HAUTE ECOLE LIBRE DE BRUXELLES – ILYA PRIGOGINE

CATEGORIE PARAMEDICALE

SECTION KINESITHERAPIE

« Incidence du Ski-Mojo sur l'activité musculaire du quadriceps et des ischio-jambiers chez le skieur par étude EMG et sur plateforme de force. »

Travail de fin d'études présenté en vue de l'obtention du diplôme de Master en Kinésithérapie déposé par :

MORET Alexis
16ème PROMOTION

Année 2016-2017

Promoteur: Mr De Gunsch
Co-promoteur: Mr Mechmech

© Moret Alexis 2017

© Moret Alexis 2017

HAUTE ECOLE LIBRE DE BRUXELLES – ILYA PRIGOGINE

CATEGORIE PARAMEDICALE

SECTION KINESITHERAPIE

« Incidence du Ski-Mojo sur l'activité musculaire du quadriceps et des ischio-jambiers chez le skieur par étude EMG et sur plateforme de force. »

Travail de fin d'études présenté en vue de l'obtention du diplôme de Master en Kinésithérapie déposé par :

MORET Alexis
16ème PROMOTION

Année 2016-2017

Promoteur: Mr De Gunsch
Co-promoteur: Mr Mechmech

© Moret Alexis 2017

Partie B:

I. TYPE DE TFE*

A.	Expérimental	
	- Expérimental vrai	**X**
	- Quasi expérimental	
	- A cas uniques	
B.	Observationnel	
	- Descriptif	
	- Corrélationnel	
C.	Bibliographique	

* Adapté de FORTIN MF Ed. Chenelière Education 2010

II. CHOIX DU PROMOTEUR

Spécialiste du sujet	**x**
Guidance méthodologique	
Pour ses possibilités de cas cliniques	
Si oui : lieu de stage privilégié ?	

III. CHOIX DU CO-PROMOTEUR

Spécialiste du sujet	**x**
Guidance méthodologique	
Pour ses possibilités de cas cliniques	
Si oui : lieu de stage privilégié ?	

…….

REMERCIEMENTS

Au terme de ce travail, je tiens à remercier Eric De Gunsch, mon promoteur, pour sa confiance, son soutien lors de mes expérimentations et ses précieux conseils enrichissants.

Je remercie également Sami Mechmech, mon co-promoteur, pour son encouragement, ses remarques pertinentes et son regard critique.

Je remercie toutes les personnes qui ont accepté de participer à cette étude et pour la patience dont ils ont fait preuve.

J'adresse une particulière reconnaissance à mes proches et spécifiquement à Alice et Marie pour leur aide et pour tout ce qu'elles m'ont apporté ainsi qu'à mes parents et mon frère pour leur soutien inconditionnel durant ces années d'études.

TABLE DES MATIERES

1. PREAMBULE **7**

2. INTRODUCTION **8**

2.1 Le Ski-Mojo **8**

2.2 Anatomie et biomécanique du genou **9**

2.2.1 Mouvements 10

2.2.2 Le tiroir antérieur 11

2.2.3 Aspect musculaire de la stabilité antéro-postérieure du genou 12

2.3 Rapport ischio-jambiers/quadriceps **12**

2.4 Question de recherche et hypothèse **15**

3. MATERIEL ET METHODES **17**

3.1 Sujets **17**

3.2 Matériel **17**

3.3 Dispositif expérimental **18**

3.3.1 Electromyographie - EMG ME6000 18

3.3.2 Placement des électrodes 19

3.3.3 Plateforme de Force – WinPod 20

3.4 Protocole expérimental **21**

3.4.1 Détermination de la position standard 21

3.4.2 Mesure du maintien de la position de recherche de vitesse 22

3.4.3 Détermination du Ratio Ischio-jambiers/quadriceps 22

3.5 Analyse de données **23**

3.5.1 Analyse EMG 23

3.5.2 Analyse de la Plate-forme de force 24

3.6 Analyse statistique **25**

4. RESULTATS **26**

4.1 Rapport des quadriceps entre phase ON et OFF **26**

4.2 Rapport des ischio-jambiers entre phase ON et OFF **27**

4.3 Rapport des ischio-jambiers/quadriceps entre la phase ON et OFF **28**

5. DISCUSSION **32**

5.1 Interprétation des résultats **32**

6. PERSPECTIVES **37**

7. CONCLUSION **38**

8. BIBLIOGRAPHIE **39**

ANNEXES **42**

Annexe I **42**

Annexe II **44**

Annexe III **45**

Annexe IV **46**

Annexes V **47**

Annexe VI **48**

Annexe VII **49**

Résumé **50**

Abréviations

AM : Antéro-médial
EMG : Electromyographe
I-J : Ischio-jambier
I/Q : Ischio-jambiers/Quadriceps
LCA : Ligament croisé antérieur
LCP : Ligament croisé postérieur
PL : postéro-latéral
SM : Ski Mojo

1. PREAMBULE

Le ski est un sport pratiqué depuis bien longtemps. Bien que ce sport de glisse soit un plaisir inconditionnel pour les amoureux de la montagne, il devient bien vite dangereux pour certains d'entre eux. Nombreux sont les skieurs qui ont dû mettre un terme à leur semaine voir saison de ski en raison de blessure.
Une étude menée par Flørenes et al. (2009) sur les athlètes de la coupe du monde de ski a montré que dans 36% des cas, la partie du corps la plus touchée est le genou. Parmi les blessures du genou, la rupture du ligament croisé antérieur (LCA) est un des diagnostics les plus fréquemment posés avec 14% (Pujol et al. 2007).

Il est évident que, depuis une vingtaine d'années, le ski s'est extrêmement développé et continue encore d'évoluer. Le matériel s'étoffe, les remontées mécaniques se multiplient, tout ceci rendant ce sport beaucoup plus accessible. De ce fait, le nombre de skieur augmente. Néanmoins, nombreuses sont les personnes qui aimeraient faire de l'activité physique mais qui se trouvent limitées par des douleurs aux genoux ou par manque de condition physique.

Au début des années 2000, un ingénieur britannique a créé le Ski-Mojo, une attelle « *d'aide au ski* » basée sur une technologie simple utilisant un ressort fixé directement sur la bottine de ski. Il aurait, selon lui, pour but de décharger le poids du corps réduisant ainsi l'activité musculaire des jambes.

La présente étude vise à identifier si la décharge de poids ainsi que la diminution de l'activité musculaire sur les quadriceps est réelle ou s'il s'agit là d'un effet « placebo ».

Ce travail de fin d'étude a pour but de mieux comprendre le fonctionnement et l'impact du Ski-Mojo sur les jambes du skieur et le rôle qu'il pourrait avoir dans la pratique du ski.

2. INTRODUCTION

2.1 Le Ski-Mojo

Le Ski-Mojo a été inventé initialement par Owen Wilson, un ingénieur britannique. Cet homme a commencé le ski à l'âge de 55 ans. Il a constaté que la faiblesse de ses jambes constituait un facteur limitant le plaisir du ski. Il eut donc l'idée de développer un outil lui permettant de réduire sa fatigue et l'aidant à améliorer sa stabilité et le contrôle de ses skis. Il fallut 11 ans de travail avant que le Ski-Mojo, tel qu'il est connu, voit le jour.

Le Ski-Mojo comme représenté sur la figure 1 est un exo-squelette, ou plutôt une « exo-articulation » qui se fixe directement sur la jambe du skieur. Le skieur porte une sangle autour des fesses, au niveau du pli fessier comme une sorte de baudrier. Cette sangle est reliée aux bras à ressort situés le long du fémur et le long du tibia. Au niveau du genou, les deux axes sont articulés par un ressort de façon à pouvoir effectuer un mouvement de flexion-extension. Ces ressorts sont prolongés par une tige de fibre de carbone qui est directement reliée à la bottine de ski. Sur les bottines de ski se trouve une pince qui se fixe à l'arrière sur la partie solide de la bottine. C'est dans cette pince que viennent s'insérer les axes.

Figure 1 : Représentation d'un exo-squelette « Ski-Mojo »

Une seule étude (figure 2) a été menée sur le Ski-Mojo. Cette étude a été réalisée en 2009 par le département de génie mécanique de l'université de Padova en Italie. N. Petrone et G. De Bettio ont évaluer l'activité musculaire d'un skieur portant le Ski-Mojo. Pour ce faire, les auteurs ont demandé à un skieur d'effectuer des virages courts de type « slalom » et des virages longs de type « géant ». Ce test a été effectué sur un tapis roulant à 22km/h et sur une pente de 30°. Ils se sont aperçus que le signal EMG était considérablement plus faible quand le Ski-Mojo était activé : comme le montre la figure 2, les tests effectués avec le Ski-Mojo ont constamment montré une réduction de l'activation musculaire sur 5 muscles principaux de la jambe allant de -19% à -37%. Ces tests n'ont cependant été effectués que sur un seul skieur.

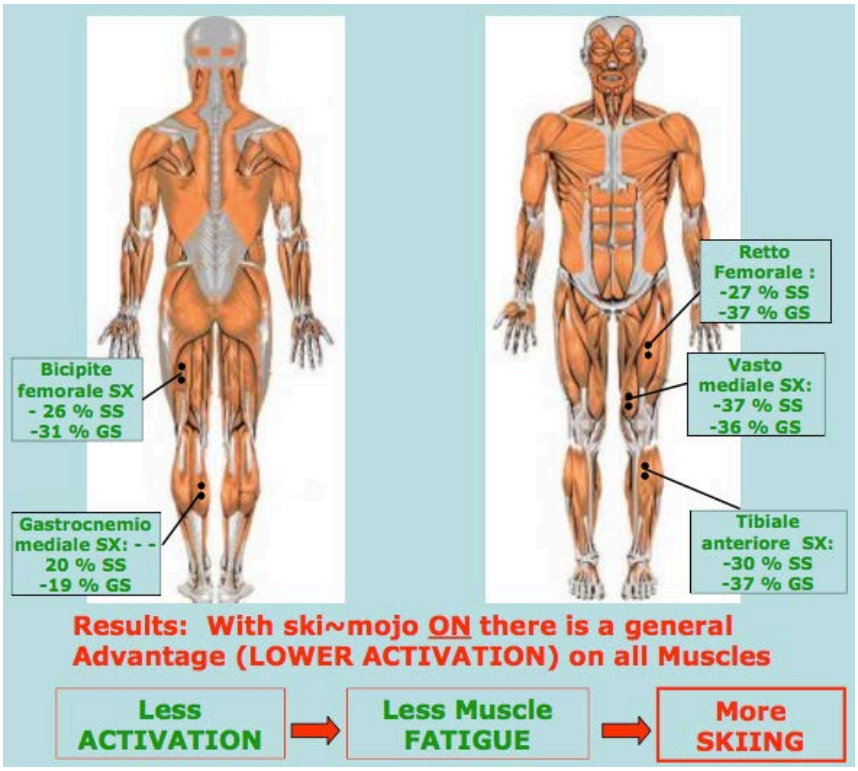


Figure 2 : Résultats obtenus lors de l'évaluation de la variation de l'activité musculaire électrique par électromyographie sur un skieur muni du Ski-Mojo (N. Petrone et al. 2009)

2.2 Anatomie et biomécanique du genou

Le genou est un complexe articulaire au sein duquel on trouve, dans une même cavité synoviale, 3 articulations : la fémoro-patellaire (trochléarthrose) et la double fémoro-tibiale dans laquelle on trouve 2 compartiments : un médial et un latéral (toriques positives ou condyliennes). La congruence faible des surfaces articulaires est améliorée par les ménisques.

2.2.1 Mouvements

Le mouvement principal se situe dans le plan sagittal: la flexion-extension. Cette flexion-extension est néanmoins associée à des mouvements de rotation et de varus-valgus. Lors de la flexion, les condyles exercent un mouvement de roulement et de glissement dont on peut établir le rapport en permanence (Klein et al., 2008).

Le Ski-Mojo ne tient pas compte du mouvement associé. Il agit sur la flexion-extension. Lors de ce mouvement, le tibia est mécaniquement tiré vers l'avant (tiroir antérieur). Ce tiroir est limité par le ligament croisé antérieur (LCA), situé au centre du genou.

