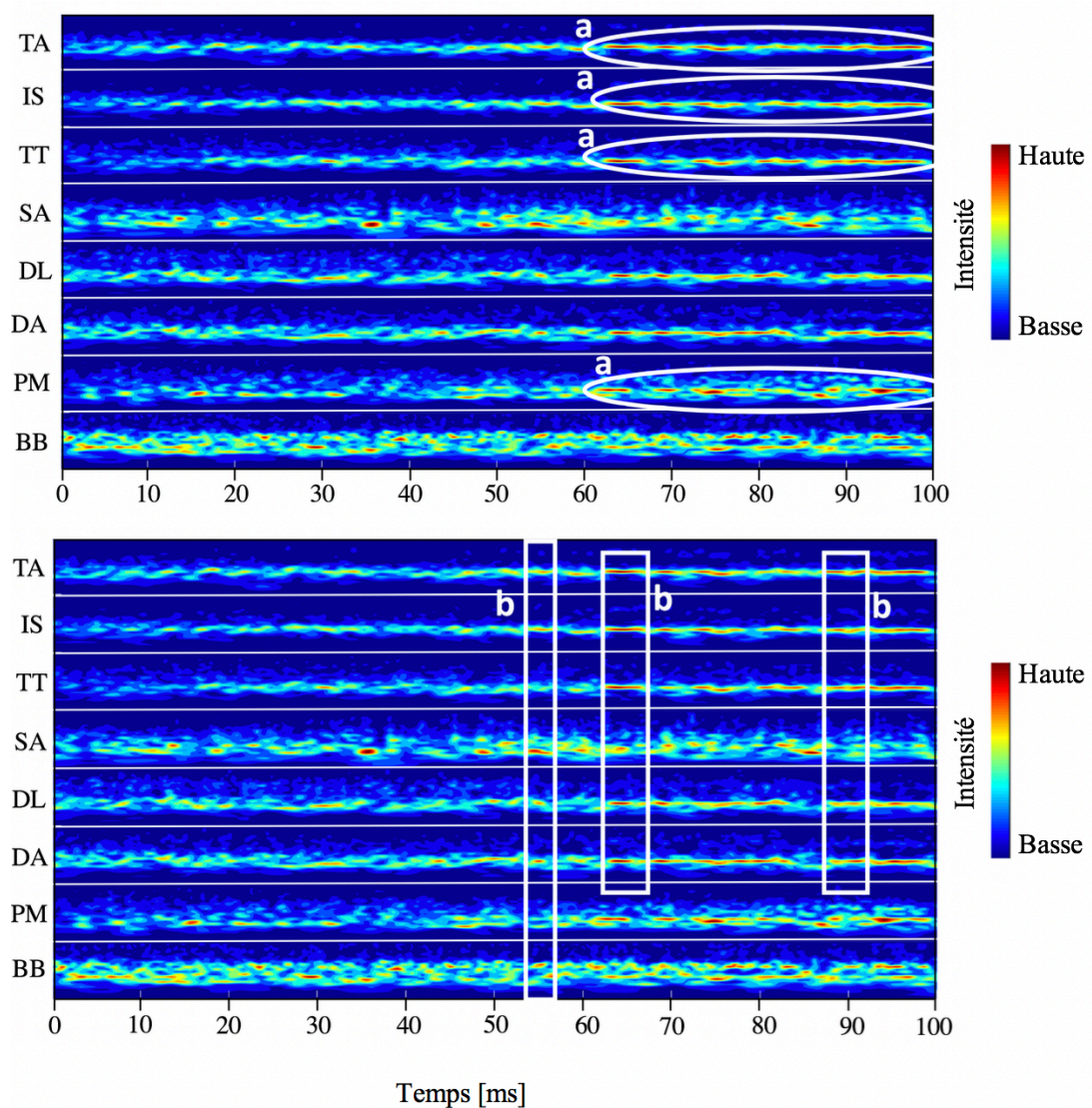


Figure 22. Intensité de l'activité musculaire lors du prétest de l'hirondelle. a) Concentration de l'activité musculaire dans quelques Wavelets ; b) Activation synchrone de plusieurs muscles.

Pour les spectres de fréquence, presque tous les muscles de tous les athlètes ont montré que l'activité musculaire lors de la performance des deux éléments se concentre dans quelques Wavelets. Le Wavelet 10 domine avec la fréquence centrale 62 Hz. Cette concentration s'est manifesté différemment pour chaque athlète (Figure 23 et Figure 24).

La corrélation des spectres de fréquence individuels est calculée pour les résultats de l'hirondelle et de l'appui facial horizontal (Tableau 3 et Tableau 4). Il y a eu des problèmes techniques lors des enregistrements des signaux EMG individuels et ceux-ci ont eu une influence significative sur les résultats de l'analyse de fréquence, pour cette raison la valeur mé-

diane des intervalles de fréquence de tous les muscles des athlètes a été choisie. La corrélation est observée entre la médiane du premier intervalle du spectre de fréquence (0-10 % de la durée de l'exécution de chaque élément) et celle du deuxième (10-20 %) comme aussi entre la médiane du premier intervalle et celle du dernier (90-100 %) après T1 et T2 et après la mesure avec T_{ancien} et avec T_{nouveau} .

Hirondelle. Au T1 l'hirondelle a montré que les médianes de la corrélation des spectres de fréquence entre tous les muscles au début de l'exécution de l'élément (0.89 à 0.95) ont été plus grandes qu'à la fin (0.77 à 0.91). Au $T2_{\text{ancien}}$, après le programme d'entraînement les médianes ont été légèrement supérieures par rapport à $T1_{\text{ancien}}$ mais moins grandes entre le début (0.93 à 0.97) et la fin (0.80 à 0.90) de l'exécution de l'élément. Les valeurs du TR_{ancien} ont été presque les mêmes que dans $T2_{\text{ancien}}$ (0.93 à 0.97 au début et 0.81 à 0.91 à la fin) (*Tableau 3*).

Tableau 3

Corrélation des spectres de fréquence de tous les muscles des sujets (n=9) lors de l'exécution de l'hirondelle (5 s)

	Corrélation	BB	PM	DA	DL	SA	TT	IS	TA
$T1_{\text{ancien}}$	0-10 % vs 10-20 %	0.95	0.94	0.89	0.93	0.94	0.93	0.95	0.95
$T1_{\text{ancien}}$	0-10 % vs 90-100 %	0.86	0.82	0.82	0.87	0.89	0.86	0.77	0.91
$T2_{\text{ancien}}$	0-10 % vs 10-20 %	0.96	0.96	0.95	0.96	0.97	0.93	0.94	0.97
$T2_{\text{ancien}}$	0-10 % vs 90-100 %	0.86	0.89	0.90	0.90	0.89	0.89	0.80	0.87
$T2_{\text{nouveau}}$	0-10 % vs 10-20 %	0.94	0.95	0.93	0.94	0.95	0.87	0.94	0.94
$T2_{\text{nouveau}}$	0-10 % vs 90-100 %	0.89	0.91	0.86	0.84	0.89	0.87	0.79	0.88
TR_{ancien}^a	0-10 % vs 10-20 %	0.96	0.97	0.96	0.95	0.94	0.95	0.94	0.97
TR_{ancien}^a	0-10 % vs 90-100 %	0.80	0.91	0.85	0.89	0.90	0.87	0.88	0.88
TR_{nouveau}^a	0-10 % vs 10-20 %	0.93	0.96	0.92	0.93	0.94	0.87	0.92	0.89
TR_{nouveau}^a	0-10 % vs 90-100 %	0.88	0.89	0.83	0.89	0.88	0.82	0.86	0.85

Note. Les valeurs représentent la corrélation des spectres de fréquence de tous les muscles des sujets lors de l'exécution de l'hirondelle (5 s). Corrélation entre la médiane du premier (0-10 % de la durée de l'élément) et celle du deuxième intervalle (10-20 %) et entre la médiane du premier (0-10 %) et celle du dernier intervalle (90-100 %) du spectre de fréquence de tous les muscles. T1 = prétest, T2 = posttest, TR = test de rétention, ancien = mesure avec la résistance maximale du prétest, nouveau = mesure avec la nouvelle résistance maximale ; muscles : BB = biceps brachial, PM = grand pectoral, DA = deltoïde antérieur, DL = deltoïde latéral, SA = dentelé antérieur, TT = trapèze moyen, IS = infra-épineux, TA = trapèze inférieur.

