



HAL
open science

Contribution à l'analyse de l'activité neuromusculaire des skieurs alpins d'élite lors de tests isocinétiques et en conditions réelles d'entraînement

Marine Racinais Alhammoud

► To cite this version:

Marine Racinais Alhammoud. Contribution à l'analyse de l'activité neuromusculaire des skieurs alpins d'élite lors de tests isocinétiques et en conditions réelles d'entraînement. Education. Université de Lyon, 2019. Français. NNT : 2019LYSE1314 . tel-02500654

HAL Id: tel-02500654

<https://theses.hal.science/tel-02500654v1>

Submitted on 6 Mar 2020

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

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

N° d'ordre NNT :
2019LYSE1314



THESE de DOCTORAT DE L'UNIVERSITE DE LYON
opérée au sein de
L'Université Claude Bernard Lyon 1

Ecole Doctorale N° 205
Ecole Doctorale Interdisciplinaire Sciences-Santé (EDISS)

Spécialité de doctorat :

Discipline : Sciences et Techniques des Activités Physiques et Sportives,
74^{ème} section

Soutenue publiquement le 06/12/2019, par :
Marine ALHAMMOUD

**Contribution à l'analyse de l'activité
neuromusculaire des skieurs alpins d'élite lors de
tests isocinétiques et en conditions réelles
d'entraînement**

Devant le jury composé de :

Pr. PIALOUX Vincent
Pr. CANET SOULAS Emmanuelle
Mme HINTZY Frédérique MCU HDR
Mr DOREL Sylvain MCU HDR
Pr. TOURNY Claire
Pr. MAFFIULETTI Nicola
Mr GUILHEM Gaël MCU HDR
Mr HAUTIER Christophe MCU HDR
Mr MOREL Baptiste MCU

Président
Examinatrice
Rapporteuse
Rapporteur
Examinatrice
membre invité
membre invité
Directeur de thèse
Co-directeur de thèse

AVANT-PROPOS

Les travaux présentés dans ce manuscrit ont été préparés au sein du Laboratoire Interuniversitaire de la Biologie de la Motricité de l'Université Lyon 1, dirigée par le Pr Christian Collet. Une partie des expérimentations a été réalisée sur les pistes dans le cadre de mon travail à la Fédération Française de Ski lors de la couverture médicale de stages d'entraînement en hémisphère sud pour les skieurs de l'équipe de France. Ces travaux ont été réalisés également alors que je travaillais en station de ski en tant que Médecin de Montagne.

EA 7424 - LIBM

Université de Lyon – Université Lyon 1 - UFR
STAPS

27, 29 Boulevard du 11 Novembre 1918

69 622 Villeurbanne Cedex



Fédération Française de Ski

50 rue des Marquisats - BP 2451

74011 Annecy Cedex



à Sébastien
à Alizé

Je remercie les Docteurs Sylvain Dorel et Frédérique Hintzy d'avoir accepté d'expertiser ce travail.

Je remercie également les Professeurs Claire Tourny, Emmanuelle Canet, Vincent Pialoux, Nicola Maffiuletti et Gaël Guilhem qui me font le très grand honneur de participer à mon jury de thèse.

Je tiens à remercier particulièrement mes directeurs de thèse, Christophe Hautier et Baptiste Morel, pour m'avoir permis de mener à bien ce projet. Christophe, j'ai pu bénéficier de tes qualités pédagogiques et direction pertinente des protocoles. Baptiste, j'ai beaucoup appris à tes côtés notamment lors du travail d'analyse dans Matlab. Ce saut dans le monde de la recherche m'a permis de mieux comprendre ce monde parallèle à celui de la médecine et d'acquérir des bases en analyse de données.

Je suis heureuse de remercier tous les skieurs qui ont participé à mes expérimentations : merci pour votre confiance, votre gentillesse et pour ces 7 années merveilleuses passées à vos côtés sur les pistes de ski. Être médecin d'équipe a été pour moi une expérience unique. Votre exigence envers vous-même ou votre entourage était un challenge quotidien et je suis fière d'avoir mérité votre confiance et relevé le défi avec vous à chaque blessure. J'espère que cette modeste contribution vous permettra de mieux appréhender certaines problématiques de votre travail quotidien.

Je remercie chaleureusement les collègues de la FFS en particulier les entraîneurs qui ont très gentiment autorisé ces travaux *pendant* les entraînements, en particulier Christophe Saïoni, Seb Brenier, Cyril Vieux, Fred Perrin, Fabien Munier, Kevin Page, Lionel Pellicier, Pierre-Yves Albrieux et Loïc Brun.

Merci en particulier à Martin Hager et Thibaut Trameau pour leur motivation sans faille ainsi qu'à tout le staff de techniciens.

Je tiens à remercier toute l'équipe de Delsys, en particulier Devi De Luca, John Letizi, Steven Lindley. La phase de préparation expérimentale a nécessité l'aide précieuse des ingénieurs pour permettre la collection/décryptage des données. Votre réactivité impressionnante, votre énergie pour trouver le matériel le plus adapté pour les sportifs de haut niveau, m'ont permis de mener à bien ce projet mais surtout de le commencer... Je suis heureuse d'avoir contribué à tester les limites du matériel pour les repousser et profiler des outils performants répondant aux exigences du haut niveau.

J'adresse quelques mots à ma chère Romane : tu m'as transmis la passion qui t'anime et ces étoiles dans tes yeux en haut des pistes se sont gravées dans ma mémoire...

Table des matières

AVANT-PROPOS	1
GLOSSAIRE	7
TABLE DES ILLUSTRATIONS	9
RESUME	12
ABSTRACT	13
INTRODUCTION GENERALE.....	14
PARTIE 1 : REVUE DE LITTERATURE	18
I. LE SKI ALPIN	19
1. Disciplines alpines.....	19
2. Caractéristiques du cycle de ski et méthodes de découpage	20
3. Les virages coupés	40
4. Demandes physiologiques et contraintes environnementales.....	43
5. Demandes mécaniques et neuromusculaires	46
6. Prévention des blessures	48
II. EMG : APPLICATIONS EN SKI ALPIN	56
1. Electromyographie de surface	56
2. EMG en ski alpin	60
3. Facteurs influençant le signal EMG.....	77
III. TESTS ISOCINETIQUES : APPLICATIONS EN SKI ALPIN	85
1. Principe et méthode	85
2. Analyse spécifique à l'angle articulaire.....	89
3. Facteurs influençant les paramètres isocinétiques.....	93
4. Le test isocinétique du skieur alpin.....	100
IV. JUSTIFICATION DE L'EVALUATION NEUROMUSCULAIRE EN SKI ALPIN.....	111
V. OBJECTIFS DU TRAVAIL	113
1. Objectifs.....	113
2. Hypothèses de travail	113
PARTIE 2 : METHODES GENERALES.....	114
I. EXPERIMENTATION ISOCINETIQUE.....	115
1. Etude 1.....	115
2. Etude 2.....	116
II. EXPERIMENTATION SUR LE TERRAIN : VUE GLOBALE.....	122
1. Considérations pratiques	122
2. Sujets	123
3. Procédure générale sur site	123