Le LCA est constitué majoritairement de collagène (80 % de type 1 et 20% de type 2) (Carret, 1991). Formant le pivot central du genou avec le ligament croisé postérieur (LCP), le LCA est aussi fait d'eau, de protéoglycanes et de fibres d'élastines. Le LCA prend son origine sur le tibia, dans la partie antérieure de l'espace intercondylaire, entre les cornes antérieures des 2 ménisques. Il est oblique dans les 3 plans de l'espace et se dirige vers le haut, le dehors et l'arrière. Son attache fémorale se situe sur la face latérale de l'espace intercondylaire, en arrière de celle-ci. En outre, pour la plupart des anatomistes, le LCA est composé de deux faisceaux : un faisceau antéro-médial (AM) et un faisceau postéro-latéral (PL). En corrélation avec les sollicitations de ce ligament, les fibres du LCA s'organisent dans des orientations diverses.

On note le rôle essentiel des ligaments croisés (LCA et LCP) dans les mouvements articulaires du genou puisque le mouvement de flexion résulte de l'association du roulement et du glissement. L'intérêt de cette association de mouvement est d'éviter le contact de la diaphyse fémorale avec le bord postérieur du plateau tibial.

Selon Friedrich (2003), les croisés constituent les freins primaires à la stabilité antéro-postérieure du genou. Le LCA est également un frein secondaire à la rotation tibiale interne et très faiblement à la rotation tibiale externe. De plus, le LCA a une orientation plus horizontale que le LCP et permet donc une meilleure efficacité dans la résistance du tiroir antérieur du tibia. Au cours de la flexion, le LCA « s'horizontalise » ce qui accroît son efficacité mais également sa mise en tension. Plus précisément, la mise en charge du faisceau AM du LCA augmente en flexion et, ce phénomène est accentué quand un tiroir antérieur est appliqué au tibia (Livesay et al. 1997). Comme le montre la figure 3, le faisceau AM supporte un

maximum de contrainte entre 60° et 90° de flexion (Christel, 2005). De ce fait, la présente étude s'attarde sur le LCA et sur le tiroir antérieur.

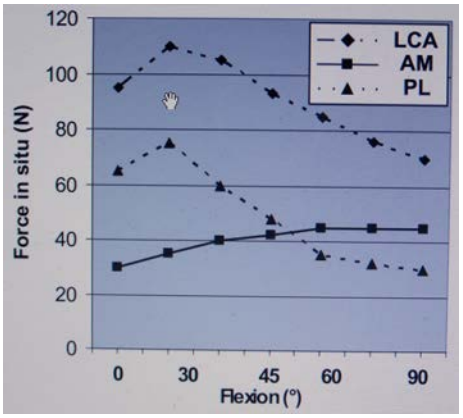


Figure 3 : charge supportée in situ par le LCA et ses deux faisceaux principaux antéro-médial (AM) et postéro-latéral (PL) entre 0° et 90° de flexion (Christel, 2005)

2.2.2 Le tiroir antérieur

Le tiroir antérieur est un mouvement de translation vers l'avant du tibia par rapport au fémur dans le plan antéro-postérieur. Il existe deux principaux test pour objectiver ce tiroir antérieur : le test de Lachmann-Trillat et le test du tiroir antérieur.

Le test de Lachmann, comme décrit par Torg et al. (1976), est effectué avec un angle de 10° à 20° de flexion. Le fémur est stabilisé d'une main et l'autre main se positionne sur la partie proximale du tibia et effectue une translation antérieure. Le test est positif lorsqu'on voit une subluxation du genou pathologique et ce en le comparant au genou sain.

Le test du tiroir antérieur est, quant à lui, réalisé entre 60° et 90° de flexion avec le pied qui reste sur la table de l'examinateur. Une augmentation du déplacement du tibia vers l'avant avec le pied qui reste en position neutre indique un test du tiroir antérieur positif. La sévérité est décrite en 3 grades dépendamment du déplacement antérieur du tibia : grade 1 = 5mm ; grade 2 = 5 à 10 mm et grade 3 = plus d'1cm. (Jerald W. et al. 1986)

2.2.3 Aspect musculaire de la stabilité antéro-postérieure du genou

Selon Kapandji (1994), dès le début de la flexion en charge, la gravité exerce un moment fléchisseur permanent qui doit être compensé par un moment extenseur pour éviter la chute. Ce moment extenseur est généré essentiellement par le quadriceps qui permet ainsi le maintien de la station debout. Les fléchisseurs sont des acteurs actifs de limitation du tiroir antérieur : les muscles de la patte d'oie (sartorius, gracile et semi-tendineux) qui passent en arrière du condyle interne, le biceps fémoral et aussi les jumeaux dans la mesure où ils sont tendus par la flexion dorsale de la tibio-tarsienne.

Le quadriceps est trois fois plus puissant que les fléchisseurs ; ceci s'explique par le fait qu'il doit lutter contre la pesanteur. En hyper-extension, la station debout est maintenue sans l'intervention du quadriceps, c'est le verrouillage (Kapandji, 1994).

Il est à noter que les ischio-jambiers sont à la fois extenseurs de la hanche et fléchisseurs du genou et leur action sur le genou est conditionnée par la position de la hanche.

2.3 Rapport ischio-jambiers/quadriceps

De nombreux articles décrivent l'importance des quadriceps et des ischio-jambiers dans le rôle de la protection du genou. Ceux-ci sont résumés ci-dessous:

- Une étude de Croisier et al. (2002) a montré que sur 26 athlètes ayant déjà eu une blessure aux ischio-jambiers, des tensions récurrentes ou un inconfort, 18 athlètes présentaient un déficit de force qui a été déterminé par une sélection statistique des valeurs de couple maximal, une différence bilatérale et le rapport ischio-jambiers /quadriceps. Le caractère discriminant de l'essai excentrique a été démontré, combinant un déficit préférentiel de couple maximal excentrique et une réduction significative du rapport mixte des fléchisseurs excentriques / quadriceps concentriques.

- Une étude menée par Baratta en 1988 a montré l'efficacité de l'entrainement de force des ischio-jambiers qui mène à augmenter la rigidité de l'articulation du genou, à diminuer la laxité antérieur du genou ce qui diminue le risque de lésion du LCA.

- L'angle de flexion du genou choisi, la vitesse de déplacement du segment jambier ainsi que la population sélectionnée ont un impact sur la modification du ratio ischio-jambiers/quadriceps (Keating et Matyas, 1996).

- Chez des sujets sains, la valeur du ratio Ischio-jambiers/quadriceps (I/Q) sur 90° à vélocité moyenne de 90°/s en concentrique est d'environ 0,6. En excentrique, ce ratio augmente légèrement jusqu'à environ 0,7. Cette augmentation est probablement due à la contribution des ischio-jambiers qui tente de freiner l'extension forcée du genou (Croisier, 2006).

- Chez les sujets sportifs, un rapport I/Q inférieur à 0,6 prédisposerait l'athlète à avoir des blessures au niveau du LCA (Ahmad et al., 2006).

- Dans une étude menée par Aagaard (1998), il a été décrit que pour un rapport conventionnel ischio-jambiers sur quadriceps (I/Q) le rapport est de 0,5 à 0,6 pour des moments de force mesurés à 50° de flexion ; de 0,6 à 0,7 pour un moment de force à 40° de flexion et de 0,6 à 0,8 pour un moment de force à 30° de flexion. Ces valeurs sont basées sur des moments de force de pointe, la force maximale en flexion en concentrique (I_{con}) et la force maximale d'extension en concentrique (Q_{con}), qui sont indépendants du mode de contraction et de la vélocité. Un rapport plus fonctionnel représentant l'extension de genou a été calculé et déterminé comme étant le moment de force maximale des ischio-jambiers en excentrique (I_{ex}) divisé par le moment de force maximale des quadriceps en concentrique (Q_{con}). Ce rapport (I_{ex}/Q_{con}) vaut 1,0, 1,1 et 1,4 pour des extensions rapides de genou sur isocinétisme respectivement à 50°, 40° et 30°. Ceci indique une capacité importante des ischio-jambiers pour assurer une stabilisation dynamique de l'articulation du genou lors de l'extension active. A l'inverse, un rapport fonctionnel de la flexion de genou a été déterminé comme étant le moment de force maximale des ischio-jambiers en concentrique (I_{con}) divisé par le moment de force maximale des quadriceps en excentrique (Q_{ex}). Ce rapport (I_{con}/Q_{ex}) vaut 0,3 pour des flexions rapides du genou en isocinétisme. Ce qui suggère que les ischio-jambiers ont une capacité réduite pour stabiliser l'articulation du genou durant des mouvements de flexion où les ischio-jambiers travaillent en concentrique et les quadriceps en excentrique.

- Aagaard et al. (1998) a également montré que le rapport I/Q dépend de la vitesse d'exécution des mouvements sur l'isocinétisme. C'est à haute vélocité d'exécution du mouvement que le rapport I/Q est le meilleur. Pour un angle de flexion de 50°, le rapport Iex/Qcon fonctionnel varie entre 0,96 et 1,01 et ce avec une vitesse d'exécution de 240°/s. Cela suggère que l'action de freinage des ischio-jambiers est équivalente au moment maximal de force de l'extension du genou.

- Le fait d'effectuer des tests d'isocinétisme pour quantifier le ratio I/Q en chaine ouverte n'est pas pareil qu'en chaine fermée. En chaîne ouverte, Neumayr et al. (2003) ont trouvé un ratio conventionnel en concentrique compris entre 0,57 et 0,6. Ceci concorde avec les ratios que d'autres auteurs tel que Aagaard et al. (1998) ou Axtell et al. (1997) ont obtenus. L'université de Innsbruck a étudié les ratios Iex/Qcon en chaîne fermée sur l'équipe de ski autrichienne (ÖSV) et il s'avère que ceux-ci sont nettement plus petits (I/Q = 0,22) (Lembert et al., 2009).

2.4 Question de recherche et hypothèse

Cette étude a été effectuée afin d'investiguer l'apport du Ski-Mojo dans le travail musculaire en se concentrant d'abord sur l'activité musculaire des quadriceps puisqu'ils sont les principaux acteurs lors de la pratique du ski.

De ce fait, la première question de recherche à laquelle cette étude tente de répondre est : **« le Ski-Mojo a-t-il un impact sur l'activité des quadriceps ? ».**

Afin de répondre à cette question, une expérience préliminaire a été réalisée durant laquelle des électrodes ont été posées sur les vastes interne et externe des deux jambes. Ces muscles ont été choisis car ils représentent de bons indicateurs de l'activité des extenseurs de jambe.

L'hypothèse était « l'activité électrique du quadriceps diminue lors de la pose du Ski-Mojo ».

Une différence significative est rapidement apparue entre l'activité électrique du quadriceps lorsque le Ski-Mojo était en mode « ON » ou « OFF ». L'idée est alors venue de regarder du côté des antagonistes du quadriceps : les ischio-jambiers. Comme présenté au paragraphe 2.3, plusieurs articles mentionnent un rapport entre les ischio-jambiers et les quadriceps. Ce rapport a un impact sur la stabilité du genou et sur les ligaments croisés et plus précisément le LCA. De cela a découlé la question de savoir si le Ski-Mojo avait un impact sur ce rapport et si par conséquent il risquait de modifier le rapport I/Q.

Pour tenter d'évaluer cela, il a fallu prendre en compte l'activité musculaire des ischio-jambiers. N'ayant à disposition qu'un EMG à 4 canaux, nous avons choisi de retirer les électrodes initialement posées sur le quadriceps de la jambe gauche et de les placer sur les ischio interne et externe de la jambe droite de façon à avoir l'activité électrique du quadriceps et des ischio-jambiers de la même jambe.

Une éventuelle modification de ce rapport I/Q pourrait avoir des conséquences sur la stabilité du genou et sur le LCA. La question alors posée, dans un second temps, a été : **« le Ski-Mojo modifie-t-il le rapport I/Q ? »**

L’hypothèse étant alors que dans l’affirmative, il pourrait y avoir un impact sur le LCA.

La littérature fait mention de rapports entre fléchisseurs et extenseurs. Ces rapports ont été étudiés en isocinétisme. Le rapport que nous avons tenté d’établir peut être comparé dans son idée à ceux susmentionnés. Cependant, les valeurs obtenues avec l’EMG ne peuvent pas être comparées avec les valeurs obtenues avec l’isocinétisme car celui-ci mesure des rapports de couples tandis que ceux étudiés dans ce travail sont des rapports d’activité électrique, celle-ci pouvant être liée à du travail (annexe I, cité par Poublanc, 2015).