^an = 8

La différence entre les mesures avec T_{ancien} et T_{nouveau} de T2 et TR a été minime. La médiane des valeurs de tous les muscles au début de l'exécution de l'élément du $T2_{\text{ancien}}$, a été de 0.95 et celle du $T2_{\text{nouveau}}$ de 0.94 alors que à la fin de l'exécution de l'élément a été de 0.88 pour $T2_{\text{ancien}}$ et $T2_{\text{nouveau}}$.

La médiane des valeurs de tous les muscles au début de l'exécution de l'élément du TR_{ancien} , a été de 0.95 et celle du TR_{nouveau} de 0.92 alors que à la fin de l'exécution de l'élément du TR_{ancien} la médiane a été de 0.87 et celle du TR_{nouveau} a été de 0.86. Les détails des muscles individuels des sujets sont présentés au *Tableau 3* et le spectre de fréquence d'un muscle d'un sujet est montré à la *Figure 23*.

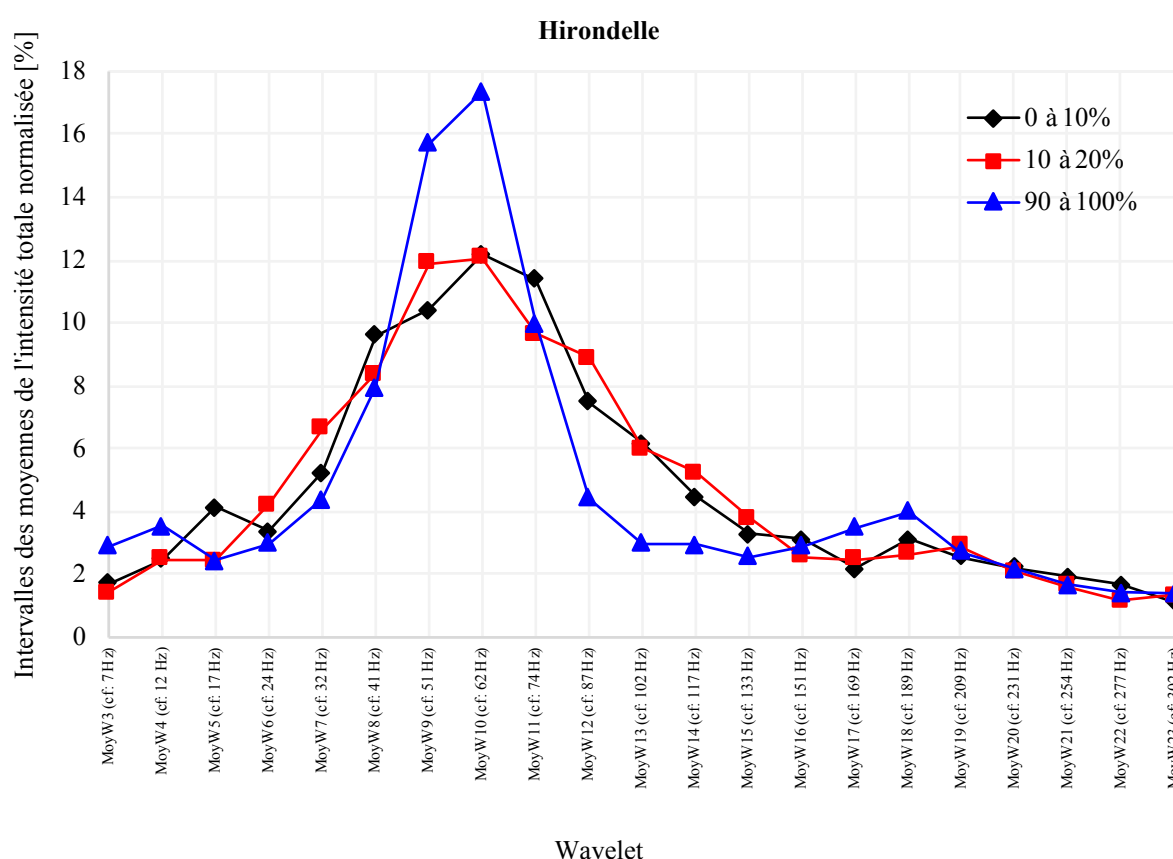


Figure 23. Spectre de fréquence du muscle trapèze inférieur (TA) de l'exécution de l'hirondelle. 0-10 %, 0-20 % et 90-100 % = premier, deuxième et dernier intervalle du spectre de fréquence de tous les muscles lors de l'exécution de l'hirondelle, Moy = moyenne, W = Wavelet (3-23), cf = fréquence centrale.

Appui facial horizontal. Pour l'appui faciale horizontal, la corrélation des médianes des spectres de fréquence de tous les muscles des athlètes entre avant et après l'exécution de l'élément a montré des changements minimes. Au début de l'exécution de l'élément du T1, la corrélation des médianes sont situées entre 0.88 et 0.95 et à la fin entre 0.68 et 0.94. Au

T2_{ancien}, après le programme d'entraînement les médianes ont été presque identiques (0.87 à 0.95 au début et 0.79 à 0.90 à la fin) par rapport à T1_{ancien}. Les valeurs du TR_{ancien} ont été presque les mêmes que dans T2_{ancien} (0.92 à 0.95 au début et 0.80 à 0.89 à la fin) (*Tableau 4*).

Tableau 4

Corrélation des spectres de fréquence de tous les muscles des sujets (n=9) lors de l'exécution de l'appui facial horizontal (5 s).

	Corrélation	BB	PM	DA	DL	SA	TT	IS	TA
T1 _{ancien}	0-10 % vs 10-20 %	0.93	0.88	0.91	0.92	0.89	0.88	0.90	0.95
T1 _{ancien}	0-10 % vs 90-100 %	0.94	0.81	0.71	0.83	0.81	0.75	0.68	0.83
T2 _{ancien}	0-10 % vs 10-20 %	0.91	0.91	0.91	0.91	0.95	0.94	0.87	0.93
T2 _{ancien}	0-10 % vs 90-100 %	0.86	0.83	0.88	0.90	0.79	0.81	0.88	0.88
T2 _{nouveau}	0-10 % vs 10-20 %	0.93	0.87	0.92	0.91	0.96	0.87	0.91	0.93
T2 _{nouveau}	0-10 % vs 90-100 %	0.88	0.90	0.82	0.88	0.84	0.83	0.85	0.84
TR _{ancien} ^a	0-10 % vs 10-20 %	0.93	0.92	0.92	0.95	0.94	0.93	0.94	0.93
TR _{ancien} ^a	0-10 % vs 90-100 %	0.88	0.85	0.87	0.89	0.80	0.81	0.82	0.86
TR _{nouveau} ^a	0-10 % vs 10-20 %	0.94	0.93	0.87	0.87	0.92	0.92	0.91	0.90
TR _{nouveau} ^a	0-10 % vs 90-100 %	0.84	0.86	0.88	0.90	0.70	0.79	0.83	0.86

Note. Les valeurs représentent la corrélation des spectres de fréquence de tous les muscles des sujets lors de l'exécution de l'appui facial horizontal (5 s). Corrélation entre la médiane du premier (0-10 % de la durée de l'élément) et celle du deuxième intervalle (10-20 %) et entre la médiane du premier (0-10 %) et celle du dernier intervalle (90-100 %) du spectre de fréquence de tous les muscles. T1 = prétest, T2 = posttest, TR = test de rétention, ancien = mesure avec la résistance maximal du prétest, nouveau = mesure avec la nouvelle résistance maximale ; muscles : BB = biceps brachial, PM = grand pectoral, DA = deltoïde antérieur, DL = deltoïde latéral, SA = dentelé antérieur, TT = trapèze moyen, IS = infra-épineux, TA = trapèze inférieur.