4.	Mesures	124
III.	ANALYSE DU SIGNAL	127
1.	Extraction et synchronisation des données	127
2.	Détection automatique du début des virages	127
3.	Traitement de l'EMG.....	132
4.	Traitement des angles.....	135
5.	Structure de la base de données	136
6.	Indexation des métadonnées	136
7.	Analyses statistiques des études 2 à 5.....	139
PARTIE 3 : RESULTATS ET PUBLICATIONS		144
I.	ETUDE 1	145
1.	Résumé	145
2.	Article.....	146
3.	Conclusion.....	157
II.	ETUDE 2	158
1.	Résumé	158
2.	Article.....	159
3.	Conclusion.....	174
III.	ETUDE 3	175
1.	Résumé	175
2.	Article.....	177
3.	Conclusion.....	212
IV.	ETUDE 4	213
1.	Résumé	213
2.	Article.....	215
3.	Conclusion.....	242
V.	ETUDE 5	243
1.	Résumé	243
2.	Article.....	245
3.	Conclusion.....	266
PARTIE 4 : DISCUSSION GENERALE ET PERSPECTIVES.....		267
I.	RESUME	268
II.	DISCUSSION GENERALE.....	269
1.	Caractéristiques du cycle de ski	270
2.	Tests isocinétiques et ski	282
3.	Considérations méthodologiques	288

4. Profils de performance	290
III. PERSPECTIVES	293
REFERENCES BIBLIOGRAPHIQUES.....	297
ANNEXES.....	319
ANNEXE 1 : Lettre d'information et formulaire de consentement fournis aux athlètes	320
ANNEXE 2 : Autres publications.....	326

GLOSSAIRE

ACP : analyse en composantes principales

AD : muscles *adductors*

AEM : angle d'efficacité maximale où le moment de force maximal est atteint ou angle optimal

BF : muscle *biceps femoris*

BIAD : mécanisme de tiroir antérieur induit par la chaussure de ski (de l'anglais *Boot Induced Anterior drawer*)

CE : Coupe d'Europe

CM : Coupe du Monde

CMJ : saut en contremouvement (de l'anglais *countermovement jump*)

CMV : contraction maximale volontaire

CMVI : contraction maximale volontaire isométrique

Con : concentrique

DH : descente (de l'anglais *Downhill*)

EMG : électromyographie

ET : écart-type

exc : excentrique

FFS : Fédération Française de ski

FIS : Fédération Internationale de Ski

F_{TL} : force résultante en direction latérale

g : accélération de la pesanteur

GRF : forces de réaction au sol (de l'anglais *Ground Reaction Forces*)

GS : Slalom Géant (de l'anglais *Giant Slalom*)

HYP : hypoxie normobarique

IJ : ischio-jambiers

JE : jambe extérieure au virage

JI : jambe intérieure au virage

LCA : ligament croisé antérieur

MT : moment de force maximal (de l'anglais *Maximal Torque*)

MDF : fréquence médiane du spectre de puissance

MNF : fréquence moyenne du spectre de puissance (de l'anglais, *mean power frequency*)

MI : membre inférieur

NOR : normoxie

Q : quadriceps

R : résultante de la force de réaction sur le skieur

Ratio IQ : ratio de force ischio-jambiers / quadriceps

RC = ischio-jambiers con / Qcon, ratio conventionnel IQ de moment de force maximal concentrique/concentrique non spécifique à l'angle

RC_θ = ischio-jambiers con_θ / Qcon_θ, ratio conventionnel IQ de moment de force concentrique/concentrique spécifique à l'angle

RC_{max} : ratio conventionnel des pics de couples maximaux

RF : muscle *rectus femoris*

RF_θ : ratio fonctionnel spécifique à l'angle articulaire

RF_{max} : ratio fonctionnel des pics de couples maximaux

RFKE = ischio-jambiers exc / Qcon, ratio fonctionnel IQ de moment de force maximal excentrique/concentrique non spécifique à l'angle, représentant l'extension du genou

RFKF = ischio-jambiers con / Qexc, ratio fonctionnel IQ de moment de force maximal concentrique/excentrique non spécifique à l'angle, représentant la flexion du genou

RFKE_θ = ischio-jambiers exc_θ / Qcon_θ, ratio fonctionnel IQ de moment de force excentrique/concentrique spécifique à l'angle, représentant l'extension du genou

RFKF_θ = ischio-jambiers con_θ / Qexc_θ, ratio fonctionnel IQ de moment de force concentrique/excentrique non spécifique à l'angle, représentant la flexion du genou

ROM : secteur angulaire (de l'anglais *range of motion*)

RER : taux de développement de l'activation EMG (de l'anglais *rate of EMG rise*)

RFD : taux de développement de la force (de l'anglais *rate of force development*)

RMS : erreur quadratique moyenne (de l'anglais *root mean square*)

RTD : taux de développement du moment de force (de l'anglais *rate of torque development*)

SG : Super Géant ou Super G

SJ : saut vertical de type *squat jump*

SL : Slalom Spécial

SMST : muscles *semimembranosus* et *semitendinosus*

SPEED : Groupe Vitesse (Descente et Super G)

SPM : cartographie statistique paramétrique (de l'anglais *Statistical Parametric Mapping*)

TECH : Groupe Technique (Slalom et Géant)

VM : muscle *vastus medialis*

VL : muscle *vastus lateralis*

TABLE DES ILLUSTRATIONS

FIGURES

Figure 1.1 : Triple partition du virage de ski	22
Figure 1.2 : Quadruple partition du virage de ski	22
Figure 1.3 : Partition double ou triple du virage de ski.....	23
Figure 1.4 : Description cinétique d'un virage de ski	24
Figure 1.5 : Le cycle de ski.....	27
Figure 1.6 : Définition des jambes intérieure et extérieur pendant le cycle de ski	27
Figure 1.7 : Découpage des phases excentrique et concentrique	27
Figure 1.8 : EMG lors des phases excentrique et concentrique.....	27
Figure 1.9 : Comparaison du cycle de SL lors du ski sur neige et sur ergomètres	28
Figure 1.10 : Séquence du double virage composant le cycle de SL.....	29
Figure 1.11 : Activité EMG du RF et du VM lors du cycle de SL	29
Figure 1.12 : EMG du VL pendant le double virage.....	30
Figure 1.13 : Angles du genou lors de virages coupés en ski de loisir	30
Figure 1.14 : Intensité EMG moyenne et tracé des fréquences moyennes pendant le cycle de ski.....	30
Figure 1.15 : Intensité EMG et fréquence moyenne pendant le cycle de ski.....	31
Figure 1.16 : Angles du genou et EMG chez 2 moniteurs de ski opérés	32
Figure 1.17 : Tracés bruts de l'EMG du VL et de l'angle du genou	32
Figure 1.18 : Découpage des virages d'après le point de croisement des angles des genoux.....	32
Figure 1.19 : Découpage cinétique (seuil de force) des phases du virage	34
Figure 1.20 : Courbes de l'angle du genou et de la force en GS et SL.....	35
Figure 1.21 : Angle du genou et force en GS lors de virages coupés chez des skieurs élite	36
Figure 1.22 : Evolution de la force de réaction au sol lors d'un virage en Géant	36
Figure 1.23 : Temps forts et faibles en ski	37
Figure 1.24 : Les phases fonctionnelles du cycle d'après la charge	37
Figure 1.25 : Périodes excentrique et concentrique du cycle de ski.....	39
Figure 1.26 : Comparaison EMG et cinématique du virage coupé et du virage parallèle.....	42
Figure 1.27 : Organigramme concernant l'EMG en ski alpin.....	61
Figure 1.28 : Comparaison ancienne de l'activité EMG en SL et GS	69
Figure 1.29 : Tracé historique des activations musculaires en GS et SL	70
Figure 1.30 : Organigramme concernant l'isocinétisme en ski alpin	100
Figure 2.1 : Données brutes isocinétiques.....	118