Mais retenons d’emblée que le lien entre l'activité électrique d’un muscle et le travail doit s’établir préférentiellement en isométrique. Ce lien étant plus complexe à obtenir en dynamique, il a été décidé d’étudier la position de « recherche de vitesse » pour son aspect isométrique ainsi que pour sa responsabilité dans la fatigue lors de la pratique du ski.

Le Ski-Mojo étant un produit novateur, diverses pistes sont à explorer. C’est pourquoi, en parallèle à cette étude EMG, il a été intéressant d’examiner l’aspect « équilibre du skieur » lors du port du Ski-Mojo. Il s’est ainsi posé la question de savoir si le Ski-Mojo modifiait « l’assiette du skieur », c’est-à-dire la position d’équilibre. La troisième question de recherche est de ce fait « **le Ski-Mojo perturbe-t-il l’équilibre du skieur ? ».** Pour répondre à cette question de recherche, il a été demandé aux sujets de se placer sur une plate-forme de force (PdF) en même temps qu’a été étudiée, via l’EMG, la position de « recherche de vitesse ».

L’hypothèse ensuite émise est « non, le Ski-Mojo ne modifie pas la gestion des appuis ».

3. MATERIEL ET METHODES

3.1 Sujets

21 sujets (dont 6 femmes; moyenne d'âge 22,5 ans ± 2,6 ans) ont participé à l'étude de manière volontaire. Notre protocole a été approuvé par le comité de bioéthique de Bruxelles (voir annexe II). Il a été demandé aux sujets de lire la lettre d'information et ensuite de signer le consentement éclairé.

Les sujets sont des étudiants en bonne santé au moment de l'expérience.

Critères d'inclusion	Critères d'exclusion
- Population saine entre 18 et 30 ans - Hommes et femmes	- Pathologie du genou et/ou des pieds - Déformation orthopédique des membres inférieurs - Pathologie du LCA ou LCP récente

3.2 Matériel

- Une paire de bottines de ski
- Des bâtons de ski
- Un Ski Mojo
- Un EMG ME6000
- Une plate-forme de force WinPod
- Deux ordinateurs
- Un goniomètre
- Une toise

3.3 Dispositif expérimental

3.3.1 Electromyographie - EMG ME6000

Les mouvements du corps humain sont régis par une multitude de signaux électriques. Le système nerveux qui transmet l'information va activer la fibre musculaire qui déclenche une onde électrique appelée potentiel d'action (PA). C'est ce PA qui va permettre aux protéines contractiles de générer le mouvement. La contraction musculaire est liée à cette onde électrique (Dalleau et Allard, 2009).

Le signal que nous enregistrons dans notre étude concerne ces potentiels d'actions générés par les fibres musculaires. Dalleau et Allard ont montré en 2009 qu'il existe une relation quantitative entre la force et l'activité enregistrée par l'EMG.

Afin d'analyser l'activité électrique des muscles qui entre en jeu dans cette expérience, les données expérimentales ont été récoltées grâce à l'EMG de surface (S-EMG) modèle ME6000. Cet appareil a été développé et conçu par la firme MegaElectronics®. Il est doté de 2 canaux, ce qui nous permet de mesurer 4 zones à la fois. L'acquisition des données a été effectuée via le logiciel MegaWin® et ce grâce au Wi-Fi.

Les signaux EMG des muscles vaste interne, vaste externe, biceps fémoral et ischio-jambiers internes, ont été enregistrés au moyen d'électrodes de surface Nutrode® P2 OMO. Ces électrodes sont jetables. Elles présentent un diamètre de 35mm. Elles sont pré-gélifiées, circulaires. Elles contiennent un agent Ag/AgCl et elles sont bipolaires.

3.3.2 Placement des électrodes

Conformément aux recommandations de la SENIAM (Surface ElectroMyoGraphy for the Non-Invasive Assessment of Muscles), ces électrodes ont été placées en regard du corps charnu du muscle étudié, dans l'alignement des fibres musculaires (figure 4) :

- Sur le vaste externe, elles étaient placées aux deux tiers inférieurs entre l'épine iliaque antéro-supérieur et le bord latéral de la patella.
- Sur le vaste interne, elles étaient placées à environ 80% entre l'épine iliaque antéro-supérieur et le bord médial de la patella.
- Sur le biceps fémoral, elles étaient placées à mi-distance entre la tubérosité ischiatique et l'épicondyle latéral du tibia.
- Sur les ischio-jambiers internes, elles étaient placées également à mi-distance entre la tubérosité ischiatique et l'épicondyle médial du tibia.

Les électrodes de références étaient, quant à elles, positionnées aux insertions des différents muscles (figure 4), soit respectivement sur :

- Le bord latéral de la patella ainsi que sur le condyle latéral du fémur
- Le bord médial de la patella et sur le condyle médial du fémur
- La face latérale de la tête de la fibula
- La face médiale du tibia.

Avant la pose de ces électrodes, la peau a été nettoyée avec une solution à base d'alcool et dans les cas nécessaires, la peau a été rasée afin de limiter l'impédance au niveau du contact peau-électrode.

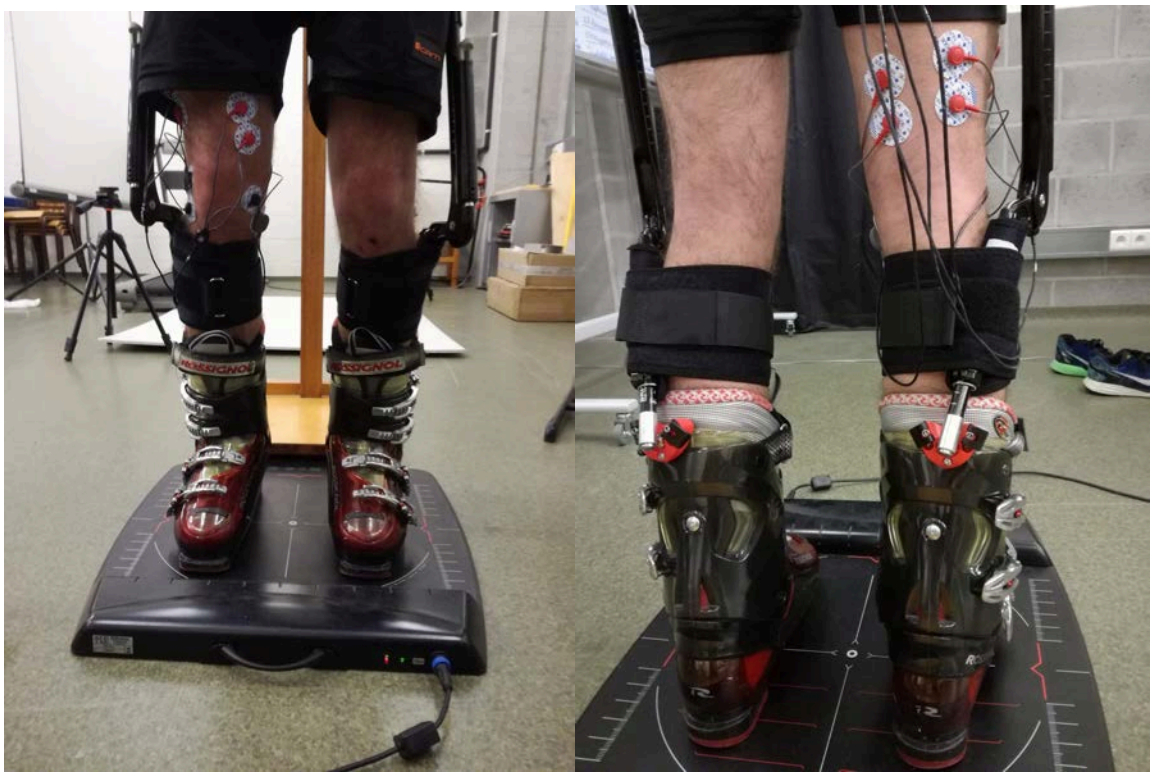


Figure 4 : Illustrations du positionnement des électrodes sur les différents muscles étudiés

3.3.3 Plateforme de Force – WinPod

Le recueil des appuis plantaires a été obtenu à l'aide de la plateforme de force (PdF) WinPod® (figure 5). Cette PdF possède des capteurs qui mesurent 8X8mm. Il y en a 48 dans la longueur et 48 dans la largeur soit un total de 2304 capteurs. La fréquence d'acquisition s'élève jusqu'à 200 images/s. Il est possible de travailler selon 3 modes : statique, dynamique et posturologie. Cette PdF est reliée au logiciel Winpod sur l'ordinateur.

Figure 5 : Plateforme de Force WinPod

3.4 Protocole expérimental

Après avoir installé les électrodes sur le sujet, il a fallu équiper le sujet du Ski-Mojo. L'installation du Ski-Mojo s'est faite en position assise de façon à correctement régler l'articulation de l'attèle au même niveau que l'articulation du genou. Afin d'adapter la puissance du ressort du Ski-Mojo en fonction du poids du sujet, il convient de régler un pas-de-vis à l'aide d'une clé Allen. Un tour équivaut à 1/3 de rotation. Il existe un tableau qui, en fonction du poids, nous donne le nombre de « tours » à effectuer (annexe III).

Nous avons laissé quelques minutes au sujet avec le Ski-Mojo en mode « ON » afin que celui-ci se familiarise avec le fonctionnement de l'exo-squelette.

3.4.1 Détermination de la position standard

Le sujet s'est placé sur la plate-forme de force et a pris une première fois une position de « recherche de vitesse » (figure 6). Nous avons mesuré l'angle effectué par le genou. Celui-ci devait être de 80°±10° et nous avons placé une toise derrière le sujet afin de nous assurer qu'il se positionnerait de manière similaire au cours des 6 mesures effectuées. Ceci a permis une reproductibilité suffisante de la position intra-sujet et inter-sujet.

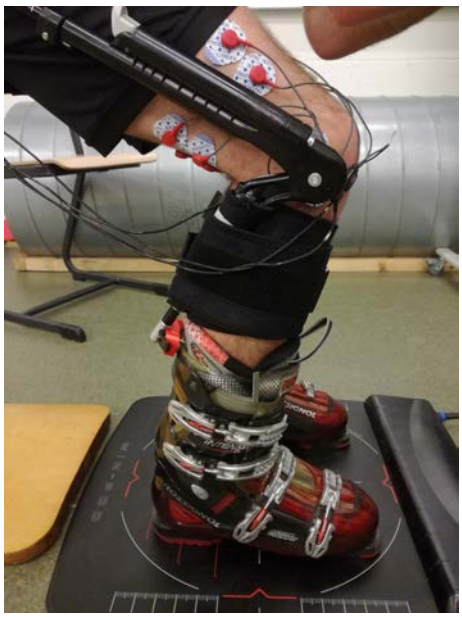


Figure 6 : Illustration de la position de « recherche de vitesse ».

3.4.2 Mesure du maintien de la position de recherche de vitesse

Les mesures EMG et de la plate-forme de force ont été prises sur un temps de 1 minute (figure 7). Nous avons décidé d'imposer ce temps afin de se rapprocher le plus possible d'une situation réelle de descente à ski. Le sujet a effectué un total de 6 essais. L'activité EMG des muscles a été enregistrée. En parallèle, nous avons enregistré les appuis ainsi que la variation du centre de poussée (CdP) via la plate-forme de force. Nous avons effectué cet enregistrement sur 20 secondes.