^an = 8

La différence entre les mesures avec T_{ancien} et T_{nouveau} de T2 et TR a été minime. La médiane des valeurs de tous les muscles au début de l'exécution de l'élément du T2_{ancien} et du T2_{nouveau} a été de 0.91 alors que à la fin de l'exécution de l'élément a été de 0.85 pour T2_{ancien} et T2_{nouveau}. La médiane des valeurs de tous les muscles au début de l'exécution de l'élément du TR_{ancien}, a été de 0.93 et celle du TR_{nouveau} de 0.91 alors que à la fin de l'exécution de l'élément du TR_{ancien} la médiane a été de 0.85 et celle du TR_{nouveau} a été de 0.84. Les détails des muscles individuels des sujets sont présentés au *Tableau 4* et le spectre de fréquence d'un muscle d'un sujet est montré à la *Figure 24*.

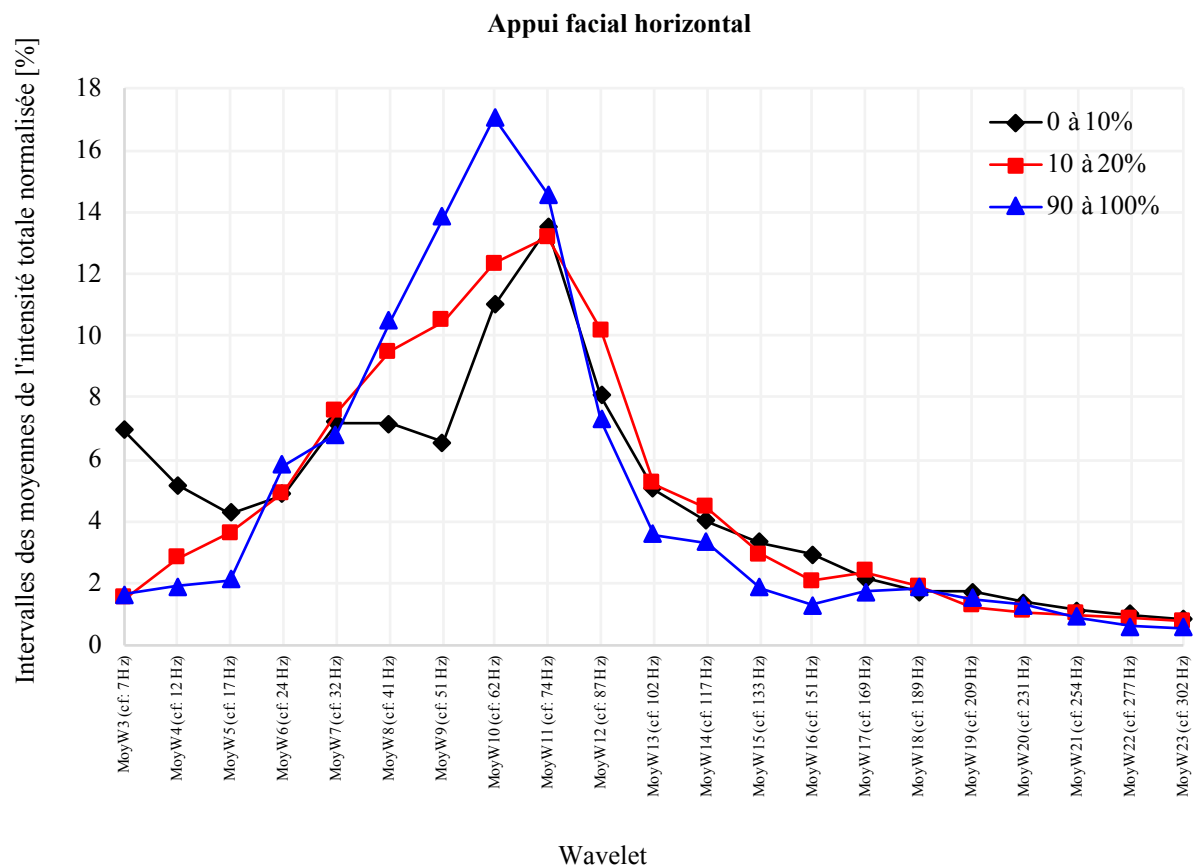


Figure 24. Spectre de fréquence du muscle trapèze inférieur (TA) de l'exécution de l'appui facial horizontal. 0-10 %, 0-20 % et 90-100 % = premier, deuxième et dernier intervalle du spectre de fréquence de tous les muscles lors de l'exécution de l'hirondelle, Moy = moyenne, W = Wavelet (3-23), cf = fréquence centrale.

4 Discussion

Selon les connaissances littéraires, il s'agit de la première étude qui analyse l'effet de quatre semaines d'entraînement de force maximale excentrique-isocinétique au niveau de la force maximale et de l'activité musculaire spécifique des membres supérieurs lors des éléments de maintien en force de l'hirondelle et de l'appui facial horizontal aux anneaux. Les deux éléments sont musculairement très sophistiqués et lors de ces deux exécutions les muscles sont soumis à un travail quasi-isométrique et doivent travailler en une collaboration intra- et inter-musculaire précise.

4.1 Force, résistance et temps maximal

Les résultats après le programme d'entraînement de force maximale excentrique-isocinétique ont montré une augmentation significative de la résistance maximale lors de l'exécution des éléments de l'hirondelle et de l'appui facial horizontal pendant cinq secondes et une augmentation significative du temps maximal de maintien de la position statique uniquement de l'hirondelle (résistance maximale du T1). Le poids corporel n'a pas montré de changements et le test d'une répétition maximale (1-RM) de l'exercice de renforcement spécifique du développé couché et de l'hirondelle couché sur le dos avec la barre d'haltères n'a pas montré des augmentations significatives. Pourtant, un effet moyen pour l'hirondelle couché sur le dos et un effet fort pour le développé couché est observé. Selon certains auteurs, l'entraînement excentrique-isoinertiel (entraînement avec une charge constante) produirait un gain de force maximal plus élevé que l'entraînement excentrique-isocinétique (Guilhem et al., 2010 ; Vogt & Hoppeler, 2014). Malgré cela, la contraction musculaire maximale lors du mouvement excentrique lent de l'exercice isocinétique provoque un travail musculaire similaire à celui des deux éléments de maintien en force aux anneaux. L'entraînement excentrique-isocinétique engendre des petits changements au niveau de 1-RM des exercices de renforcement concentriques spécifiques ainsi que des adaptations de la force maximale spécifiques aux anneaux pour l'élément de l'hirondelle et de l'appui facial horizontal.

Selon la conclusion de Vogt et Hoppeler (2014), le gain de force grâce à l'entraînement excentrique est plus élevé si le test est effectué de manière excentrique que concentrique. Ceci est soutenu par les résultats obtenus dans cette étude où la force a augmenté significativement seulement dans les tests spécifiques aux anneaux. Les tests sont exécutés en excentrique car pendant les éléments de maintien en force les muscles ont travaillé en freinant. Finalement l'entraînement excentrique-isocinétique entraîne des adaptations de la force spécifique aux

anneaux qui sont importantes pour l'utilisation ultérieure de ce type d'exercice pour d'autres interventions d'entraînement de force spécifique aux anneaux.