Figure 2.2 : Identification des muscles	118
Figure 2.3 : Interpolation et découpage des contractions isocinétiques.....	119
Figure 2.4 : Analyse statistique SPM{F} pour le moment de force du quadriceps.....	120
Figure 2.5 : Tests post hoc SPM{t} pour le moment de force du quadriceps	120
Figure 2.6 : Unité TPM portative	124
Figure 2.7 : Skieur équipé au départ d'une manche de Géant	125
Figure 2.8 : Matériel embarqué sur la piste.....	125
Figure 2.9 : Placement des électrodes.....	126
Figure 2.10 : Extraction du signal brut.....	126
Figure 2.11 : Identification du début de la manche.....	128
Figure 2.12 : Synchronisation des manches de ski.....	129
Figure 2.13 : Routine de découpage des virages	129
Figure 2.14 : Cycle de ski déterminé d'après la jambe droite.....	130
Figure 2.15 : Analyse inter-manche lors d'une session de GS	131
Figure 2.16 : Analyse intra-manche lors d'une session de SL	132
Figure 2.17 : Suppression des artefacts	133
Figure 2.18 : Calibration des goniomètres.....	134
Figure 2.19 : Définition des angles du genou et de la hanche	134
Figure 2.20 : Contractions isométriques maximales volontaires	135
Figure 2.21 : Enregistrement de la force lors des CMV isométriques.....	135
Figure 2.22 : Processus d'indexation des métadonnées.....	137
Figure 2.23 : Analyse EMG inter-manches pour le <i>vastus medialis</i>	137
Figure 2.24 : Analyse EMG inter-manches pour le <i>rectus femoris</i>	137
Figure 3.1 : Installation sur le CON-TREX avec l'Altitrainer.....	146
Figure 4.1 : Comparaison SPM du Slalom et du Géant	272
Figure 4.2 : Description cinématique et EMG du Super G, Géant, Slalom et <i>Freestyle</i>	272
Figure 4.3 : Analyse d'une session de Slalom	273
Figure 4.4 : Analyse d'une session de Super G	275
Figure 4.5 : Comparaison du Géant et du Super G	276
Figure 4.6 : Analyse d'une session de descente.....	277
Figure 4.7 : Activité EMG et accélération résultante	279
Figure 4.8 : Profils individuels d'activation musculaire.....	280
Figure 4.9 : Comparaison SPM de l'EMG en Slalom et en Géant.....	282
Figure 4.10 : Graphes de densité 2D : position de la hanche et vitesse angulaire	285
Figure 4.11 : Modélisation des longueurs musculaires.....	289
Figure 4.12 : Graphe des variables de l'Analyse en Composantes Principales	291

Figure 4.13 : Graphe des individus de l'Analyse en Composantes Principales	292
Figure 4.14 : Activations EMG en fonction du sexe et de la discipline	296

TABLEAUX

Tableau 1.a : Articles concernant l'EMG en ski alpin avec expérimentation sur piste.	62
Tableau 1.b : Articles comportant des mesures EMG en conditions simulées de ski alpin en laboratoire	65
Tableau 2.a : Amplitudes EMG moyennes pour 12 muscles en SL et GS (reproduit d'après Hintermeister et coll., 1995)	71
Tableau 2.b : Amplitudes EMG pics pour 12 muscles en SL et GS (reproduit d'après Hintermeister et coll., 1995)	72
Tableau 3 : Force isométrique et isocinétique chez les skieurs alpins élite ou loisir	101
Tableau 4 : Protocole isocinétique de la Fédération Française de Ski.	117
Tableau 5 : Données anthropométriques	123
Tableau 6 : Description des données par discipline.....	132
Tableau 7 : Base de données sans figures.	138
Tableau 8 : Base de données avec figures.	143
Tableau 9 : Qualité de représentation (\cos^2) et contribution des variables de l'ACP	290

RESUME

L'objectif général de ce travail est de caractériser la fonction neuromusculaire des skieurs alpins élite, notamment au regard de leur spécialité, afin d'améliorer les procédures de tests isocinétiques réalisés en routine. La première partie de ce travail est une revue de littérature, la seconde partie décrit la méthodologie générale et la troisième partie présente les résultats et publications en cinq chapitres. Au chapitre I, un protocole de fatigue isocinétique à $180^{\circ}.s^{-1}$ montre le manque de sensibilité du pic de couple comparé au taux de développement de force pour détecter les baisses de forces induites par la fatigue et/ou les conditions environnementales. Au chapitre II, une nouvelle méthode d'analyse des tests isocinétiques par cartographie statistique paramétrique (SPM) est utilisée pour analyser la force des muscles extenseurs et fléchisseurs de la cuisse chez des skieurs en fonction du sexe et de la discipline de spécialité. L'analyse traditionnelle des tests isocinétiques via les pics de couples s'est révélée moins performante que l'analyse SPM pour détecter des différences entre les sous-groupes. Les femmes présentent des déficits du ratio ischio-jambiers / quadriceps uniquement vers l'extension du genou. Les chapitres III à V rapportent des résultats de terrain pour mettre en avant les demandes spécifiques du ski de haut niveau. Les chapitres III-IV présentent une analyse scalaire des phases du cycle de ski afin d'avoir des points de comparaison avec la littérature, ainsi qu'une mise à jour de celle-ci prenant en compte les évolutions techniques en ski alpin de ces dernières années. En particulier l'isolement d'une phase isométrique permet de mieux caractériser les disciplines de vitesse. Au chapitre V, la méthode SPM est utilisée pour analyser les effets de la discipline alpine sur la structure du cycle de ski. La séquence des activations ainsi que leur niveau varient selon la discipline et le muscle étudiés.

Mots clés : ski alpin, isocinétisme, électromyographie, sports d'hiver, ratio ischio-jambiers/quadriceps, prévention des blessures

Contribution to the neuromuscular analysis of elite alpine skiers during isokinetic assessment and on-hill racing

ABSTRACT

The overall aim of this PhD is to characterize the neuromuscular function of elite alpine skiers with respect to their specialty to enhance isokinetic screening protocols. The first part of this work is a review of the literature, the second part describes the general methods used for the experimental protocols. The third part presents the results and publications in five chapters. In the first chapter, a fatiguing task at $180^{\circ}.s^{-1}$ shows that peak torque is less sensitive than rapid torque development to fatigue and/or environmental conditions. In the chapter II, a new method called Statistical Parametric Mapping (SPM) is used to describe thigh muscle torque of the skiers with respect to sex and discipline factors. The SPM analysis allows detecting sub-group differences that could not be detected via a traditional scalar analysis of the peak torques. For example, females display hamstrings-to-quadriceps ratio deficits toward knee extension only. Chapters III to V report on-snow data to characterize the specificities of the alpine skiing disciplines. Chapters III-IV showed a joint kinematic and EMG scalar analysis of the ski cycle to allow comparison with the literature and update it after the major changes of the last twenty years. In particular, the individualization of an isometric phase leads us to better characterize the speed disciplines. In Chapter V, the SPM method applied in chapter I is used to analyze the discipline effect on the ski cycle structure. Activation pattern and EMG level vary according to the disciplines and muscles studied.