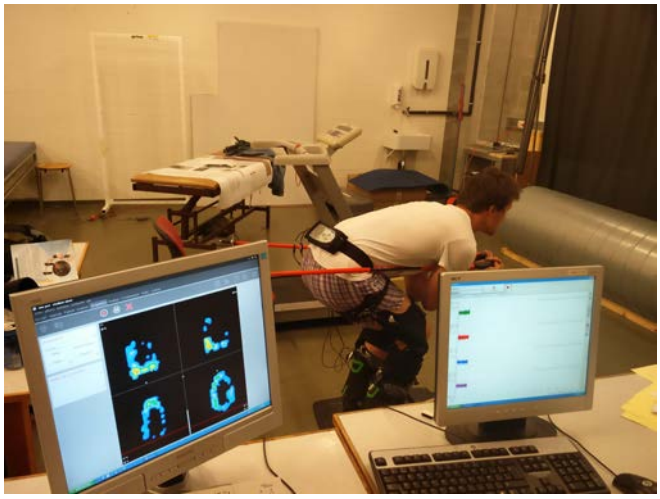


Figure 7 : Illustration de l'acquisition simultanée de la PdF et de l'EMG

3.4.3 Détermination du Ratio Ischio-jambiers/quadriceps

Comme abordé au paragraphe 2.3, plusieurs articles ont établi un rapport entre les ischio-jambiers et les quadriceps. Ces articles comparent les moments de force entre ischio-jambiers et quadriceps selon un mode fonctionnel en concentrique et en excentrique. Il était inopportun de comparer les rapports relevés au travers de cette littérature avec nos rapports. C'est pourquoi, nous avons voulu déterminer un ratio des ischio-jambiers par rapport au quadriceps en isométrique. Ceci explique la raison pour laquelle des électrodes ont été placées sur les ischio-jambiers. Afin de pouvoir comparer les ratios avec et sans l'aide de l'exo-squelette Ski-Mojo, nous avons demandé aux sujets de tenir la position de « recherche de vitesse » avec et sans l'aide de l'exo-squelette. Les mesures ont été effectuées comme suit :

1. Sans l'aide de l'exo-squelette Ski-Mojo : SM OFF 1
2. Avec l'aide de l'exo-squelette Ski-Mojo : SM ON 1

3. Sans l'aide de l'exo-squelette Ski-Mojo : SM OFF 2
4. Avec l'aide de l'exo-squelette Ski-Mojo : SM ON 2
5. Sans l'aide de l'exo-squelette Ski-Mojo : SM OFF 3
6. Avec l'aide de l'exo-squelette Ski-Mojo : SM ON 3

Entre chaque mesure, une pause de 5 minutes sur une chaise a été effectuée.

3.5 Analyse de données

3.5.1 Analyse EMG

Une fois les enregistrements effectués, le logiciel d'acquisition MegaWin a permis de convertir les données et de les mettre sous format ASCII. A partir de ce format de fichier, il a été possible d'exploiter les données sous Microsoft Office Excell.

La fréquence d'acquisition est de mille Hertz, ce qui nous faisait un total de 60.000 données par muscle. Toutes les données ont été redressées en prenant les valeurs absolues de l'ensemble des données. Les 60.000 données de chaque muscle ont été sommées. Nous avons ensuite totalisé les 4 sommes des 4 muscles étudiés. En divisant la somme d'un des 4 muscles par le total, nous avons obtenu un résultat qui, exprimé en pourcentage, a donné l'activité du muscle par rapport à l'ensemble. Ce nombre est ensuite divisé par la fréquence d'acquisition soit 1000 Hz (annexe I, cité par Poublanc, 2015).
La somme des pourcentages du vaste interne et vaste externe nous a donné l'activité du quadriceps. Il en est de même pour les ischio-jambiers. En divisant ces pourcentages (Ischio sur quadriceps), nous avons obtenu le ratio I/Q (exprimé en %).

Soit, sous forme d'équation :

$$\%\ activité_{muscle,i} = \frac{\sum_i données}{\sum_{muscles}^{4} \sum_i données}$$

$$\frac{I}{Q} = \frac{\%\ activité_{biceps\ femoral} + \%\ activité_{ischios\ internes}}{\%\ activité_{vaste\ interne} + \%\ activité_{vaste\ externe}}$$

A partir de ces données, nous avons alors calculé pour chaque sujet :

- Le travail pour chaque muscle
- Le travail des quadriceps (vaste externe + vaste interne) et des ischio-jambiers (Biceps femoral + ischio-jambiers internes)
- Le pourcentage de travail de chaque muscle, des quadriceps et des ischio-jambiers, par rapport à l'activité totale
- Une moyenne des 3 essais ON (activité musculaire, travail musculaire et pourcentage de travail) et des 3 essais OFF
- Le ratio ischio-jambiers/quadriceps obtenu en divisant le pourcentage de travail des ischio-jambiers par le pourcentage de travail des quadriceps

3.5.2 Analyse de la Plate-forme de force

La PdF a permis d'analyser l'empreinte. Les calculs relatifs à la trace (courbe entre les 2 pieds) que nous avons analysé via le logiciel WinPod sont :

- La longueur du statokinésigramme (mm) : distance parcourue par le CdP de t=0 à t=20 dans toutes les directions.
- La surface de l'ellipse (mm^2) : elle contient 95% des points du centre de pression construit à partir des positions X et Y de celui-ci. Elle évalue l'efficacité de la stratégie du système postural d'aplomb, c'est-à-dire maintenir au mieux le centre de gravité proche de la position moyenne d'équilibre.
- Le rapport longueur/surface (L/S) : ce rapport donne une idée de l'énergie dépensée au cours de l'enregistrement.
- La vitesse moyenne (mm/s) : elle correspond à la projection sur l'axe (latéral en latéro-latéral ou plan frontal ou antérieur en antéro-postérieur ou plan sagittal) du total des déplacements du CdP divisé par le temps d'analyse. Elle est prise en valeur absolue. Une grande vitesse moyenne d'oscillations indiquera généralement une grande instabilité posturale.

3.6 Analyse statistique

L’échantillon comportait 21 sujets. Pour les 2 premiers sujets, nous n’avions étudié que le quadriceps (hypothèse 1). Ils ont donc été écartés. Nous n’avons pas pu montrer la normalité de la distribution de l’échantillonnage. Nous avons donc utilisé un test de Wilcoxon pour échantillons pairés.

Les variables que nous avons analysées sont le rapport entre le quadriceps avec le Ski-Mojo ON et le Ski-Mojo OFF, le rapport entre les ischio-jambiers avec le Ski-Mojo ON et le Ski-Mojo OFF et le rapport des ischio-jambiers/quadriceps pour chaque personne avec le Ski-Mojo ON et le Ski-Mojo OFF.

Le seuil de significativité était fixé à $p < 0,05$.

Les données sont exprimées sous la forme de leur moyenne ± écart-type dans le texte.

4. RESULTATS

Comme mentionné dans l'analyse statistique, nous avons séparé les résultats de l'électromyographe selon 3 rapports différents : le rapport entre quadriceps ON/OFF, le rapport entre I-J ON/OFF et le rapport entre ischio-jambiers/quadriceps.

Ensuite, nous avons analysé la gestion de l'équilibre ainsi que le stabilogramme.

4.1 Rapport des quadriceps entre phase ON et OFF

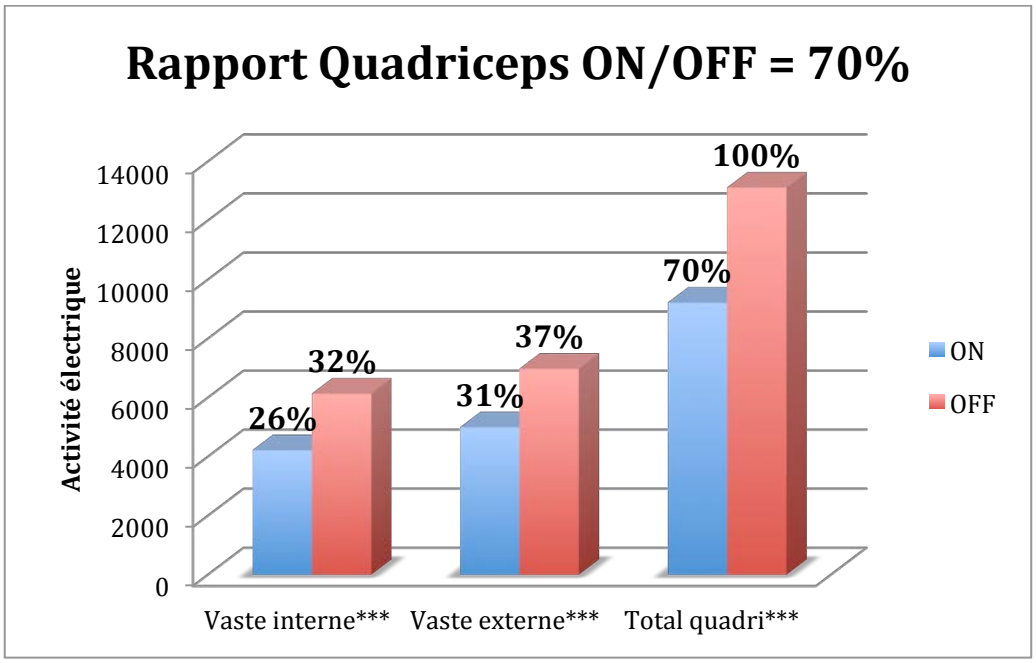
Le tableau 1 montre la moyenne de l'activité musculaire des vastes externes et internes avec et sans le Ski-Mojo. Il apparaît que lorsque le Ski-Mojo est activé (ON), l'activité électrique des deux vastes est diminuée.

Pour obtenir un rapport entre l'activité musculaire des vastes en mode « ON » et en mode « OFF », a été sommée la moyenne des vastes en mode « ON » ainsi que en mode « OFF ». De cette façon, nous avons obtenu l'activité des extenseurs de jambe entre le Ski-Mojo « ON » et « OFF ». Ensuite, le rapport de l'activité des extenseurs en phase « ON » sur la phase « OFF » a été fait et celui-ci a été exprimé en pourcentage.

	OFF		**ON**	
	VE	**VI**	**VE**	**VI**
Moyenne µV.s	6983	6140	5000	4223
Ec type	±2691	±2738	±1604	±1444
	37%	32%	31%	26%
	Rapport quadriceps ON/OFF			**70%**

Tableau 1 : moyenne de l'activité musculaire des vastes internes et externe entre la phase « ON » et la phase « OFF »

Il existe une différence très hautement significative entre l'activité électrique des quadriceps en « ON » et en « OFF » ($p = 0{,}0001$). Ce rapport est égal à 70%. Ceci signifie que le quadriceps travaille en moyenne, sur un échantillon de 19 sujets et lorsque le Ski-Mojo est activé, à 70% de son activité de base (sans le Ski-Mojo). Nous observons donc une diminution de l'activité du quadriceps de 30% (graphique 1).



Graphique 1 : comparaison des ratios de l'activité musculaire du quadriceps entre la phase « ON » et la phase « OFF ». On considère les activités électriques « OFF » comme les valeurs basales.

*** : Statistiquement significatif**

**** : Statistiquement hautement significatif**

***** : Statistiquement très hautement significatif**

4.2 Rapport des ischio-jambiers entre phase ON et OFF

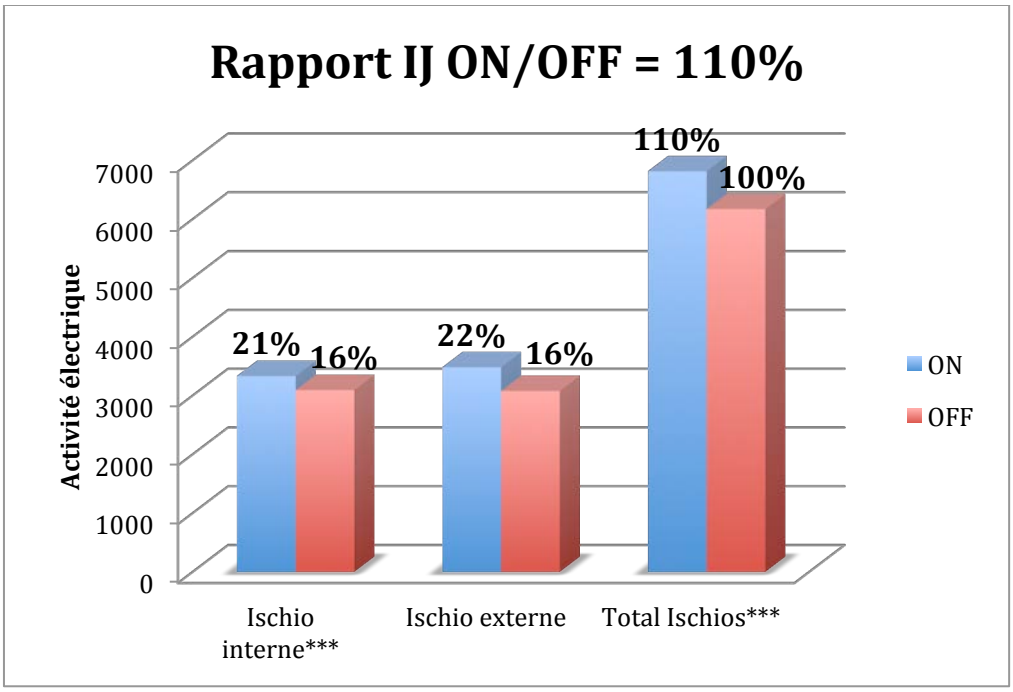
Le tableau 2 montre la moyenne de l'activité du groupe fléchisseur de jambe. Pour les ischio-jambiers, l'inverse de l'activité électrique du groupe extenseur est observable. L'activité électrique des ischio-jambiers est plus élevée lorsque le Ski-Mojo est activé (ON).