Généralement la force spécifique aux anneaux est entraînée avec des exercices de renforcement concentriques spécifiques (Hübner & Schärer, 2015), avec versions facilitées de l'élément grâce à l'aide de l'entraîneur ou avec des exercices avec le contrepoids. Le programme d'entraînement dans cette étude modifie le processus d'entraînement quotidien et amènerait à une augmentation de la force maximale spécifique aux anneaux. L'entraînement excentrique a provoqué un grand moment de force au niveau de l'articulation de l'épaule (Douglas et al., 2017) et le système musculo-tendineux est soumis à un grand travail (Guilhem et al., 2010). On suppose que ces grandes tensions amènent entre autres à des microlésions des fibres musculaires, principalement au niveau des fibres rapides (FT) (Coudreuse, Dupont, & Nicol, 2004). Les microlésions sont suivies par un processus d'inflammation qui provoque l'apparition graduelle de douleurs musculaires à effet retardé, les courbatures (Guilhem et al., 2010). Le processus physiologique de la réparation des fibres conduit à la régénération des cellules (Johnson, 1972) et à la synthèse de collagène pour ainsi renforcer le complexe musculo-tendineux (Peers & Lysens, 2005). Ceci engendrait des gains en force (Guilhem et al., 2010). Malgré le nombre réduit de sujets, l'amélioration de la force maximale pourrait indiquer que les quatre semaines d'entraînement de force maximale excentrique-isocinétique de cette étude provoquent probablement des adaptations structurels au niveau du système musculo-tendineux et neuromusculaire chez certains athlètes. L'entraînement excentrique-isocinétique sollicite fortement les membres supérieurs et pourrait avoir des effets négatifs au niveau de la performance des athlètes durant les entraînements quotidiens aux autres engins. Il est donc recommandé d'utiliser cette méthode comme un changement de stimuli pour maximiser le gain de force dans la première phase de préparation aux compétitions.

Durant un entraînement habituel des éléments de maintien en force aux anneaux l'articulation des épaules doit supporter des grandes charges. Pour cette raison et pour prévenir les blessures les éléments sont maintenus « seulement » de 30 à 60 secondes (3 séries de 3x5 s) tandis que dans cette étude le temps maximal sous tension par session d'entraînement (de 2 à 4 minutes) a dépassé celui de l'entraînement habituel. Malgré cette longue période sous tension, aucun athlète n'a pas été blessé et certains ont annoncé d'avoir moins de douleurs à l'épaule après les quatre semaines d'entraînement. Le temps de tension prolongé serait une raison pour améliorer le temps maximal de maintien de la position statique de l'hirondelle avec la résistance maximale du T1. Par conséquent l'endurance spécifique aux anneaux pourrait être

influencée et permettrait une augmentation du nombre d'éléments de force dans un exercice de compétition.

4.2 Activité musculaire

La moyenne de l'intensité totale normalisée ($I_{\text{tot norm}}$) est choisie pour comparer le degré d'activation des muscles et pour minimiser les éventuelles corrections du mouvement dans le signal EMG. Le temps est standardisé car la longueur des exercices n'a pas été la même pour tous les sujets. La mesure de référence a été indispensable pour normaliser les données. Cela a permis de réduire les possibles variations du signal pendant une mesure et celles dues aux changements subi par les muscles entre le T1 et le T2 à cause du programme d'entraînement de force maximale excentrique-isocinétique. A chaque test les éléments ont été présentés une fois avec la résistance maximale du T1 et une fois avec la nouvelle résistance maximale provoquant ainsi des grandes variations dans le signal EMG. Ces variations sont aussi dues à la réalisation des éléments avec des différences dans la position des segments des membres supérieurs individuels.

La distribution des $I_{\text{tot norm}}$ des bandes de haute et de basse fréquence (Komi & Tesch, 1979 ; von Tscharnner et al., 2018b) a montré que la répartition des fréquences dépend de la durée et de la grandeur de la charge musculaire. La synchronisation des UMs est observée lors d'une grande charge musculaire ce qui a montré une augmentation de la force du signal entre 30 et 60 Hz du spectre de fréquence. La raison de cette augmentation pourrait être que des fibres musculaires supplémentaires se sont activées. Comme von Tscharnner et al. (2018b) l'a aussi montré, les UMs dans les bandes de haute fréquence sont activées de manière plus synchrone lors d'une grande charge musculaire et ceci est représenté par une augmentation de la force du signal dans le domaine des 175 Hz.

Les mesures du T2 de la présente étude ont montrés que les $I_{\text{tot norm}}$ des bandes de haute fréquence des muscles probablement moins chargés durant le programme d'entraînement de force maximale excentrique-isocinétique ont tendance à augmenter plus que celles des bandes de basse fréquence. Les $I_{\text{tot norm}}$ des bandes de basse fréquence ont augmenté pour les muscles qui ont été plus chargés durant le programme d'entraînement et qui sont susceptibles d'avoir une situation de charge similaire pendant l'exécution des éléments. On suppose que le programme d'entraînement excentrique-isocinétique en force maximale amène à une augmentation de la force des fibres musculaires dans les bandes de basse fréquence. Selon Wakeling (2004), cela expliquerait que les fibres lentes sont devenues plus fortes. De plus, on suppose que la position des éléments de l'hirondelle et de l'appui facial horizontal peut être maintenue

plus longtemps grâce à une grande réserve de force et grâce aux corrections moins rapides et fines de la part des fibres rapides.

Grâce à la transformation Wavelet du signal EMG, l'intensité du signal a indiqué à quel moment et dans quelle bande de fréquence le muscle s'est activé. Ceci a permis d'interpréter la stratégie d'activation ainsi que les possibles changements musculaires. Des mesures de bonne qualité de tous les sujets sont nécessaires pour donner des informations significatives. Malheureusement certains sujets et certaines mesures ont rencontré des problèmes techniques tels que la transpiration sévère qui a provoqué un mauvais contact des électrodes avec la peau et des interruptions dans le signal brut dont la cause n'est pas claire. Les signaux EMG de bonne qualité ont montré qu'une forte activité musculaire s'est concentrée sur quelques Wavelets indépendamment de l'élément de l'hirondelle ou de l'appui facial horizontal. Ceci pourrait être dû à la fatigue imminente des athlètes où ils utilisent des muscles aussi efficacement que possible. Komi et Tesch (1979) ont montré que la fatigue musculaire isocinétique conduit à des changements dans le spectre de fréquence du signal EMG et que ces derniers dépendent de la proportion de types de fibres dans le muscle. Contrairement à l'étude de Komi et Tesch (1979) et à celui de von Tscharnner et al. (2018b), une contraction quasi-isométrique dans une situation dynamique a été nécessaire pour maintenir la position des éléments de maintien en force aux anneaux pendant plusieurs secondes et cette contraction aurait compensé les éventuels effets de stress-relaxation des ligaments. Par conséquent l'interaction intra- et inter-musculaire a été coordonnée. On suppose qu'avec une fatigue musculaire croissante, les fibres musculaires fonctionnent plus facilement en synchronisation à une certaine fréquence qu'en s'activant sélectivement aux fréquences optimales (Wakeling, 2004). En outre on suppose que le moment de la fréquence de synchronisation donne une information sur la capacité de la force musculaire de l'athlète. Plus la fréquence de synchronisation change tard lors de l'exécution d'un élément, plus la capacité de force musculaire à activer les différents types de fibre dans une bande de fréquence optimale est grande. Ceci est montré par la différence de corrélation entre les spectres de fréquence du début avec celle de la fin de l'exécution des éléments. Plus les changements sont petits, plus l'athlète est entraîné, respectivement si les changements au T2 sont moins grands qu'au T1, alors le programme d'entraînement de force excentrique-isocinétique en force maximale aurait été efficace en améliorant l'activité musculaire et de conséquence augmenter la force maximale des membres supérieurs des athlètes.