Keywords: alpine skiing, isokinetic testing, electromyography, winter sports, hamstrings-to-quadriceps ratio, injury prevention

INTRODUCTION GENERALE

Le ski alpin est un sport complexe comportant des tâches motrices de coordination, d'équilibre, d'agilité et de force [317]. La pratique compétitive nécessite des compétences techniques mais également de l'endurance pour tenir jusqu'au bout d'une longue saison [306]. De manière générale, la performance des skieurs alpins élite nécessite un haut niveau de puissance aérobie et de force musculaire mesurée en isocinétisme [218]. En effet, la capacité à générer et maintenir une force élevée est importante en ski en termes de performance mais également de prévention des blessures. Des études anciennes rapportent des niveaux de force élevés lors de contractions isométriques ou excentriques lentes des extenseurs de la jambe [35] ainsi qu'une relation entre la force excentrique des extenseurs et fléchisseurs du genou avec le niveau de performance [5]. Cependant, bien que les traumatismes du genou soient parmi les blessures les plus courantes en ski alpin avec 62% des blessures graves [95], les caractéristiques musculaires des extenseurs et fléchisseurs du genou des skieurs restent relativement peu ou partiellement étudiées.

Le développement des tests isocinétiques dans les années 80-90 a permis de caractériser précisément les forces produites par divers athlètes. La fonction musculaire de la cuisse et de l'articulation du genou ont été décrites par le ratio conventionnel ischio-jambiers/quadriceps (IQ) [161]. Ces tests ont également permis d'identifier qu'un déséquilibre des ischio-jambiers (IJ) par rapport au quadriceps (Q) [72] ou qu'une asymétrie de force trop marquée entre les deux jambes [226] pouvaient augmenter les risques de blessures du genou, notamment dans les sports collectifs [69]. Contrairement au ski alpin, les facteurs de risque au point de vue neuromusculaire ont été largement étudiés dans les sports collectifs pour lesquels des normes ont été proposées. Appliquant un principe de précaution, la préparation physique des sportifs de haut niveau cherche à limiter la survenue des blessures grâce à un renforcement spécifique et équilibré des différentes masses musculaires. L'évaluation médico-sportive de pré-saison vise à détecter les skieurs à risque de blessure afin d'agir sur des facteurs de risque modifiables tels que les caractéristiques neuromusculaires des skieurs. Cependant, ni l'évaluation isocinétique régulière ni les modalités de renforcement isocinétique en réathlétisation n'ont pas empêché une skieuse de mon groupe très talentueuse de se blesser trois fois au même genou à un an d'intervalle, malgré des tests considérés comme bons, ce qui a conduit à l'arrêt précoce de sa carrière sportive. Le manque d'efficacité des tests isocinétiques actuels réalisés pour les skieurs en prévention primaire ou secondaire des blessures a soulevé la question de leur validité et de leur spécificité pour cette population.

Partant de ce constat de terrain, une confrontation des tests isocinétiques aux données de terrain actuelles nous a semblé nécessaire afin de les rendre plus pertinents au regard du ski alpin.

La plupart des investigations isocinétiques en ski alpin ont décrit la fonction des ischio-jambiers et du quadriceps des skieurs en isolant ces groupes musculaires [5,127,167,290] et plus rarement avec des ratios réciproques [155,218]. Cependant, les contractilités des ischio-jambiers et du quadriceps devraient être considérées simultanément lorsque l'on étudie les propriétés musculaires en tant que forces stabilisantes du genou chez des skieurs élite [306]. De plus, les ratios IQ dits conventionnels ou fonctionnels traditionnellement utilisés sont artificiellement reconstruits à partir des moments de force maximaux, bien qu'ils ne soient pas atteints aux mêmes angles du genou. Ainsi, les courbes de moment de force/angle sont plus informatives que les valeurs scalaires maximales habituellement extraites de ces courbes qui négligent la relation force/longueur du muscle. De plus, considérant le fait que la rupture du ligament croisé antérieur (LCA) en ski alpin se produit typiquement dans une fenêtre temporelle inférieure à 200 ms [30], un examen des capacités de développement rapide de la force ainsi que de la relation force/angle pourrait permettre d'avoir une compréhension plus fine du profil neuromusculaire des skieurs d'élite par rapport aux valeurs de moments de force maximaux retrouvés dans la littérature.

L'arrivée des skis paraboliques a modifié les compétences techniques requises chez les athlètes et donc la demande neuromusculaire [209]. L'EMG de surface a précédemment été utilisée en ski alpin pour étudier l'influence des techniques, du degré d'expertise, des positions, du matériel, des processus d'apprentissage moteur et de l'entraînement [63,168,184,206,221,312,314]. Toutefois, ces études de terrain anciennes ont été réalisées principalement avant l'apparition des skis paraboliques [34,35,137,138]. Par conséquent, même si quelques études concernent le haut niveau, il y a peu ou pas d'informations récentes disponibles sur le contrôle neuromusculaire des skieurs d'élite. Or, les modalités d'évaluation et d'entraînement neuromusculaires devraient être spécifiques au ski et même à chacune des 4 disciplines alpines en termes de contractions musculaires, de niveau d'activation, de plage angulaire et de vitesse angulaire [175]. En effet le renforcement musculaire développe des caractéristiques de force en rapport étroit avec les régimes de contractions, de longueurs musculaires et d'angles articulaires [300]. Une analyse de la cinématique articulaire du genou et de la hanche et de l'activité électromyographique (EMG) des muscles de la cuisse lors de l'activité du ski a donc semblé nécessaire pour mieux comprendre le fonctionnement des muscles de la cuisse du skieur en fonction de l'angle articulaire et de la discipline.

En résumé, plusieurs champs de la littérature concernant les aspects neuromusculaires du skieur d'élite méritent d'être ré-explorés :

1/ Profil isocinétique :

- Le manque d'informations sur le profil isocinétique des skieurs de haut niveau ne permet pas de déterminer les caractéristiques des skieurs élite et de fixer des valeurs de référence.
- Les critères actuels (moments de force maximaux, ratios IQ) ne sont pas suffisamment discriminants au regard de la performance ou de la blessure.
- Il est donc nécessaire de définir des critères de réponses musculaires lors des tests isocinétiques afin de caractériser les déficits potentiels et les modalités d'exercices et de rééducation propres aux skieurs élite et à chaque discipline alpine. Ces critères incluent le taux de développement rapide du moment de force et de l'EMG, les ratios continus spécifiques à l'angle, etc.

2/ Profil cinématique et EMG :

- Le manque d'informations EMG en situation de ski ne permet pas de déterminer si les programmes actuels de préparation physique et de rééducation répondent aux contraintes neuromusculaires de l'activité.
- Une réactualisation du profil EMG des skieurs de compétition semble nécessaire depuis le ski *carving*.
- L'étude des disciplines de vitesse est également inexistante en raison des contraintes matérielles qui ne permettaient pas jusqu'alors l'enregistrement en situation réelle d'entraînement ou de compétition.
- Il est donc nécessaire de caractériser l'activité musculaire au cours des différentes disciplines du ski alpin. Cette caractérisation devrait inclure une analyse similaire à celle réalisée dans le cadre des tests isocinétiques notamment par des méthodes d'analyse continue (SPM) afin d'obtenir des informations sur l'évolution des contraintes neuromusculaires au cours du cycle de ski.