Le rapport des ischio-jambiers entre la phase « ON » et « OFF » est obtenu de la même façon que pour le groupe extenseur. Nous avons sommé les moyennes des ischio-jambiers internes et externes et nous avons fait un rapport entre la phase « ON » et la phase « OFF ». Ce rapport est exprimé en pourcentage.

	OFF		ON	
	IE	II	IE	II
Moyenne µV.s	3079	3095	3483	3333
Ec type	±178	±224	±1211	±505
	16%	16%	22%	21%
	Rapport I-J ON/OFF			110%

Tableau 2 : moyenne de l'activité musculaire des I-J entre la phase « ON » et la phase « OFF »

Il existe une différence hautement significative entre l'activité électrique des ischio-jambiers en « ON » et en « OFF » (p = 0,0017). Ce rapport vaut 110% (graphique 2). Ceci signifie que, sur un échantillon de 19 sujets sains et lorsque le Ski-Mojo est activé, les ischio-jambiers travaillent à 110% de leur activité de base (sans le Ski-Mojo). Une augmentation de l'activité électrique des ischio-jambiers de 10% est observable.



Graphique 2 : comparaison des ratios de l'activité musculaire des I-J entre la phase « ON » et la phase « OFF ». On considère les activités électriques « OFF » comme les valeurs basales.

*** : Statistiquement significatif**

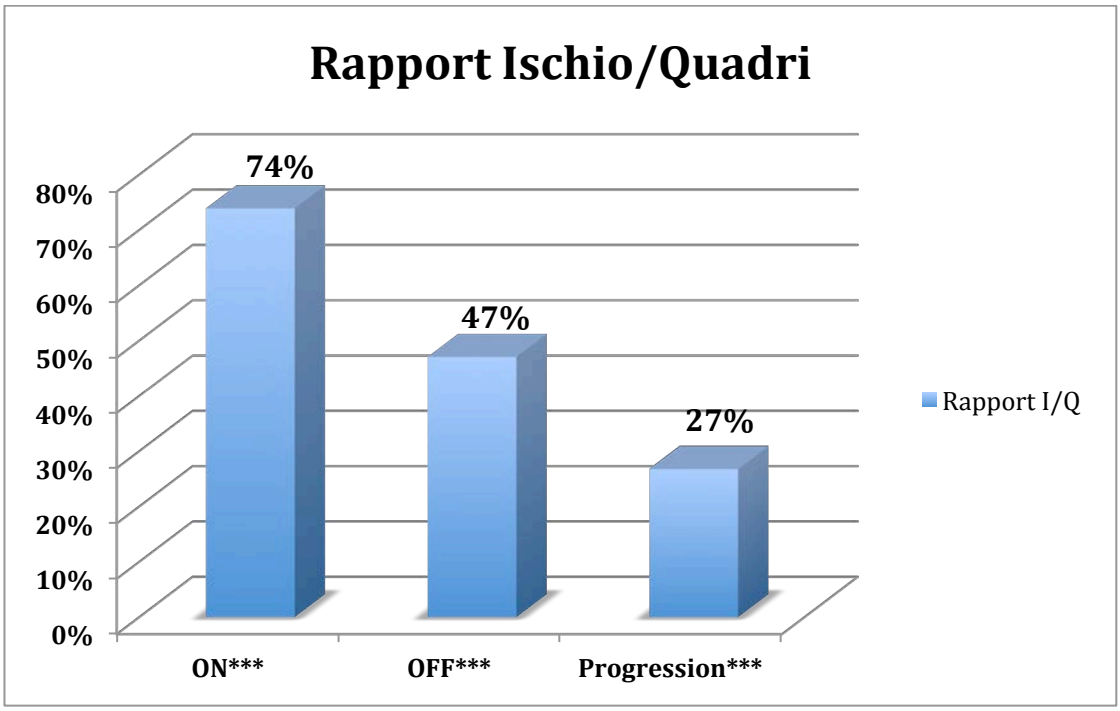
**** : Statistiquement hautement significatif**

***** : Statistiquement très hautement significatif**

4.3 Rapport des ischio-jambiers/quadriceps entre la phase ON et OFF

Sur le graphique 3, nous pouvons observer que le rapport ischio-jambiers/quadriceps (I/Q) augmente lorsqu'on active le Ski-Mojo (ON). Ce rapport a été obtenu en divisant l'activité électrique totale des ischio-jambiers sur l'activité totale des quadriceps.

Il existe une différence très hautement significative entre le rapport de I/Q en phase « ON » et en phase « OFF » (p = 0,0001). Une progression de 27% en faveur des ischio-jambiers est à noter.



Graphique 3 : comparaison des ratios I-J sur quadriceps entre la phase « ON » et la phase « OFF »

*** : Statistiquement significatif**

**** : Statistiquement hautement significatif**

***** : Statistiquement très hautement significatif**

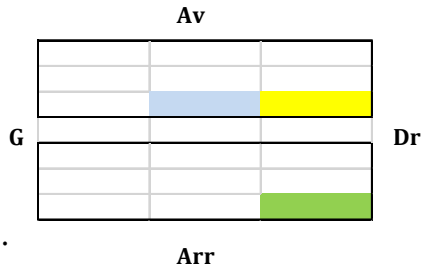
4.4 Résultats de la PdF

Nous avons analysé deux parties sur la PdF :

1. La première a été la gestion de l'équilibre d'un essai à l'autre. Pour cela, nous avons étudié le positionnement du statokinésigramme de manière qualitative sur 9 cadrans afin de représenter le plus clairement possible les positions qu'il est possible d'adopter en skiant (avant, milieu, arrière, droite, milieu, gauche). Une comparaison des 4 essais chez nos sujets a été faite (2 ON et 2 OFF) et nous dégageons 4 comportements différents dans lesquels ils ont été classés :

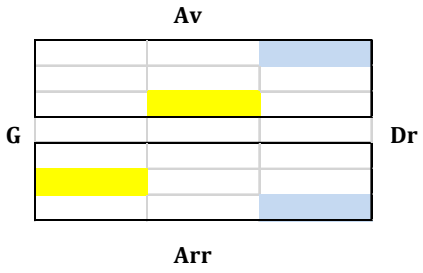
Comportement 1 : 5 sujets

Lorsque le Ski-Mojo est « OFF », les deux premiers essais sont aléatoires, c'est-à-dire qu'ils ne se situent pas aux mêmes endroits. Tandis qu'avec le Ski-Mojo « ON », leur comportement est stabilisé.



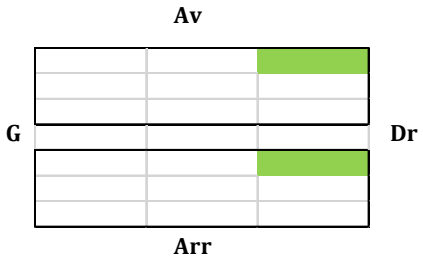
Comportement 2 : 6 sujets

Lorsque le Ski-Mojo est « OFF » et « ON », la répartition des appuis est aléatoire. Le Ski-Mojo « ON » ne stabilise pas le sujet.



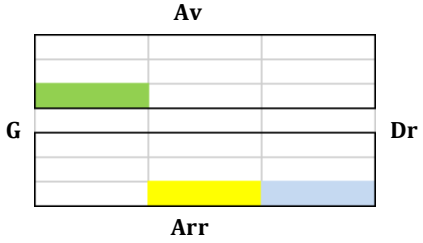
Comportement 3 : 5 sujets

Lorsque le Ski-Mojo est « OFF », le sujet est stable, de même lorsque le Ski-Mojo est « ON ».



Comportement 4 : 3 sujets

Lorsque le Ski-Mojo est « OFF », le sujet est stable mais lorsqu'on active le SM, il a un comportement instable.



Cadran du haut : essai « OFF » ;
Cadran du bas : essai « ON » ;
Jaune : 1er essai ;
Bleu : 2ème essai ;
Vert : en cas de position identique pour les 2 essais

Nous constatons donc que la gestion des appuis est aléatoire pour chaque personne et que le Ski-Mojo ne modifie à priori pas cette « assiette type ».

2. Nous avons poussé notre étude un peu plus loin et nous avons analysé le statokinésigramme. Nous avons récupéré les valeurs de la longueur, de la surface, du rapport L/S et de la vitesse moyenne via le logiciel WinPod. Une moyenne des 6 essais (3 Ski-Mojo « ON » et 3 Ski-Mojo « OFF ») pour chaque sujet a été faite. Nous avons ensuite fait une moyenne inter-sujet de façon à avoir une vue globale du statokinésigramme entre la phase « ON » et la phase « OFF ».

Sur le tableau 3, entre la phase « ON » et « OFF », il est visible qu'il existe une différence significative entre la longueur (p = 0,0001), la surface (p = 0,0098) et la vitesse moyenne (p = 0,0001). Il est observable que :

1. Lorsque le Ski-Mojo est « ON », la longueur (mm) diminue. Le système postural d'aplomb est amélioré.

2. La surface diminue. La distance parcourue par le CdP est donc diminuée quand le Ski-Mojo est « ON ».

3. La vitesse moyenne diminue quand le Ski-Mojo est « ON ». Cela indique que les sujets ont une meilleure stabilité posturale avec le Ski-Mojo.

OFF	**Longueur*** (mm)**	**Surface** (mm^2)**	**L/S (1/mm)**	**Vit.Moy.Q ***(mm/s)**
Moyenne	494	472	1,43	22,6
Ec. Type	143	258	0,58	6,5
ON				
Moyenne	344	356	1,63	15,6
Ec. Type	101	236	0,82	4,7

Tableau 3 : Modification du statokinésigramme entre la phase « ON » et la phase « OFF »

*** : Statistiquement significatif**

**** : Statistiquement hautement significatif**

***** : Statistiquement très hautement significatif**

5. DISCUSSION

5.1 Interprétation des résultats

Il y avait 3 questions de recherche :

1. **« le Ski-Mojo a-t-il un impact sur l'activité des quadriceps ? »**

D'après nos observations, nous pouvons dire que le Ski-Mojo a bien un impact sur l'activité des quadriceps (ramené à ses 2 vastes). Ceci confirme notre hypothèse. Nous avons obtenu un rapport quadriceps ON/OFF = 70%***. Cela signifie que nous avons vu une diminution de 30% de l'activité du quadriceps lorsque le Ski-Mojo est « ON ». Cette diminution statistiquement très hautement significative indique que, dans une position identique et dans les mêmes conditions de travail, le quadriceps travaille moins lorsqu'il a l'appui du Ski-Mojo. Il faut se souvenir que ces expériences ont été effectuées dans le laboratoire de l'HELB. Ceci a permis une reproductibilité entre chaque sujet. Cependant, cela implique que nous ne nous trouvions pas dans une situation type de ski. Plusieurs facteurs n'ont donc pas été pris en compte dans l'étude comme par exemple les forces de frottement, le degré de la pente ou encore la qualité de la neige. Il semblerait que la qualité de la neige soit un facteur de prédisposition au risque de blessure étant donné que 76% des ruptures du LCA ont lieu sur une neige gelée ou compacte (Crestani, 2014).

2. **« le Ski-Mojo a-t-il modifié le rapport I/Q ? »**

Nous pouvons avancer que le Ski-Mojo augmente le rapport I/Q de 27%*** et ce en faveur des fléchisseurs. Il reste à savoir si ce rapport est augmenté à cause d'une augmentation du numérateur, une diminution du dénominateur ou une modification des deux.
Pour tenter de répondre à cette question, nous avons analysé la modification du rapport des ischio-jambiers entre la phase « ON » et la phase « OFF ». Nous avons vu que le rapport I-J ON/OFF était de 110%***. Cela signifie que lorsque le Ski-Mojo est en mode « ON », il y a une augmentation de 10% de l'activité musculaire des ischio-jambiers. Nous pouvons donc dire qu'il y a une augmentation du numérateur.