Revenant aux questions initiales, quatre semaines d'entraînement de force maximale excentrique-isocinétique ont eu un effet au niveau de la force maximale et de l'activité musculaire spécifique des membres supérieurs lors des éléments de maintien en force de l'hirondelle et de l'appui facial horizontal. L'entraînement a contribué à l'augmentation significative de la résistance maximale lors de l'élément de l'hirondelle et de l'appui facial horizontal et du temps maximal de maintien de la position statique de l'hirondelle malgré l'augmentation non-significative du test d'1-RM et de l'hirondelle couché sur le dos avec la barre d'haltères. L'hypothèse 1 et 2 peuvent être confirmées. Le programme d'entraînement a aussi contribué aux changements au niveau de l'intensité ainsi qu'au niveau du spectre de fréquence du signal EMG des deux éléments de maintien en force. L'hypothèse 3 et 4 peuvent être confirmées.

5 Conclusion

Les quatre semaines d'entraînement excentrique-isocinétique en force maximale de cette étude ont été efficaces pour les athlètes de haut niveau en GAM : la force maximale spécifique est améliorée pour l'élément de maintien en force de l'hirondelle et de l'appui facial horizontal. Cette méthode d'entraînement engendre un renforcement des fibres lentes, une activation additionnelle des fibres rapides (Wakeling, 2004) et une meilleure synchronisation des UMs. Ceci amène à une augmentation de la force musculaire qui permet d'augmenter la résistance maximale et le temps maximal de maintien des positions statiques aux anneaux et provoque des changements au niveau de l'intensité et du spectre de fréquence du signal EMG. Les athlètes pourront intégrer et exécuter de manière précise plus d'éléments de force dans l'exercice de compétition. Finalement l'entraînement de force maximale excentrique-isocinétique de cette étude est un changement effectif des stimuli de l'entraînement et est fortement recommandé aux athlètes de haut niveau en GAM dans le but d'augmenter la force maximale spécifique aux anneaux en peu de temps lors de la première phase de préparation aux compétitions.

Bibliographie

- Amarantini, D., & Bru, B. (2015). Training-related changes in the EMG–moment relationship during isometric contractions : further evidence of improved control of muscle activation in strength-trained men? *Journal of Electromyography and Kinesiology*, 25(4), 697 - 702. doi : 10.1016/j.jelekin.2015.04.002
- Bührle, M., & Schmidbleicher, D. (1981). Komponenten der Maximal- und Schnellkraft. *Sportwissenschaft*, 11, 11-27.
- Bachmann, C., Gerber, H., & Stacoff, A. (2008). Messsysteme, Messmethoden und Beispiele zur instrumentierten Ganganalyse. *Sportmedizin und Sporttraumatologie*, 56(2), 29-34.
- Bango, B., Navandar, A., Grande, I., & Sillero-Quintana, M. (2017). Evaluation of isometric force production in L-sit cross in still rings among elite male artistic gymnasts. *Journal of Human Sport & Exercise*, 12(2), 257-266. doi : 10.14198/jhse.2017.122.02
- Bango, B., Sillero-Quintana, M., & Grande, I. (2013). New tool to assess the force production in the swallow. *Science of Gymnastics Journal*, 5(3), 47-58.
- Barandun, M., von Tschärner, V., Meuli-Simmen, C., Bowen, V., & Valderrabano, V. (2009). Frequency and conduction velocity analysis of the abductor pollicis brevis muscle during early fatigue. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, 19(1), 65-74. doi : 10.1016/j.jelekin.2007.07.003
- Bernasconi, S. M., Tordi, N. R., Parratte, B. M., & Rouillon, J.-D. R. (2009). Can shoulder muscle coordination during the support scale at ring height be replicated during training exercises in gymnastics? *Journal of Strength and Conditioning Research*, 23(8), 2381-2388. doi : 10.1519/JSC.0b013e3181bac69f
- Brechue, W. F., & Mayhew, J. L. (2009). Upper-body work capacity and 1RM prediction are unaltered by increasing muscular strength in college football players. *Journal of Strength and Conditioning Research*, 23(9), 2477-2486. doi : 10.1519/JSC.0b013e3181b1ae5f
- Campos, M., Sousa, F., & Lebre, E. (2011). The swallow element and muscular activations. *Portuguese journal of sport science*, 11(2), 723-726.
- Chabloz, E. (2016). *Les bases de la planification en musculation*. (Travail de Master, Université de Lausanne, Suisse). Accès à l'adresse (août 2018) <https://www.chuv.ch/fileadmin/sites/cms/documents/planificationmusculationfinal.pdf>

- Cohen, J. (1988). *Statistical power analysis for the behavioral sciences (2nd ed.)*. USA : Lawrence Erlbaum Associates.
- Coudreuse, J., Dupont, P., & Nicol, C. (2004). Delayed post effort muscle soreness. *Annales de Readaptation et de Medecine Physique : Revue Scientifique de la Societe Francaise de Reeducation Fonctionnelle de Readaptation et de Medecine Physique*, 47(6), 290-298. doi : 10.1016/j.annrmp.2004.05.012
- Dohoney, P., Chromiak, J. A., Derek, L., Abadie, B. R., & Kovacs, C. (2002). Prediction of one repetition maximum (1-RM) strength from a 4-6 RM and a 7-10 RM submaximal strength test in health young adult males. *Journal of Exercise Physiology*, 5(3), 54-58.
- Doix, A.-C. M., Gulliksen, A., Brændvik, S. M., & Roeleveld, K. (2013). Fatigue and muscle activation during submaximal elbow flexion in children with cerebral palsy. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, 23(3), 721-726. doi : 10.1016/j.jelekin.2012.12.005
- Douglas, J., Pearson, S., Ross, A., & McGuigan, M. (2017). Eccentric Exercise : Physiological Characteristics and Acute Responses. *Sports Medicine*, 47(4), 663-675. doi : 10.1007/s40279-016-0624-8
- Dunlavy, J. K., Sands, W. A., McNeal, J. R., Stone, M. H., Smith, S. L., Jemni, M., & Haff, G. G. (2007). Strength performance assessment in a simulated men's gymnastics still rings cross. *Journal of Sport Science and Medicine*, 6(1), 93-97.
- FIG. (2017). *Code de Pointage GAM (2017-2020)*. Lausanne : Fédération Internationale de Gymnastique. Accès à l'adresse (août 2018) http://www.fig-gymnastics.com/publicdir/rules/files/mag/CoP_MAG_2017-2020_ICI-e.pdf
- Fling, B. W., Christie, A., & Kamen, G. (2009). Motor unit synchronization in FDI and biceps brachii muscles of strength-trained males. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, 19(5), 800-809. doi : 10.1016/j.jelekin.2008.06.003
- Gorosito, M. A. (2013). Relative strength requirement for swallow element proper execution : a predictive test. *Science of Gymnastics Journal*, 5(3), 59-67.
- Guilhem, G., Cornu, C., & Guével, A. (2010). Neuromuscular and muscle-tendon system adaptations to isotonic and isokinetic eccentric exercise. *Annals of Physical and Rehabilitation Medicine*, 53(5), 319-341. doi : 10.1016/j.rehab.2010.04.003
- Güllich, A., & Krüger, M. (2013). *Sport, Das Lehrbuch für das Sportstudium*. Berlin : Springer Spektrum. doi : 10.1007/978-3-642-37546-0
- Huber, C., Goepfert, B., Kugler, P., & von Tscharnier, V. (2010). The effect of sprint and endurance training on electromyogram signal analysis by wavelets. *Journal of*