Au vu de la littérature, la motivation de cette thèse était la prévention des blessures du genou chez le skieur par une meilleure compréhension des demandes et des capacités neuromusculaires des skieurs élite. Pour ce faire, cinq sous-objectifs ont été définis en partant des tests isocinétiques existants pour s'orienter vers des approches innovantes permettant de

définir les besoins spécifiques au ski de haut niveau. Le premier objectif de cette thèse était de déterminer les caractéristiques neuromusculaires des skieurs élite lors de tests isocinétiques et leur sensibilité à la fatigue et l'hypoxie, ceci en analysant le facteur complémentaire qu'est le RTD (Partie 3, Chapitre I). Le deuxième objectif était de déterminer les effets du sexe et de la spécialité (Technique vs Vitesse) sur les caractéristiques isocinétiques des skieurs élite, ceci notamment en utilisant une nouvelle analyse SPM (Partie 3, Chapitre II). Les objectifs trois et quatre étaient de caractériser les variations d'angles du genou et de la hanche associés à l'activité EMG dans les différentes disciplines alpines (Partie 3, Chapitres III et IV). Enfin, le cinquième objectif était d'appliquer la méthode SPM proposée lors des tests isocinétiques à l'analyse du ski (Partie 3, Chapitre V).

PARTIE 1 : REVUE DE LITTERATURE

I. LE SKI ALPIN

1. Disciplines alpines

Le ski alpin est une activité sportive complexe dont les aspects physiologiques, techniques et tactiques sont importants pour une performance optimale [128,306]. Le skieur doit gérer l'accroissement de vitesse par une coordination complexe entre le haut et le bas du corps tout en exécutant des virages bidirectionnels répétés, par des mouvements brefs, intenses, erratiques, cycliques et variables. Les muscles autour des articulations du genou, de la cheville et de la hanche doivent être renforcés pour effectuer des virages harmonieux en appliquant une technique de prise de carres adaptée.

Le ski de compétition regroupe deux épreuves techniques, le Slalom (SL) et le Slalom Géant (GS) ; et deux épreuves de vitesse, le Super Géant (SG) et la Descente (DH). Elles sont classées selon le dénivelé, la vitesse, la distance entre les portes et le terrain. Lors des épreuves de vitesse, le skieur suit la ligne de pente et peut atteindre $\approx 140 \text{ km.h}^{-1}$. Une course de DH dure entre 2-3 min et une course de SG qui comporte plus de virages mais couvre une distance moindre dure habituellement 1-2 min. Les skis longs et droits apportent de la stabilité à haute vitesse. Lors des épreuves techniques, les skieurs atteignent une vitesse moindre, entre $20\text{-}60 \text{ km.h}^{-1}$. Un GS dure 60-90 s tandis qu'un SL dure 45-60 s et comporte des virages très courts. Les skieurs doivent effectuer des virages coupés beaucoup plus rapprochés, donc les caractéristiques du ski telles que la ligne de cote, le rayon, la rigidité/flexibilité du matériau sont des facteurs très importants [306].

Parmi les disciplines alpines, le SL se caractérise par un style très dynamique, une répartition des charges synchrone sur la jambe intérieure (JI) et la jambe extérieure (JE) et un temps d'exposition bref aux charges fortes [175]. L'aspect de la courbe des forces de réaction au sol (GRF) en SL montre une brève période de charge quasi-statique et indique un taux de développement de la force (RFD) supérieur au GS sur les deux jambes [175]. Le SL nécessite une gestion rapide de la coordination des actions pour s'adapter au changement de rythme provoqué par les figures (doubles, triples, bananes) et un pilotage précis pour limiter le chemin parcouru.

En GS, on observe sur la JE des charges supérieures par rapport à la JI, dans un mode de contraction quasi-isométrique, à $\sim 122^\circ$ (plage angulaire $[95\text{-}138^\circ]$) de flexion du genou (angle ouvert, $180^\circ =$ extension du genou). On observe sur la JI des charges inférieures dans un mode excentrique-concentrique autour de $\sim 88^\circ$ (plage angulaire $[67\text{-}113^\circ]$) de flexion du genou, angle plus fermé qu'en SL [175]. Ainsi même entre les deux disciplines techniques, il

existe des différences notables en termes de plages angulaires articulaires et de courbes force/temps avec des durées de virage de ~ 0.86 s pour le SL et de ~ 1.39 s pour le GS [175,295].

En ski de vitesse, les virages sont plus longs (3-4 s) et la vitesse plus élevée ce qui implique des contractions pseudo-isométriques ($\approx 20^\circ \cdot s^{-1}$) prolongées [34]. Ces contractions musculaires sont concomitantes de forces supérieures réparties progressivement pendant le virage avec des angles du genou très fléchis. Le SG s'apparente au GS avec des contraintes de vitesse, de saut, et de prise de risque plus importantes. Cette discipline demande une adaptation immédiate à l'environnement, des qualités de pilotage et d'anticipation « instinctives ». En descente, la composante de glisse doit être développée au maximum en faisant varier les forces de contact ski-neige, tout en maintenant une position de recherche de vitesse aérodynamique efficace. Cette discipline nécessite un alliage de vitesse et de précision lors du pilotage car la prise de risque est maximale, notamment lors du passage de sauts longs ($> 60m$) et hauts (jusqu'à 5m). Ainsi le ski alpin comporte des sous-spécialités qui prennent des caractéristiques dissemblables voire opposées.

2. Caractéristiques du cycle de ski et méthodes de découpage

Le virage en ski alpin est un élément fondamental pour passer les portes et réguler la vitesse en ski de compétition. Le découpage des virages en phases individualisées est une approche classique. Les principales méthodes d'analyse des mouvements du skieur permettent de découper les virages en plusieurs phases en se basant sur des données cinématiques et/ou cinétiques. Le ski alpin est un mouvement continu qui comporte des phases alternées d'appui (conduite du virage) [207] et d'allègement (changement de carres) de façon symétrique pour les deux jambes. Selon les méthodes utilisées pour découper les cycles de virages en ski alpin, les résultats en termes d'activation musculaire et de variations des angles articulaires peuvent être très différents. C'est pourquoi nous nous attacherons à décrire les méthodes utilisées dans la littérature pour expliquer nos choix méthodologiques. Dans notre étude, un cycle de ski sera défini comme un double virage incluant un changement de carres suivi d'un virage à gauche (JI) puis d'un autre changement de carres suivi d'un virage à droite (JE).

2.1. Découpage cinématique

La cinématique est l'étude des mouvements indépendamment des causes qui leurs donnent naissance alors que la dynamique est l'étude des forces. Certains auteurs ont combiné des analyses cinématiques avec des mesures de forces agissant sur les skis [209]. Ces auteurs décrivent les phases du virage en se basant sur les changements de forces observés.