Le but du Ski-Mojo étant d'alléger le travail musculaire des cuisses, nous nous sommes alors demandé comment le Ski-Mojo pouvait augmenter l'activité électrique des ischio-jambiers. Une hypothèse pourrait être que puisque le Ski-Mojo est un exo-squelette extenseur, il nous tire vers le haut. L'activité électrique des ischio-jambiers augmenterait de ce fait pour « lutter » contre les effets du Ski-Mojo. Ceci concorde avec l'hypothèse de Croisier et al. (2006) mentionnée plus bas.
Nous avons vu dans la première question de recherche que lorsque le Ski-Mojo est activé, il y a une diminution de 30% de l'activité du quadriceps. Ceci nous indique que vis-à-vis du ratio I/Q, il y a également une diminution du dénominateur. Nous concluons donc que l'augmentation du ratio I/Q de 27% provient d'une modification des valeurs du numérateur et du dénominateur.

Comme mentionné précédemment, la littérature fait part d'un rapport entre les fléchisseurs et les extenseurs évalué en isocinetisme. Chez des sujets sains, la valeur du ratio I/Q à 90°/s en concentrique est de environ 0,6. En excentrique, ce ratio augmente légèrement jusqu'à environ 0,7 ce qui est probablement du à la contribution des ischio-jambiers qui tente de freiner l'extension forcée du genou (Croisier, 2006). Dans cette étude, nous avons obtenu un ratio I/Q de 0,47 lorsque le Ski-Mojo est « OFF » et un ratio de 0,74 lorsque le Ski-Mojo est « ON ».
La différence dans les résultats vient du fait que nous avons étudié des ratios en isométrique et nous avons analysé des ratios d'activité électrique et non des ratios de couple de force. Ces études peuvent être comparées dans leurs idées et leurs hypothèses mais pas dans leurs résultats quantitatifs.

Par ailleurs, il semblerait qu'un rapport I/Q inférieur à 0,60 prédisposerait l'athlète à avoir des blessures au niveau du LCA (Ahmad et al, 2006). De plus, il a été montré que l'entrainement des ischio-jambiers mène à augmenter la rigidité de l'articulation du genou, diminuer la laxité antérieure du genou ce qui diminue le risque de lésion du LCA (Baratta et al, 1988). On pourrait alors penser que lorsque le Ski-Mojo est « ON » (ratio = 0,74), il prédisposerait le skieur à éviter des blessures au niveau du LCA. Mais, à nouveau, ces études ont été effectuées en isocinétisme et, qui plus est, sur des athlètes. Or notre échantillon est composé de skieurs « amateurs ». Pour se rapprocher de l'étude précédemment citée, il aurait été intéressant de sélectionner une population professionnelle comme, par exemple, une équipe de ski de compétition.

Une étude récente a montré que séparer les hommes et les femmes peut être intéressant. En effet, il semblerait que les femmes aient une moins bonne capacité à contrôler leur genou lors de l'extension et ce durant des mouvements à haute vélocité. Ceci pourrait présenter un risque de blessure du LCA chez les athlètes féminines (De Ste Croix et al, 2017). Notre échantillon est composé de 15 hommes et 6 femmes. Pour plus d'homogénéité, il aurait été préférable de sélectionner uniquement des hommes ou uniquement des femmes.

Certains auteurs ont montré sur pièce anatomique qu'en exerçant une traction sur les tendons des différents muscles (quadriceps fémoral, ischio-jambiers et les gastrocnémiens), le tiroir antérieur induit par la tension du muscle quadriceps fémoral était réduit par la co-contraction des muscles ischio-jambiers, et ce entre 15° et 80° de flexion avec un tiroir maximum à 30° de flexion. Entre 0° et 15° de flexion, la co-contraction était inefficace à partir de 80°. La figure 4 illustre ce propos. Plus tard, le tibia est déjà postériorisé sous la contraction du quadriceps fémoral (Klein et al., 2008).

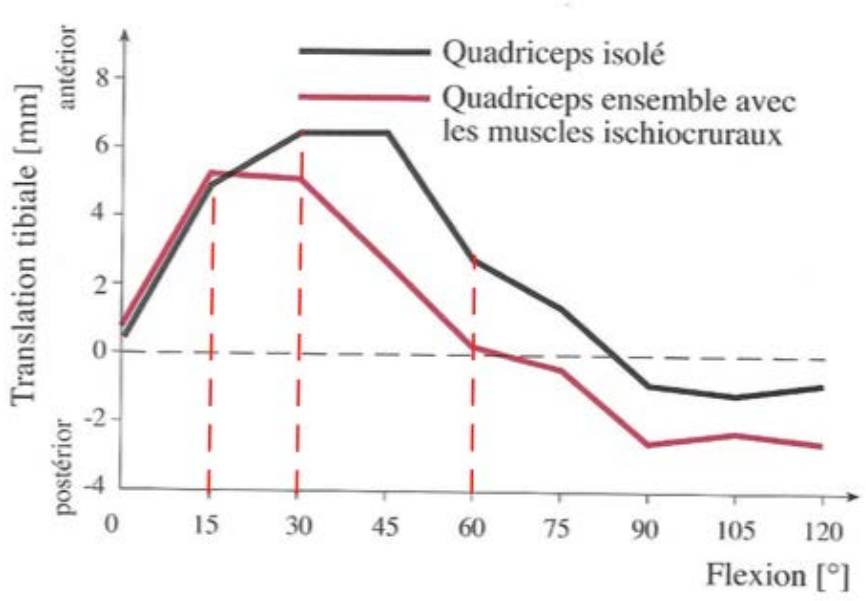


Figure 4 : Graphique de la translation du tibia dans différentes positions de flexion de l'articulation du genou.

Cette étude montre que les ischio-jambiers sont protecteurs du tiroir antérieur jusque 80° et qu'après ils n'ont plus de rôle dans la protection du LCA puisqu'il semblerait qu'il n'y ait plus de tiroir antérieur.

Or nous avons effectué nos mesures à 80±10°. Nous pouvons tout de même légitimement penser que les ischio-jambiers sont actifs à ces degrés d'amplitudes et que par conséquent ils

agissent tout de même sur la translation tibiale antérieure. Ceci pourrait être vérifié. Pour cela, il faudrait refaire l'étude entre 30° et 60° de flexion de genou.

Lembert et al. (2009) ont comparé les ratios I/Q entre chaîne cinétique ouverte et chaîne cinétique fermée. L'apport de l'articulation de la hanche dans la chaîne cinétique fermée a radicalement changé le ratio fléchisseurs/extenseurs en raison de la prédominance des extenseurs de hanche. De plus, il semblerait que les tests en chaîne fermée induisent moins de tension sur le genou et ceux-ci sont plus représentatifs des mouvements de ski. Ceci pourrait également être vérifié en contrôlant spécifiquement les amplitudes de flexion de la hanche chez les porteurs du Ski-Mojo.

3. « est ce que le Ski-Mojo perturbe l'équilibre du skieur ? ».

Nous avons vu que la gestion des appuis n'était pas reproductible intra sujet (4 comportements différents) pour une même modalité (avec et sans le Ski-Mojo) et d'une personne à l'autre. Nous n'avons donc pas pu conclure que le Ski-Mojo modifiait « l'assiette » du skieur, c'est à dire sa position d'équilibre. Nous ne pouvons donc pas conclure qu'il y a une tendance à la normalisation des appuis quand le Ski-Mojo est « ON ».
Nous avons étudié alors plus en détail le statokinésigramme chez tous nos sujets. La longueur (L), la surface de l'ellipse comportant 95% des points (S) et la vitesse moyenne diminue (Vit. Moy.Q.). Nous dégageons ainsi 3 constats :

1. Lorsque le Ski-Mojo est « ON », le système postural d'aplomb est amélioré car il diminue. Ceci nous indique qu'avec le Ski-Mojo « ON », nous arrivons à maintenir le centre de gravité plus proche de la position moyenne d'équilibre. Dans les limites de ces normes, la surface évalue l'efficacité de la stratégie du système postural d'aplomb : maintenir au mieux le centre de gravité au voisinage de sa position moyenne d'équilibre (Gagey et coll. 1996).

2. La distance parcourue par le CdP est diminuée quand le Ski-Mojo est « ON ». Il s'agit ici des déplacements successifs du CdP à l'intérieur de la surface (mm). On peut l'assimiler à la longueur développée par les différentes projections du CdP. Dans cette optique, si celle-ci diminue, nous pouvons affirmer que nous oscillions moins.

3. La vitesse moyenne diminue quand le Ski-Mojo est « ON ». Cela indique que nous avons une meilleure stabilité posturale avec le Ski-Mojo.

Nous pouvons ainsi conclure qu'avec le Ski-Mojo « ON », nous avons une meilleur stabilité posturale et que dès lors, la gestion de l'équilibre demande un moindre coût énergétique. Or selon certaines études, les facteurs favorisant le risque de blessure du LCA sont la mauvaise condition physique, l'échauffement mal conduit et la fatigue (Crestani, 2014). Ceci pourrait donc également être un facteur protecteur du LCA.

Notons que, lors du protocole, nous demandions aux sujets de se placer dans le cercle de la plate-forme de force. La surface active de la PdF fait 400x400mm. Or, cette surface ne laisse pas la possibilité au sujet de positionner ses pieds avec l'écart qui lui convenait le mieux. Pour plusieurs sujets, cette restriction à une surface active de la PdF de 400x400mm était dérangeante, voir même une source de potentiel déséquilibre. De plus, à nouveau, nous ne nous trouvions pas dans une situation de ski type. La position de recherche de vitesse est plus aisée lorsque les skis sont chaussés puisque ceux-ci offrent, de par leur longueur, une plus grande stabilité que lorsque l'on a uniquement les bottines de ski aux pieds. Il faudrait donc étudier les variations de l'équilibre avec un système qui permette d'avoir les skis chaussés et la position de recherche de vitesse (entre 30° et 60°) qui offre le plus de stabilité au sujet, soit celle qu'il prendra de manière « automatique ». Cela serait envisageable pour la partie EMG.

6. PERSPECTIVES

La première modification à apporter au protocole serait la prise en compte de l'articulation de la hanche et son amplitude de flexion. Lembert et al. ont montré en 2009 que, en chaîne fermée et en isocinétisme, les extenseurs de hanche interviennent et modifient considérablement le ratio I/Q. De plus, il a été décrit qu'à partir de 80° de flexion, les ischio-jambiers n'ont plus de rôle dans la prévention du tiroir antérieur (Klein et coll. 2008). En parallèle à cela, il pourrait être intéressant d'effectuer cette étude en modifiant l'angle de flexion du genou à 60° de flexion.

Par ailleurs et comme mentionné plusieurs fois dans ce travail, nous avons étudié le Ski-Mojo et son apport en isométrique et dans un laboratoire. Nous n'étions donc pas dans une situation de ski. Il serait intéressant d'étudier l'apport du Ski-Mojo à l'aide d'un EMG portable sur une piste de ski. De cette façon, nous aurions une vue plus spécifique de l'aide du Ski-Mojo dans la pratique du ski. Cette approche pourrait alors être comparée aux nombreux articles de la littérature faisant mention du rapport I/Q.

En outre, nous avons pu montrer que le Ski-Mojo a un probable rôle protecteur et ce en prévenant le tiroir antérieur. Il serait intéressant d'approfondir cet aspect du Ski-Mojo. Il faudrait mettre en évidence une modification du tiroir antérieur avec et sans le Ski-Mojo. Ceci pourrait être possible via des radiographies dynamiques. On testerait alors le Ski-Mojo sur des sujets n'ayant plus de LCA puisque à priori, le tiroir antérieur n'est pas présent chez les sujets sains.

7. CONCLUSION

Le ski est un sport en plein essor. Tout se développe dans son entourage pour permettre au plus grand nombre de skier ou de repousser ses limites encore et toujours plus loin. Ce sport étant relativement physique, de nombreuses personnes se voient contraintes d'arrêter de skier car ils ne s'en sentent plus capables. Le Ski-Mojo a été développé pour permettre au skieur lambda ou au skieur professionnel de skier plus intensément, plus longtemps tout en limitant la fatigue et la douleur.