- Strength and Conditioning Research*, 24(6), 1-10. doi : 10.1519/JSC.0b013e3181dc42f6
- Hübner, K., & Schärer, C. (2015). Relationship between swallow, support scale and iron cross on rings and their specific preconditioning strengthening exercises. *Science of Gymnastics Journal*, 7(3), 59-68.
- Johnson, B. (1972). Eccentric vs concentric muscle training for strength development. *Medicine and Science in Sports*, 4(2), 111-115.
- Komi, P. V., & Tesch, P. (1979). EMG frequency spectrum, muscle structure, and fatigue during dynamic contractions in man. *European Journal of Applied Physiology and Occupational Physiology*, 42(1), 41-50.
- Konrad, P. (2011). *EMG-FIBEL. Eine praxisorientierte Einführung in die kinesiologische Elektromyographie (Version 1.1)*. USA : Noraxon INC.
- MacIntosh, B., & Rassier, D. (2002). What is fatigue? *Canadian Journal of Applied Physiology*, 27(1), 42-55. doi : 10.1139/h02-003
- Maier, T., Gross, M., Trösch, S., Steiner, T., Müller, B., Bourban, P., ... Tschopp, M. (2016). *Manual Leistungsdiagnostik*. Bern : Swiss Olympic Association.
- Martin, J., Wanger, B., & Coyle, E. (1997). Inertial-load method determines maximal cycling power in a single exercise bout. *Medicine and Science in Sports and Exercise*, 29(11), 1505-1512. doi : 10.1097/00005768-199711000-00018
- Mironov, V., & Schinkar, S. (1995). Die Intensivierung der konditionellen und funktionellen Vorbereitung als wichtiges Trainingsprinzip hochqualifizierter Turner. *Leistungssport*, 6(3), 42-45.
- Mutchler, J. A., Weinhandl, J. T., & Hoch, M. C. (2015). Reliability and fatigue characteristics of a standing hip isometric endurance protocol. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, 25(4), 667-674. doi : 10.1016/j.jelekin.2015.02.003
- Peers, K., & Lysens, R. (2005). Patellar tendinopathy in athletes : current diagnostic and therapeutic recommendations. *Sports medicine*, 35(1), 71-87.
- Schärer, C., & Hübner, K. (2016). Accuracy of prediction of maximum resistance at increased holding times based on a three second maximum static strength test of the three main strength elements on rings. *Science of Gymnastics Journal*, 8(2), 125-134.
- Semmler, J., Kornatz, K., Dinunno, D., Zhou, S., & Enoka, R. (2002). Motor unit synchronisation is enhanced during slow lengthening contractions of a hand muscle. *The Journal of Physiology*, 545(2), 681-695. doi : 10.1113/jphysiol.2002.026948

- Stirling, L. M., von Tscharnar, V., Kugler, P., & Nigg, B. M. (2011). Piper rhythm in the activation of the gastrocnemius medialis during running. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, 21(1), 178-183. doi : 10.1016/j.jelekin.2010.06.007
- Tschopp, M. (2003). Manuel de référence diagnostique de la performance de force. Macolin : Swiss Olympic Medical Center.
- Vicon. (2010). *Vicon Plug-in Gait Product Guide - Foundation Notes, Revision 2.0*. Accès à l'adresse (août 20018) <https://www.vicon.com/downloads/documentation/plug-in-gait-product-guide>
- Vogt, M., & Hoppeler, H. H. (2014). Eccentric exercise : mechanisms and effects when used as training regime or training adjunct. *Journal of applied Physiology*, 116(11), 1446-1454. doi : 10.1152/japplphysiol.00146.2013
- von Tscharnar, V. (2000). Intensity analysis in time-frequency space of surface myoelectric signals by wavelets of specified resolution. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, 10(6), 433-445. doi : 10.1016/S1050-6411(00)00030-4
- von Tscharnar, V., & Goepfert, B. (2003). Gender dependent EMGs of runners resolved by time/frequency and principal pattern analysis. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, 13(3), 253-272. doi : 10.1016/S1050-6411(02)00111-6
- von Tscharnar, V., & Goepfert, B. (2006). Estimation of the interplay between groups of fast and slow muscle fibers of the tibialis anterior and gastrocnemius muscle while running. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, 16(2), 188-197. doi : 10.1016/j.jelekin.2005.07.004
- von Tscharnar, V., Ullrich, M., Mohr, M., Marquez, D. C., & Nigg, B. M. (2018a). A wavelet based time frequency analysis of electromyograms to group steps of runners into clusters that contain similar muscle activation patterns. *Public Library of Science One*, 13(4), 1-19. doi : 10.1371/journal.pone.0195125
- von Tscharnar, V., Ullrich, M., Mohr, M., Marquez, D. C., & Nigg, B. M. (2018b). Beta, gamma band and high frequency coherence of EMGs of vasti muscles caused by clustering of motor units. *Experimental Brain Research*, 1-11.
- Wakeling, J. M. (2004). Motor units are recruited in a task-dependent fashion during locomotion. *Journal of Experimental Biology*, 207(22), 3883-3890. doi : 10.1242/jeb.01223
- Wakeling, J., Pascual, S., Nigg, B., & von Tscharnar, V. (2001). Surface EMG shows distinct populations of muscle activity when measured during sustained sub-maximal exercise. *European Journal of Applied Physiology*, 86(1), 40-47. doi : 10.0007/s004210100508

Weineck, J. (1999). *Manuel d'entraînement*. Paris : Vigot.

Winters, R. M., Savard, A., Verfaille, V., & Wanderley, M. M. (2012). A sonification tool for the analysis of large databases of expressive gesture. *The International Journal of Multimedia & Its Applications*, 4(6), 13-26.

Annexe

Annexe 1 – Décision de la commission cantonale d'éthique de la recherche de Berne

Gesundheits-
und Fürsorgedirektion
des Kantons Bern

Direction de la santé
publique et de la
prévoyance sociale
du canton de Berne

Kantonale
Ethikkommission
für die Forschung

Commission cantonale
d'éthique de la recherche

Murtenstrasse 31
3010 Bern
Tel. +41 31 633 70 70
Fax +41 31 633 70 71
www.be.ch/kek
info.kek.kapa@gef.be.ch

Dorothy Pfiffner
Tel. +41 31 633 70 77
Fax +41 31 633 70 71
dorothy.pfiffner@gef.be.ch

Herr
Dr. Klaus Hübner
Eidgenössische Hochschule für
Sport Magglingen (EHSM)
Hauptstrasse 247
2532 Magglingen

Bern, 04.01.2017, NP

Bewilligung der KEK Bern

Project-ID
Projekttitel

2017-01891
Monitoring der Anpassungen an Maximalkrafttraining zur
Verbesserung von Krafthalteelementen an den Ringen im
Kunstturnen - Studie mit Athleten des Schweizerischen
Nationalkaders –

Haupt-Prüfer /
Koordinierender Prüfer

Dr. Klaus Hübner

Sponsor

Dr. Klaus Hübner

Zentren

Dr. Klaus Hübner, Eidgenössische Hochschule für Sport
(EHSM), Magglingen



Entscheidungsverfahren

☐ ordentliches Verfahren ☐ vereinfachtes Verfahren ☒ Präsidialverfahren

Entscheid

Dr. Klaus Hübner, Eidgenössische Hochschule für Sport (EHSM), Magglingen

☒ Die Bewilligung wird erteilt

Bemerkung:

Um die Bearbeitung der Unterlagen zu vereinfachen, bitten wir Sie nicht mehr gültige
Dokumente (alte Versionen) zu löschen.

2017-01891

Klassifizierung

- ☒ Forschungsprojekt gemäss HFV, Kategorie: A
 - ☒ Forschung mit Personen
 - ☐ Weiterverwendung des biologischen Materials oder der gesundheitsbezogenen Personendaten
 - ☐ mit Verstorbenen
 - ☐ mit Embryonen / Föten
 - ☐ mit ionisierender Strahlung
 - ☐ Umkategorisierung gemäss Art. 48, Abs. 2, HFV

Gebühren

Betrag: CHF 0.- **Tarifcode:**
Gemäss der geltenden Gebührenordnung von swissethics.