2.1.1. Utilisation de la vidéo

Pour des virages dits « acycliques », Müller distinguait en 1994 une phase de *steering* ou conduite du virage pendant laquelle les skis étaient en position de traverse hors de la ligne de pente, et une phase de déclenchement où les skis changeaient de carres et tournaient dans une autre direction. Au contraire, la technique des virages courts dynamiques était caractérisée par un rythme « cyclique » sans véritable traverse et le centre de masse du skieur déviait de façon minime par rapport à la ligne de pente. Müller a donc découpé les virages en phases de déclenchement et de conduite et les a distingués par des caractéristiques spécifiques au mode de déclenchement (vers le haut ou vers le bas). En se basant sur une analyse vidéo des positions du skieur, Müller et coll. [207] ont défini un peu plus tard plus précisément 3 phases du virage : déclenchement, conduite I, conduite II [207]. La phase de déclenchement comportait un changement de carres, la conduite I un virage dans la ligne de pente, et la conduite II un virage hors de la ligne de pente (**Figure 1.1**).

Hintermeister et coll. [137] ont utilisé une analyse qualitative vidéo pour faire correspondre les phases du virage avec l'EMG [137]. Lors d'une première tentative de découpage les auteurs ont essayé de partitionner les virages de GS en quatre phases (préparation, déclenchement, conduite, complétion). Cependant, devant la difficulté de distinguer les phases de préparation et de déclenchement, ils ont utilisé trois phases en GS : déclenchement, conduite et complétion virage. La phase de déclenchement du virage se caractérisait par un changement d'appui du ski extérieur (aval) du précédent virage au ski amont (futur ski extérieur) du prochain virage. Le transfert de poids s'accompagnait d'un changement de carres et de direction vers la ligne de pente. L'augmentation de la prise de carres durant la phase de conduite du virage se faisait par l'inclinaison du corps vers le centre du virage et l'abaissement du centre de masse du skieur. La phase de complétion se caractérisait par une augmentation de pression sur les talons des skis et une extension du skieur à partir de sa position basse vers une position plus équilibrée. Pour le SL il était difficile de considérer une phase de complétion en raison de la brièveté des virages. La

trajectoire du skieur était plus directe dans la ligne de pente et ne comportait pas les traversées observées en GS. Les virages de SL ont donc été partitionnés en deux phases, le déclenchement et la conduite du virage. Trois experts ont effectué cette partition subjective d'après les vidéos. Le découpage des phases EMG était ensuite donné par les limites des phases déterminées d'après la vidéo. Dans cette étude de référence, les auteurs ont analysé l'EMG pic et moyen pour un seul virage (virage numéro 4) en jambe extérieure (JE) uniquement, en combinant les phases de conduite et de complétion du virage pour comparer SL et GS (cf. chapitre II).

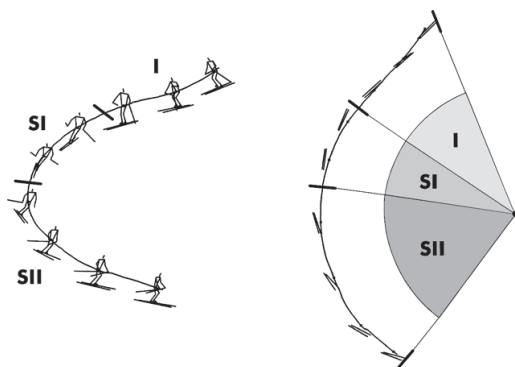


Figure 1.1 : Triple partition du virage de ski (tirée de Müller et coll., 1998). Un virage parallèle montrant la trajectoire du centre de masse avec les limites des différentes phases (I = phase d'initiation ou zone de déclenchement; SI = *steering 1* ou première phase de conduite du virage; SII = *steering 2* ou deuxième phase de conduite du virage).

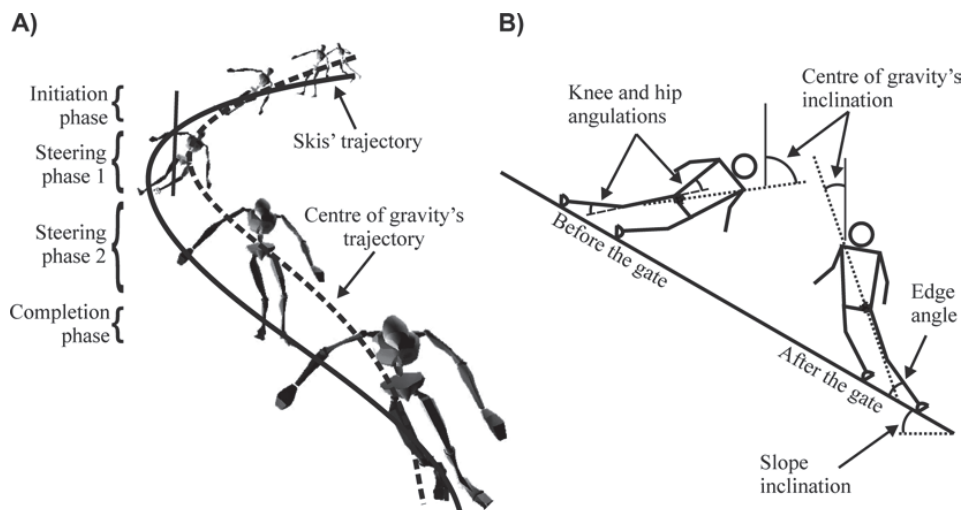


Figure 1.2 : Quadruple partition du virage de ski (tirée de Supej et coll., 2015). A. illustration dans le plan frontal du mouvement du centre de gravité durant les phases du virage en ski de Slalom B. angulations latérales des genoux et hanches, inclinaison du centre de gravité, avant et après la porte. Les angulations latérales sont les projections des angles articulaires sur un plan perpendiculaire à la vitesse du centre de gravité. Les virages de Slalom sont partitionnés en 4 phases : IP (*initiation phase* ou zone de déclenchement), *steering 1*, *steering 2* (conduite du virage : phases 1 et 2), complétion.

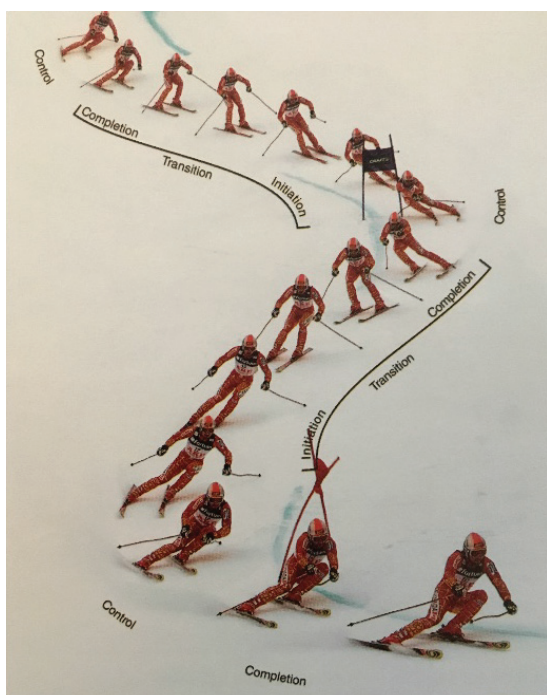


Figure 1.3 : Partition double ou triple du virage de ski (tirée de Ron Le Master, 2010, Ultimate Skiing, p35). Manche de Géant. Les virages sont subdivisés en 3 phases : *initiation* (déclenchement), contrôle, complétion. Lorsque les virages sont enchaînés sans phase de traversée, la complétion du virage et le déclenchement du premier virage suivant se confondent en une phase de transition fluide. Pendant la phase de contrôle du virage, le skieur change de direction.