Le but de ce travail de fin d'étude a été de déterminer si le Ski-Mojo avait un réel impact sur les jambes du skieur. Nous avons ensuite poussé un peu plus loin notre analyse et nous avons tenté de déterminer l'influence du Ski-Mojo sur le ratio entre les ischio-jambiers et le quadriceps, lors du maintien de la position de recherche de vitesse. Nous avons également tenté de déterminer les effets du Ski-Mojo sur la stabilité lors de cette même position de recherche de vitesse.

Il ressort de cette analyse que le Ski-Mojo diminue l'activité musculaire du quadriceps et augmente l'activité musculaire des ischio-jambiers. Le Ski-Mojo modifie donc le ratio I/Q et ce en faveur des ischio-jambiers Il semblerait que, de cette façon, le Ski-Mojo puisse avoir un rôle protecteur pour le genou. Il semblerait également que le Ski-Mojo augmente la stabilité du skieur lors de la position de recherche de vitesse.

De toute évidence, le Ski-Mojo évoluera. A l'heure actuelle, il n'est pas adapté à une autre discipline que le ski de part la fixation sur la bottine. Mais une étude préliminaire a déjà été faite sur des chaussures orthopédiques. Ceci pourrait représenter une avancée dans les traitements kinésithérapeutiques s'il est adaptable à des situations de la vie courante afin d'aider dans des pathologies telles que l'arthrose ou des problèmes méniscaux voir tous les troubles de la marche impliquant une faiblesse du quadriceps.

8. BIBLIOGRAPHIE

Articles scientifiques

Aagaard P, Simonsen EB, Magnusson SP, et al.: *A new concept for isokinetic hamstring:quadriceps muscle strength ratio. Am J Sports Med 26:* 231–237, 1998

Ahmad, C., Clark, A., Heilmann, N., Schoeb, J., Gardner, T., & Levine, W. (2006). *Effect of gender and maturity on quadriceps-to-hamstring strength ratio and anterior cruciate ligament laxity*. The American Journal of Sports Medicine, 370-374.

Axtell R.S., Rinehardt K.F., Finn J.A., Stofon J.R. (1997). *Physiological indices of elite junior-I alpine skiers*. In Müller E., Lindinger S., Stöggl T. (2009). In Science and skiing IV , 470-478.

Baratta R, Solomonow M, Zhou H, Letson D, Chuinard, D'Ambrosia R. Muscular coactivation. *The role of the antagonist musculature in maintaining knee stability*. Am J Sports Med 1988;16(2):113–22.

Carret J., *Biomécanique de l'articulation du genou.* Conférences d'enseignement de la SOFCOT, 1991. 40: p. 189-208.)

Crestani L., Chambat P., Rousseaux-Blanchi M.-P., *Les facteurs de risque de rupture du ligament croisé antérieur chez le skieur alpin en équipe de France.* 2014.

Croisier J.L., Malnati M., Reichard L.B., Peretz C., Dvir Z. *Quadriceps and hamstring isokinetic strength and electromyographic activity measured at different ranges of motion: A reproducibility study* ; Journal of Electromyography and Kinesiology 17 (2007) 484–492

Flørenes TW, Bere T, Nordsletten L, Heir S, and Bahr R. *Injuries among male and female World Cup alpine skiers.* Br J Sports Med 2009: 43: 973-978.

Jerald W. Katz, MD, and Richard J. Fingeroth. *The diagnostic accuracy of ruptures of anterior cruciate ligament comparing the Lachman test, the anterior drawer sign, and the pivot shit test in acute and chronic knee injuries*, MD FAAOS; the American journal of sports

medicine, Vol.14, No 1, 1986

Keating, J., & Matyas, T. (1996). *The influence of subject and test design on dynamometric measurements of extremity muscles*. Physical Therapy, 866-889.

Lembert S., Raschner C., Platzer H.-P., Patterson C. and Mildner E. (2009). *H:Q rations in open versus closed kinetic chain : what is the relevance for alpine ski racer ?* In Science and skiing IV , 357-364.

Livesay G. A., *Evaluation of the effect of joint constraints on the in situ force distribution in the anterior cruciate ligament*, J Orthop Res, 1997, 15, 278-284
Torg JS: Clinical diagnosis of anterior cruciate ligament instability in the athlete. Am J Sports Med 2: 84-93, 1976

Mark De Ste Croix , Youssif O. ElNagar , John Iga , Francisco Ayala, David James. *The impact of joint angle and movement velocity on sex differences in the functional hamstring/quadriceps ratio.* 2017

Neumayr G., Hoertnagl H., Pfister R., Koller A., Eigl G. and Raas E. (2003). *Physical an physiological factors associated with success in professionnal aline skiing*. Int. J. Sports med. 24, 571-575.

Petrone N., De Bettio G., *Evaluation of musculaire EMG activity variations wearing Ski-Mojo on a skiing treadmill*. Department of Mechanical Engineering, University of Padova, Italy DolomitiCert Laboratories, Longarone BL, Italy. 2009

Pujol N, Blanchi MP, and Chambat P. *The incidence of anterior cruciate ligament injuries among competitive Alpine skiers: a 25-year investigation*. Am J Sports Med 2007: 35: 1070-1074.

Torg JS, Conrad W, Kalen V, *Clinical diagnosis of anterior cruciate ligament instability in the athlete.* The American Journal of Sports Medicine, 4 (1976), pp. 84-93

Ouvrages :

Dalleau, G., & Allard, P. (2009). Traité de biomécanique articulaire et tissulaire. puf.

Kapandji A. (1999), Physiologie articulaire Tome 2 Membre inférieur.

Klein P., Sommerfeld P. (2008). Biomécanique des membres inférieurs. Base et concepts, bassin, membre inférieurs.

Müller E., Lindinger S., Stöggl T. (2009). Science and skiing IV

ANNEXES

Annexe I

EMG et travail musculaire par Busegnies Y. et De Gunsch E., 2016

1. Théorie :

Le travail (W) de la force électrique pour déplacer une charge « Q » depuis un point a, où le potentiel électrique est Va, vers un point b, où le potentiel électrique est Vb, est donné par :

$$W = Q \cdot (Va - Vb) \qquad (1)$$

Nous notons **ΔV**, la différence de potentiel (ddp) entre a et b soit :

$$\mathbf{\Delta V} = Va - Vb \qquad (2)$$

Supposons le déplacement s'effectuer sur un temps **Δt**, la formule (1) nous permet d'écrire :

$$(\mathbf{\Delta W} / \mathbf{Q}.\mathbf{\Delta t}) = (\mathbf{\Delta V} / \mathbf{\Delta t}) \qquad (3)$$

En unités du système international (S.I.), le membre de droite s'exprime en Volt/seconde. Cette unité correspond (en observant le membre de gauche de (3)) à une puissance par unité de charge.

En effet le facteur (W/**Δt**) est la puissance de la force électrique sur le déplacement considéré.

Ainsi lorsqu'une charge de 1 Coulomb se déplace sous une ddp de 1 Volt en 1 seconde entre A et B, la puissance de la force électrique agissante est de 1 Watt.

2. Application graphique :

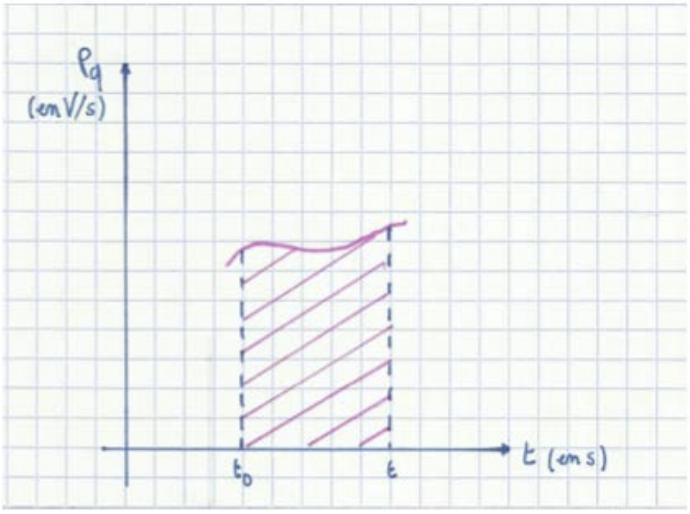


Image n°1 : Graphique de la puissance en fonction du temps

$$1\mathbf{W} = 1\mathbf{V}\ \mathbf{Cs}$$

Appliquons « P_q » cette puissance par unité de charge, sur une durée élémentaire dt, la relation (3) s'écrit :

$$P_q(t) = (\mathbf{dV} / \mathbf{dt}) \qquad (4)$$

Si l'on considère un diagramme de Pq(t) en (V/s) en fonction de t (en s) :

Image n°1 : Graphique de la puissance en fonction du temps

Avec l'aire hachurée « *s* » est équivalente à l'intégrale :

$$\int_{t0}^{t} \boldsymbol{Pq}(\boldsymbol{t})\mathrm{d}\boldsymbol{t}$$

Par conséquent selon (4) : *s* = (V-V0)

Ainsi l'aire *s* correspond à la ddp entre le potentiel de départ (V0, en t0) et le potentiel V du point atteint par la charge en t. En multipliant cette aire par la valeur de la charge dé- placée, on obtiendra le travail « fourni » par la force électrique sur le déplacement considéré.

On comprend par-là, qu'en manipulant un tel graphique le praticien de l'EMG dit que l'activité électrique du muscle traduit un « travail ».

Annexe II

Formulaire de Consentement Eclairé

Titre du TFE : Incidence du Ski-Mojo sur l'activité musculaire du quadriceps et des ischio-jambiers chez le skieur par étude EMG et sur plateforme de force.

Je soussignée …… avoir lu le document d'information et accepte de participer au travail de fin d'étude mené par Moret Alexis.

J'ai reçu l'entièreté des informations, des explications sur la nature, le but et la durée de l'étude. J'en ai compris le principe et accepte les conditions.
Je suis volontaire et libre de participer ou non à l'étude, de me retirer de l'étude à tout moment quelle que soit la raison sans avoir à me justifier et sans que cela n'ait de conséquences pour ma personne.
J'accepte que les données récoltées lors de l'expérimentation soient traitées dans le cadre de l'étude à condition celles-ci soient gardées confidentielles et traitées de manière anonyme.
Je peux à tout moment demander à consulter mes données personnelles. Celles-ci seront conservées jusqu'à la fin de cette étude.
Je consens de mon plein gré à participer à cette étude.
Le protocole d'étude a été approuvé par le comité d'éthique responsable.

L'expérimentateur principal est DeGunsch Eric.
L'étudiant chercheur est Moret Alexis.
1er Master en kinésithérapie à la HELB
tel : 0477/04.61.55
e-mail : alexis.moret@helb-prigogine.be

Je vous remercie d'apposer la mention « lu, compris et approuvé »

Date et signature du Sujet :

Signature du Mémorant :

Annexe III

Lettre d'information aux sujets

Titre du TFE :
Incidence du Ski-Mojo sur l'activité musculaire du quadriceps et des ischio-jambiers chez le skieur par étude EMG et sur plateforme de force.

Le Ski-Mojo est une attelle d'aide au ski basée sur une technologie simple utilisant un ressort. Cet exosquelette semblerait décharger le poids du corps permettant de diminuer l'activité musculaire des jambes ainsi que la pression sur les genoux. Une seule étude a été effectuée sur cette attelle. Nous trouvons donc pertinent d'apporter plus de connaissance sur le sujet.

Pour participer à l'étude il faut :

- Etre un skieur
- Avoir entre 18 et 50 ans
- N'avoir aucune pathologie du genou et/ou des pieds ainsi que de pathologie du ligament croisé antérieur et/ou postérieur.

Après avoir équipé le sujet du Ski-Mojo (préalablement fixé sur les bottines de ski), nous plaçerons l'appareil de mesure (EMG). Dans un premier temps, les électrodes de l'EMG seront placées sur les quadriceps des deux jambes. Dans un deuxième temps, elles seront placées sur les quadriceps ainsi que les ischio-jambiers d'une seule jambe (la dominante).

Le sujet se tiendra debout sur une plate-forme de force et effectuera 2 fois 6 positions de schuss pendant 1 minute.

Il est necessaire d'apporter ses propres chaussures de ski.

L'expérience se déroule en une seule fois au laboratoire de la Haute Ecole Libre de Bruxelles Ilya Prigogine.