Rekursmöglichkeiten

Gegen diese Verfügung kann innert 30 Tagen seit Eröffnung bei der Gesundheits- und Fürsorgedirektion des Kantons Bern Beschwerde erhoben werden. Die Beschwerdefrist kann nicht verlängert werden. Die Beschwerdeschrift ist im Doppel bei der Gesundheits- und Fürsorgedirektion, Rathausgasse 1, 3011 Bern einzureichen.

Sie muss

- (a) angeben, welche Entscheidung anstelle der angefochtenen Verfügung beantragt wird und
- (b) aus welchen Gründen diese andere Entscheidung verlangt wird sowie
- (c) die Unterschrift der beschwerdeführenden Partei oder der sie vertretenden Person enthalten.

Der Beschwerdeschrift beizulegen sind die Beweismittel, soweit sie greifbar sind, und die angefochtene Verfügung. (Art. 32 und 60 ff. des Gesetzes vom 23. Mai 1989 über die Verwaltungsrechtspflege [VRPG; BSG 155.21]).

Stand Dezember 2015

Kopie an

- ☐ Swissmedic
- ☐ BAG
- ☐ Andere

Unterschriften

Prof. Dr. med. Christian Seiler
Präsident KEK Bern

Dr. sc. nat. Dorothy Pfiffner
Vizepräsidentin
Leiterin Wissenschaftliches Sekretariat

Pflichten des Gesuchstellers (Sponsor oder Prüfer):

Einreichung Dokumente: revidierte Dokumente und neue Dokumente zur Studie/zum Projekt sollen ausschliesslich über das Web-Portal [BASEC](#) eingereicht werden, auf der entsprechenden Formularseite des betreffenden Gesuches. Obsolete Dokumente sind dabei zu entfernen und Datums- und Versionsangaben entsprechend zu ergänzen. Die erfolgten Änderungen müssen im Korrekturmodus abgefasst werden und zusätzlich als ‚clean‘-Version eingereicht werden. Die Studieninformationen und -einwilligungen, das Protokoll und die Amendments müssen in durchsuchbaren PDF-Dateien eingereicht werden, insbesondere müssen gescannte Dokumente eine Texterkennung durchlaufen haben (OCR). Das unterschriebene und datierte Begleitschreiben muss die Antworten auf eventuell von der EK gestellte Fragen enthalten. Revidierte Dokumente sind auch den weiteren Zulassungsbehörden zuzustellen, sofern diese involviert sind.

Anmerkung: Die zuständige Ethikkommission überprüft im Rahmen des Bewilligungsverfahrens Aufklärungsbogen und Einwilligungserklärung in einer der Amtssprachen Deutsch, Französisch oder Italienisch. Aufklärungsbogen und Einwilligungserklärung in einer anderen Sprache werden von der Ethikkommission lediglich zur Kenntnis genommen. Für die korrekte Übersetzung ist der Sponsor oder die Projektleitung verantwortlich.

Meldepflichten: Die rechtlich bindenden Melde- resp. Bewilligungspflichten an die Ethikkommission für wesentliche Änderungen, einen vorzeitigen Studienabbruch, unerwünschte Ereignisse u.a. sind einzuhalten ([Verordnungen des Bundes](#)). Der Abschlussbericht ist spätestens ein Jahr nach Studienende der Ethikkommission einzureichen.

Registrierungspflicht: Der Sponsor muss – falls es sich um einen klinischen Versuch handelt – diesen in einem [WHO-Primärregister](#) oder im Register der Nationalen Medizinbibliothek der USA ([clinicaltrials.gov](#)) erfassen und anschliessend diese Nummer im BASEC-Portal eingeben. Die Übertragung der erforderlichen Daten in das Swiss National Clinical Trials Portal ([SNCTP](#)) kann nach Bewilligung der Ethikkommission und Zustimmung des Gesuchstellers automatisch erfolgen. Die Informationen über den klinischen Versuch sind in beiden Registern öffentlich zugänglich. Zusätzlich veröffentlicht swissethics wenige Informationen wie Titel, Projekttyp oder Leit-Ethikkommission aller durch die kantonalen Ethikkommissionen bewilligten Gesuche auf [swissethics.ch](#) (ausser Phase-I-Studien).

Die Ethikkommission bestätigt, dass sie nach ICH-GCP arbeitet.

Anmerkung: detaillierte Anleitungen zur Einreichung auf BASEC befinden sich im Portal selbst.

Bedeutung der möglichen Entscheide

Die Bewilligung wird erteilt: Das Vorhaben gemäss bewilligtem Forschungsplan kann gestartet und im Rahmen der anwendbaren rechtlichen Bestimmungen durchgeführt werden. Bewilligungen für klinische Versuche mit Heilmitteln der Kategorie B und C stehen unter dem Vorbehalt, dass

1. allfällig durch die zuständige eidgenössische Zulassungsbehörde (Swissmedic/BAG) festgestellte Mängel keine Änderungen der von der Ethikkommission evaluierten Unterlagen erfordern, und dass
2. die Bewilligung der eidgenössischen Zulassungsbehörde (Swissmedic/BAG) vorliegt.

Anhang: -Eingereichte Dokumente, Stand 08.12.2017

Eingereichte Dokumente für das Hauptzentrum

Dr. Klaus Hübner, Eidgenössische Hochschule für Sport (EHSM), Magglingen		
Dokument	Dok.Datum	Version
1. Cover Letter		
Schärer_Coverletter.pdf	27/10/2017	
2. Synopsis of the study plan		
Protokollsynopsis_Schärer_V2.pdf	27/10/2017	2
Schärer_Synopsis.pdf	23/10/2017	1
3. Participant information sheet and informed consent (ICF)		
Studieninformation_Schärer_V2.pdf	27/10/2017	2
Studieninformation_Schärer.pdf	23/10/2017	1
Studieninformation_Schärer_V3 mit Markups.pdf	15/11/2017	3
Studieninformation_Schärer_V3.pdf	15/11/2017	3
4. Study plan (protocol), signed and dated		
Researchplan_Schärer_V2.pdf	27/10/2017	2
Schärer_Research_Plan.pdf	23/10/2017	1
Researchplan_Schärer_V3 mit Markups.pdf	15/11/2017	3
Researchplan_Schärer_V3.pdf	15/11/2017	3
Researchplan_Schärer_V4.pdf	08/12/2017	4
Researchplan_Schärer_V4 mit Markups.pdf	08/12/2017	4
6. Investigator's CV, dated		
CV_Hübner.pdf	23/10/2017	
11. Other documents handed over to study participants		
No other documents handed over to study participants		
12. Details on nature and scope/value of compensation for participants		
There is no compensation for the participation in this study		
14. Information on secure handling of biological material and personal data, and in particular on the storage thereof		
see doc/cat: 4, page/ref: Pages 15/16		
39. Miscellaneous / Varia		
Schärer_Statement zur Rückstellung.pdf	27/10/2017	1

Figure 25. Décision de la commission cantonale d'éthique de la recherche de Berne.