Pour Hintermeister et coll. [138] le découpage des virages était effectué d'après l'analyse vidéo en prenant cette fois le point de croisement du skieur avec ses skis. A la fin du virage le skieur passait d'une position très fléchie à une position plus redressée. Le skieur transférait son poids du ski extérieur du précédent virage vers le ski amont ou ski extérieur du futur virage. Le début et la fin de chaque virage étaient définis par le point temporel médian de cette séquence c'est-à-dire lorsque le centre de gravité du skieur croisait au-dessus de ses skis. Supej et coll. [296] ont défini la fin du virage (qui indiquait automatiquement le début du virage suivant) lors d'une analyse cinématique en se basant sur l'intersection de la trajectoire du centre de gravité du corps avec celle de l'axe des skis.

Zeglinski et coll. [137] ont également basé le découpage des virages sur l'analyse vidéo pour déterminer deux phases (déclenchement et conduite) en SL, sur le modèle précédent. Le début de la phase de déclenchement était déterminé sur la vidéo par les caractéristiques suivantes : ski amont à plat sur la neige dans le plan frontal, skieur debout, pelvis en position neutre [331]. Un changement de position du corps et de l'orientation des skis indiquait le début de la phase de conduite du virage. La mise sur la carre du ski aval déclenchait le virage et le centre de masse du skieur (estimé d'après les vidéos) commençait à se diriger vers le bas et le centre du virage par rapport à la porte de SL. Au milieu et à la fin de la phase de conduite du virage, le centre de masse du skieur se déplaçait vers le haut et s'éloignait du centre de l'arc dessiné par le virage en préparation du futur virage.

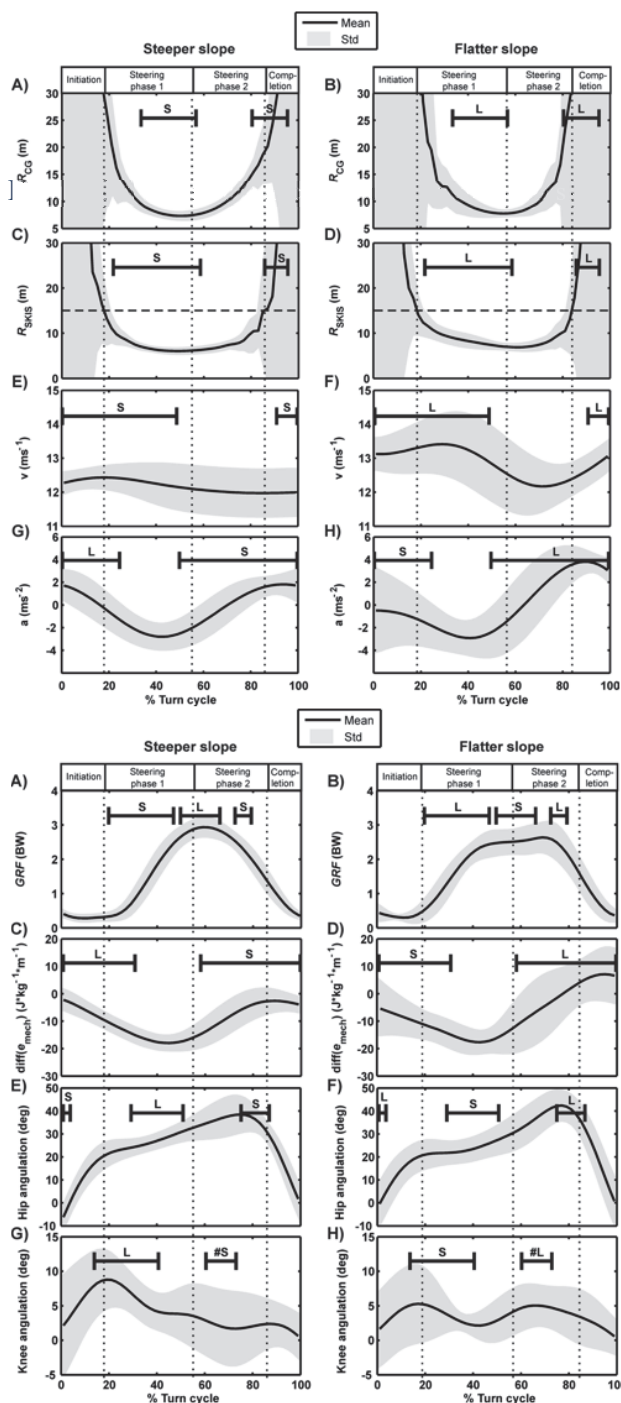


Figure 1.4 : Description cinématique d'un virage de ski (tirée de Supej et coll., 2015).


Panneau supérieur : le schéma montre (A) le centre de gravité du radius du virage (R_{CG}) pour une forte ou (B) faible pente ; (C) le radius des skis pendant le virage (R_{SKIS}) pour une forte ou (D) faible pente ; (E) la vitesse absolue (v) pour une forte ou (F) faible pente ; (G) l'accélération (a) pour une forte ou (H) faible pente. Les intervalles de différences significatives ($p < 0.05$) entre les pentes faibles et fortes sont marqués par une ligne horizontale épaisse. Les valeurs plus grandes ou plus petites sont indiquées par L et S respectivement.

Panneau inférieur : le schéma montre (A) les forces de réaction au sol (GRF) pour une forte ou (B) faible pente ; (C) l'énergie mécanique différentielle spécifique ($diff[e_{mech}]$) pour une forte ou (D) faible pente ; (E) l'angulation du genou pour une forte ou (F) faible pente ; (G) l'angulation de la hanche pour une forte ou (H) faible pente. Les intervalles de différences significatives ($p < 0.05$) entre les pentes faibles et fortes sont marqués par une ligne horizontale épaisse. Les valeurs plus grandes ou plus petites sont indiquées par L et S respectivement.

Les technologies basées sur l'analyse du mouvement en 3D ont également fait leur apparition dans le champ de la recherche en ski alpin. Le GPS permettait de localiser le skieur [46] et d'autres systèmes comme le GNSS RTK combinaient un GPS et une centrale inertielle de capture du mouvement [293]. Si ces techniques permettaient de suivre les mouvements du skieur, elles n'ont pas permis une analyse spécifique des phases du virage [293]. Supej et coll. [294] ont découpé les cycles de SL en quatre phases (**Figure 1.2**) grâce à l'analyse vidéo et

l'utilisation du GNSS RTK: déclenchement, conduite phases 1 et 2, complétion. D'autres auteurs [181] parlent plutôt de phase de transition lors de la remise à plat des skis (phase de glisse) (Figure 1.3). Dans cette analyse du SL [294], la phase de transition a été divisée en deux phases consécutives (complétion du virage précédent et déclenchement du virage considéré) en se basant sur le point de repère temporel suivant : la trajectoire du centre de gravité croisait la trajectoire des skis, projetée orthogonalement sur la surface de la neige [293]. Finalement, la phase de conduite a été aussi divisée en deux parties en utilisant la position de la porte comme référence. Les caractéristiques du virage en termes d'accélération et de vitesse du skieur ont été représentées durant un cycle de ski (temps normalisé en % du cycle) (Figure 1.4). Les courbes permettent de donner des indications sur l'évolution temporelle des paramètres cinématiques (vitesse, accélération, angles du genou et de la hanche du skieur) en lien avec des paramètres cinétiques au cours du virage.