L'expérience ne présente pas de risque pour la santé et les prises de mesures sont non invasives.

Les données personnelles resteront confidentielles et anonymes.

Vous pouvez à tout moment quitter l'expérience sans vous justifier.

Je vous remercie de votre participation.

Alexis Moret

Annexe IV

Academic Ethical Committee

Brussels Alliance for Research

and Higher Education

TITRE DE L'ETUDE : Incidence du ski-mojo sur l'activité musculaire du quadriceps et des ischio-jambiers chez le skieur par étude EMG et sur plate-forme de force.

VERSION N° : 1

PROMOTEUR / INVESTIGATEUR PRINCIPAL DE LA RECHERCHE :
Eric De Gunsch

ETUDIANT / CHERCHEUR : MORET Alexis

DECISION : ACCEPTED

Acceptance Number : B200-2016-154

NOMS ET SIGNATURES : **DATE DE LA DECISION : 22/02/2017**

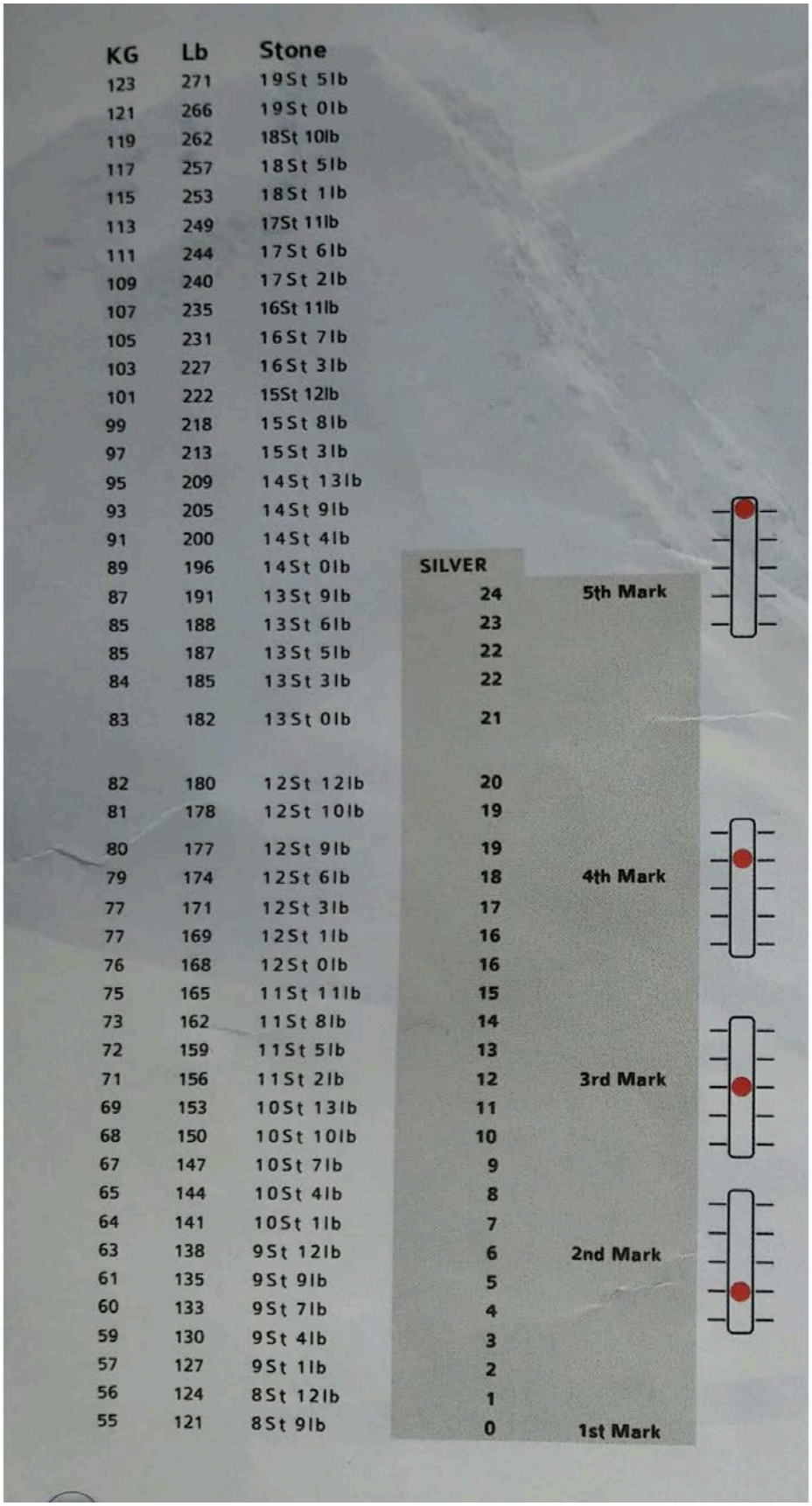
Pour le comité d'éthique

--
Sigrid Theunissen
Scientific secretary

Les membres du comité d'éthique déclarent ne pas avoir de conflit d'intérêt.

Annexes V

Tableau représentatif des rotations à effectuer sur le Ski-Mojo, en fonction du poids du sujet



KG	Lb	Stone	SILVER	
123	271	19St 5lb		
121	266	19St 0lb		
119	262	18St 10lb		
117	257	18St 5lb		
115	253	18St 1lb		
113	249	17St 11lb		
111	244	17St 6lb		
109	240	17St 2lb		
107	235	16St 11lb		
105	231	16St 7lb		
103	227	16St 3lb		
101	222	15St 12lb		
99	218	15St 8lb		
97	213	15St 3lb		
95	209	14St 13lb		
93	205	14St 9lb		
91	200	14St 4lb		
89	196	14St 0lb		
87	191	13St 9lb	24	5th Mark
85	188	13St 6lb	23	
85	187	13St 5lb	22	
84	185	13St 3lb	22	
83	182	13St 0lb	21	
82	180	12St 12lb	20	
81	178	12St 10lb	19	
80	177	12St 9lb	19	
79	174	12St 6lb	18	4th Mark
77	171	12St 3lb	17	
77	169	12St 1lb	16	
76	168	12St 0lb	16	
75	165	11St 11lb	15	
73	162	11St 8lb	14	
72	159	11St 5lb	13	
71	156	11St 2lb	12	3rd Mark
69	153	10St 13lb	11	
68	150	10St 10lb	10	
67	147	10St 7lb	9	
65	144	10St 4lb	8	
64	141	10St 1lb	7	
63	138	9St 12lb	6	2nd Mark
61	135	9St 9lb	5	
60	133	9St 7lb	4	
59	130	9St 4lb	3	
57	127	9St 1lb	2	
56	124	8St 12lb	1	
55	121	8St 9lb	0	1st Mark

Annexe VI

Résultats PdF

OFF	Longueur (mm)	Surface (mm2)	L/S (1/mm)	Vit.Moy.Q (mm/s)	ON	Longueur (mm)	Surface (mm2)	L/S (1/mm)	Vit.Moy.Q (mm/s)
S1	531,6	411,5	1,60	24,1		423,9	463,9	1,00	19,1
S2	481,8	653,7	0,97	21,7		238,0	165,7	1,57	10,7
S3	590,2	849,0	0,73	27,7		421,7	365,4	3,37	19,6
S4	311,8	265,3	1,27	14,2		369,1	322,1	1,30	16,6
S5	484,7	1193,3	0,50	22,1		374,7	924,2	0,43	16,8
S6	280,1	176,8	1,67	12,7		259,8	228,3	2,30	11,8
S7	466,9	388,9	1,57	21,0		320,6	329,6	1,00	14,4
S8	388,1	315,6	1,25	17,9		355,3	476,6	0,90	16,5
S9	543,3	276,5	1,97	25,4		173,4	59,4	2,87	7,9
S10	808,8	696,2	1,20	37,1		605,2	535,7	1,15	27,8
S11	729,1	636,8	1,17	33,0		392,6	423,3	1,37	17,8
S12	511,3	273,9	2,53	23,4		383,0	308,1	1,27	17,6
S13	433,4	378,6	1,30	19,8		321,3	195,4	1,73	14,4
S14	373,8	233,4	1,70	17,0		269,7	151,7	2,57	12,2
S15	472,8	185,1	2,93	21,6		316,6	104,9	3,07	14,4
S16	363,7	466,4	1,07	16,7		330,8	363,0	1,03	15,1
S17	361,6	395,1	1,17	16,8		156,9	117,1	1,57	7,2
S18	721,9	593,8	1,45	32,4		401,6	336,0	1,15	18,0
S19	535,2	577,6	1,05	24,3		420,8	887,0	1,25	19,4
Tot	9390,2	8967,3	27,08	428,6		6534,9	6757,4	30,88	297,2
Moyenne	494,2	472,0	1,43	22,6		343,9	355,7	1,63	15,6
Ec. Type	143	258	0,58	6,48		101	236	0,82	4,68

Annexe VII

Résultats EMG en µV.s

OFF	VE	VI	IE	II	tot	ON	VE	VI	IE	II	tot
S1	102526	128924	48419	58939	338808		74374	85796	50449	68368	278987
S2	107253	120239	50788	47748	326028		72411	69798	51474	48679	242362
S3	136001	112670	50075	51615	350360		99403	88103	49113	53151	289770
S4	80991	70245	48225	52140	251601		68994	60967	48314	55143	233418
S5	124525	103963	55285	49133	332907		114223	91433	53565	48578	307799
S6	87896	71195	49133	48420	256645		73142	59840	50730	48911	232624
S7	187616	166168	48857	52792	455433		96515	77600	48250	69249	291614
S8	73000	65066	49683	50551	238299		64800	56167	136204	52470	309642
S9	262409	252522	57983	47898	620811		166905	140187	54112	47283	408486
S10	93821	89229	53314	61474	297838		80027	73045	58898	78132	290103
S11	109697	107727	54093	53432	211513		84280	81366	58660	56522	280828
S12	94287	88409	50027	53294	286017		66845	62271	49763	59757	238637
S13	92961	81084	49018	54210	277273		74189	60807	50625	52366	237987
S14	108432	47264	55506	48460	259662		42106	19486	78745	51126	191463
S15	148859	79779	54894	50153	333685		98151	51614	54192	52244	256201
S16	83944	61229	48131	49455	242759		74392	58353	48145	49440	230331
S17	114386	99535	52334	47050	313305		84877	67946	52692	47117	252632
S18	80021	88949	49672	52624	271266		50476	47790	49633	56764	204663
S19	122751	110147	49728	50648	333274		97271	84805	59306	60305	301687
moyenne	6983	6140	3079	3095	18939		5000	4223	3483	3333	16040
ec type	2691	2738	178	224	5531		1604	1444	1211	505	2916

Résumé

Le Ski-Mojo est un exo-squelette « d'aide au ski ». Selon son concepteur, cette attelle déleste un tiers du poids du corps sur les jambes du skieur. Dans notre étude, nous avons voulu voir si le Ski-Mojo a un réél impact sur les jambes du skieur et si il modifie le ratio entre les ischio-jambiers et le quadriceps. Nous avons également voulu étudier l'impact de cet exo-squelette sur l'équilibre du skieur. Pour répondre à ces questions de recherche, nous avons équipé tous nos sujets du Ski-Mojo et nous les avons placé sur une plate-forme de force. Nous avons analysé la position de recherche de vitesse avec et sans l'aide de l'attelle. Nous avons montré que l'exo-squelette diminue l'activité électrique du quadriceps et augmente celle des ischio-jambiers. Elle diminue également l'instabilité posturale. Lorsque l'exo-squelette est activé, le quadriceps travaille moins. A contrario, les Ischio-jambiers travaillent plus. Ceci à un impact sur le ratio I/Q ce qui pourrait prévenir le tiroir antérieur et protéger le ligament croisé antérieur du genou. De plus, le Ski-Mojo aide à maintenir le centre de gravité au voisinage de sa position d'équilibre, il aide à moins osciller et à avoir une meilleure stabilité posturale. Le Ski-Mojo est un objet prometeur qui pourrait ofrir une avancée dans les traitements kinésithérapeutiques s'il est adapté à des pathologies de la vie courante.

Mots-clés : Ski-Mojo, exo-squelette, ratio ischio-jambiers/quadriceps, ski, ligament croisé antérieur, EMG, Plate-forme de force.