Annexe 2 – Évaluation de l'état de santé générale (Checkliste)



Checkliste Athletenvorbereitung

Name: _____ **Vorname:** _____ **Geb.datum:** _____
Gewicht: _____ **Grösse:** _____ **Swiss-Olympic-Card-Typ:** ☐ keine Card
Testdatum/Testzeit: _____ / _____ . _____ Uhr **Kader:** ☐ kein Kader

- Trainingsphase** ☐ Aufbau ☐ Vorwettkampfphase ☐ Wettkampf ☐ Rehabilitation
- Letzter Wettkampf** Wann: _____ Was: _____
- Bestleistung** (Weite/ Zeit/ Rang): _____
- Training** Trainingsumfang: _____ h/Woche (Jahresdurchschnitt)

Art	Gesamt-Dauer				Gesamt-Intensität		
	<60'	60-120'	>120'	>300'	locker	mittel	hart/Intervall
heute:	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>
gestern:	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>
vorgestern:	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>
- Ernährung** Normal ☐

Kohlenhydrat-Diät ☐ Diät zur Gewichtsreduktion ☐
 Trennkost ☐ Fett-Diät (Beginn < 4 Tg) ☐
 Letzte Mahlzeit vor (Zeit): _____ Was : _____

 Coffein (letzte 12h) ☐ nein ☐ ja Menge/ Was : _____
 Alkohol (Vorabend) ☐ nein ☐ ja Menge/ Was : _____
- Krankheit** (letzte 14 Tage): ☐ keine ☐ : _____
- Verletzungen/Unfälle** (seit letztem Test): ☐ keine ☐ : _____
- Beschwerden am Testtag** ☐ keine ☐ : _____
- Regelm. Medikamente** _____ letzte Einnahme: _____
- Supplemente** (Bsp. Kreatin): _____ letzte Einnahme: _____
- Befindlichkeit** 1 2 3 4 5 6 7 8 9 10
Ankreuzen (wie fühle ich mich heute: 1=katastrophal, 10=super)
- Test-Motivation** 1 2 3 4 5 6 7 8 9 10
Ankreuzen (Wie stark bin ich für den Test motiviert: 1=überhaupt nicht, 10=maximal)
- dominante Seite** nur falls Krafttest ☐ links ☐ rechts ☐ beidseits
definieren (Schussbein, Sprungbein usw.): _____
- Andere mögliche Einflussfaktoren**

Figure 26. Évaluation de la santé générale des athlètes - Checkliste (Tschopp, 2003).

Annexe 3 – Positionnement des marqueurs selon le modèle Plug-in Gait

Upper Body

Head Markers

LFHD	Left front head	Located approximately over the left temple
RFHD	Right front head	Located approximately over the right temple
LBHD	Left back head	Placed on the back of the head, roughly in a horizontal plane of the front head markers
RBHD	Right back head	Placed on the back of the head, roughly in a horizontal plane of the front head markers

The markers over the temples define the origin, and the scale of the head. The rear markers define its orientation. If they cannot be placed level with the front markers, and the head is level in the static trial, tick the "Head Level" check box under options on "Run static model" in the pipeline when processing the static trial. Many users buy a headband and permanently attach markers to it.

Torso Markers

C7	7 th Cervical Vertebrae	Spinous process of the 7th cervical vertebrae
T10	10 th Thoracic Vertebrae	Spinous Process of the 10th thoracic vertebrae
CLAV	Clavicle	Jugular Notch where the clavicles meet the sternum
STRN	Sternum	Xiphoid process of the Sternum
RBAK	Right Back	Placed in the middle of the right scapula. This marker has no symmetrical marker on the left side. This asymmetry helps the auto-labeling routine determine right from left on the subject.

C7, T10, CLAV, STRN define a plane hence their lateral positioning is most important.

Arm Markers

LSHO	Left shoulder marker	Placed on the Acromio-clavicular joint
LUPA	Left upper arm marker	Placed on the upper arm between the elbow and shoulder markers. Should be placed asymmetrically with RUPA
LELB	Left elbow	Placed on lateral epicondyle approximating elbow joint axis
LFRA	Left forearm marker	Placed on the lower arm between the wrist and elbow markers. Should be placed asymmetrically with RFRA
LWRA	Left wrist marker A	Left wrist bar thumb side
LWRB	Left wrist marker B	Left wrist bar pinkie side

The wrist markers are placed at the ends of a bar attached symmetrically with a wristband on the posterior of the wrist, as close to the wrist joint center as possible.

LFIN	Left fingers	Actually placed on the dorsum of the hand just below the head of the second metacarpal
------	--------------	--

Lower Body

Pelvis

LASI	Left ASIS	Placed directly over the left anterior superior iliac spine
RASI	Right ASIS	Placed directly over the right anterior superior iliac spine

The above markers may need to be placed medially to the ASIS to get the marker to the correct position due to the curvature of the abdomen. In some patients, especially those who are obese, the markers either can't be placed exactly anterior to the ASIS, or are invisible in this position to cameras. In these cases, move each marker laterally by an equal amount, along the ASIS-ASIS axis. The true inter-ASIS Distance must then be recorded and entered on the subject parameters form. These markers, together with the sacral marker or LPSI and RPSI markers, define the pelvic axes.

LPSI	Left PSIS	Placed directly over the left posterior superior iliac spine
RPSI	Right PSIS	Placed directly over the right posterior superior iliac spine

LPSI and RPSI markers are placed on the slight bony prominences that can be felt immediately below the dimples (sacro-iliac joints), at the point where the spine joins the pelvis.

SACR	Sacral wand marker	Placed on the skin mid-way between the posterior superior iliac spines (PSIS). An alternative to LPSI and RPSI.
------	--------------------	---

SACR may be used as an alternative to the LPSI and RPSI markers to overcome the problem of losing visibility of the sacral marker (if this occurs), the standard marker kit contains a base plate and selection of short "sticks" or "wands" to allow the marker to be extended away from the body, if necessary. In this case it must be positioned to lie in the plane formed by the ASIS and PSIS points.

Leg Markers

LKNE	Left knee	Placed on the lateral epicondyle of the left knee
------	-----------	---

To locate the "precise" point for the knee marker placement, passively flex and extend the knee a little while watching the skin surface on the lateral aspect of the knee joint. Identify where knee joint axis passes through the lateral side of the knee by finding the lateral skin surface that comes closest to remaining fixed in the thigh. This landmark should also be the point about which the lower leg appears to rotate. Mark this point with a pen. With an adult patient standing, this pen

mark should be about 1.5 cm above the joint line, mid-way between the front and back of the joint. Attach the marker at this point.

LTHI	Left thigh	Place the marker over the lower lateral 1/3 surface of the thigh, just below the swing of the hand, although the height is not critical.
------	------------	--

The thigh markers are used to calculate the knee flexion axis location and orientation. Place the marker over the lower lateral 1/3 surface of the thigh, just below the swing of the hand, although the height is not critical. The antero-posterior placement of the marker is critical for correct alignment of the knee flexion axis. Try to keep the thigh marker off the belly of the muscle, but place the thigh marker at least two marker diameters proximal of the knee marker. Adjust the position of the marker so that it is aligned in the plane that contains the hip and knee joint centers and the knee flexion/extension axis. There is also another method that uses a mirror to align this marker, allowing the operator to better judge the positioning.

LANK	Left ankle	Placed on the lateral malleolus along an imaginary line that passes through the transmalleolar axis
LTIB	Left tibial wand marker	Similar to the thigh markers, these are placed over the lower 1/3 of the shank to determine the alignment of the ankle flexion axis

The tibial marker should lie in the plane that contains the knee and ankle joint centers and the ankle flexion/extension axis. In a normal subject the ankle joint axis, between the medial and lateral malleoli, is externally rotated by between 5 and 15 degrees with respect to the knee flexion axis. The placements of the shank markers should reflect this.

Foot Markers

LTOE	Left toe	Placed over the second metatarsal head, on the mid-foot side of the equinus break between fore-foot and mid-foot
LHEE	Left heel	Placed on the calcaneus at the same height above the plantar surface of the foot as the toe marker

Figure 27. Positionnement des marqueurs selon le modèle Plug-in Gait (Vicon, 2010).

Remerciements

Je remercie Christoph Schärer et Beat Göpfert du grand soutien pour la réalisation de ce travail.

Je remercie la faculté des sciences et de médecine de l'Université de Fribourg et l'Haute école fédérale de sport de Macolin pour les années de formation qui m'ont conduit à la réussite de ce travail.

Je remercie enfin toute l'équipe suisse de gymnastique artistique masculine, la fédération suisse de gymnastique et le team scientifique de la diagnostic de performance de Macolin pour leur disponibilité.