Fasel et coll. [92] ont proposé de calculer le point d'inflexion de la trajectoire du centre de gravité comme le changement de signe du signal dérivé de la trajectoire. Les analyses cinématiques fournissent des informations quantitatives sur les positions du skieur et des skis dans l'espace et expriment le mouvement en utilisant plusieurs caractéristiques cinématiques : trajectoire, angle, vitesse, vitesse angulaire, accélération, accélération angulaire. La caractérisation verbale basée sur les données cinématiques quantitatives est une méthode pratique pour l'amélioration de la technique des skieurs. Un des avantages de cette approche descriptive est la possibilité d'analyser les mouvements du skieur en conditions réelles ce qui est très important pour les coureurs. Cependant, les désavantages de ces méthodes sont considérables : technologie lourde pour enregistrer les manches de ski (orientation 3D des caméras), temps d'analyse visuelle coûteux et manque d'information sur les forces en action.

 **En synthèse, un virage comporte habituellement une phase de déclenchement et une phase de conduite. Cependant, la séparation de ces différentes phases est basée sur l'analyse subjective des auteurs en fonction des positions du skieur. Les virages de ski ont été divisés en quatre phases [181,294], parfois trois [209] alors que d'autres auteurs n'ont utilisé que deux phases [309]. Cependant l'analyse cinématique des durées de virages fondée sur l'analyse subjective des expérimentateurs ne permet pas, à notre avis, d'acquérir des données objectives comparables entre les études.**

2.1.2. Utilisation du goniomètre et de l'EMG

L'étude phare de 1995 ayant servi de référence initiale remonte aux observations et conclusions de Berg et coll. [35] en GS sur huit skieurs masculins en équipe nationale suédoise. Lors de cette étude, les angles et les vitesses angulaires ont été mesurés par des électrogoniomètres, en plus des signaux EMG pour le quadriceps droit. Ces auteurs ont découpé les virages grâce au signal du goniomètre du genou, sans vidéo, et défini le début et la fin du virage comme les points consécutifs aux changements de carres [34,35]. Ils ont effectué un découpage des manches de ski en dix cycles de double virages et défini un cycle comme un virage à gauche (jambe droite = JE) encadré par ses deux demi virages à droite adjacents (jambe droite = JI) (**Figure 1.5**). Chaque cycle incluait donc deux angles minimaux et deux angles maximaux du genou et de la hanche pour la jambe instrumentée (jambe droite) (**Figures 1.6-1.7**).

Ils ont également défini les phases excentrique et concentrique des muscles extenseurs du genou d'après les angles minimal et maximal du genou (genou et hanche en extension = 180°). La phase de contraction musculaire excentrique était définie comme la phase où l'angle du genou partait d'un point maximum jusqu'à son minimum (**Figure 1.6**). La phase de contraction musculaire concentrique était définie comme la phase où l'angle du genou passait d'un point minimal à maximal. Les intervalles de temps entre ces minima et maxima ont été subdivisés en quatre fenêtres temporelles égales (**Figure 1.8**). Ainsi un total de 16 points divisait le cycle complet (virage à gauche + virage à droite).

A l'intérieur de chaque cycle, l'activité EMG était moyennée sur 8 fenêtres temporelles consécutives. L'angle du genou était maximal ($114 \pm 9^\circ$) en JE puis diminuait ensuite jusqu'à un minimum de $86 \pm 6^\circ$ pendant 1.0 ± 0.2 s (vitesse angulaire $\sim -30^\circ \cdot s^{-1}$) (**Figure 1.6**). Cette phase définie comme excentrique se terminait après le passage de la porte. Ensuite, l'angle du genou augmentait sur la JE et passait de $86 \pm 6^\circ$ à $104 \pm 6^\circ$ en ~ 500 ms (vitesse angulaire $\sim 40^\circ \cdot s^{-1}$), ce qui définissait la phase concentrique. L'aspect de la courbe de l'angle moyen de hanche coïncidait avec la courbe angulaire du genou. Les plus hautes valeurs EMG ($\sim 74\%$ de la contraction maximale volontaire, CMV) sur les extenseurs du genou étaient observées sur la fin de la phase excentrique. Sur la JE, l'activité EMG moyenne des vastes ($67 \pm 35\%$) était supérieure à celle de la phase concentrique ($48 \pm 24\%$). Sur la JI, les auteurs ont observé une phase excentrique (~ 1 s ; angle du genou $104 \pm 6^\circ$ à $66 \pm 6^\circ$; vitesse angulaire moyenne $\sim -40^\circ \cdot s^{-1}$) qui comportait la plus faible activité EMG des extenseurs du genou de tout le cycle de double virage. Ensuite l'angle du genou sur la JI augmentait en 1 s de $66 \pm 6^\circ$ à $114 \pm 9^\circ$ (vitesse angulaire $\sim 50^\circ \cdot s^{-1}$). Cette phase concentrique

comportait la même activation EMG que lors de la phase tardive concentrique en JE. Bien que constituant une première base de compréhension du cycle de ski, les conclusions données par cette étude étaient cependant limitées à la JE.

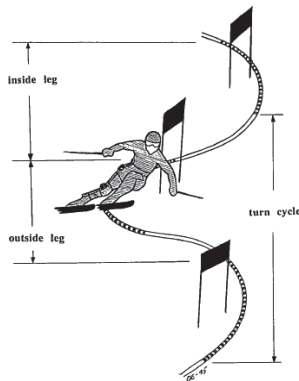


Figure 1.5: Le cycle de ski (tirée de Berg et coll., 1995). Illustration schématique d'un skieur équipé de goniomètres électriques articulés sur le membre inférieur droit. Il s'agit d'un tracé de Géant et parties hachurées de la ligne de course représentent les actions musculaires effectuées en mode excentrique tandis que les parties en blanc représentent les actions musculaires concentriques. Un cycle de ski est composé d'un virage à gauche (phase jambe extérieure) plus la moitié des deux virages adjacents vers la droite (phase jambe intérieure).

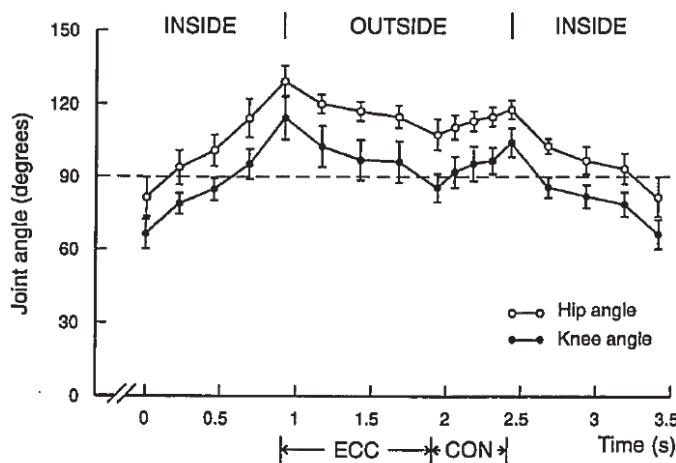


Figure 1.6: Définition des jambes intérieure et extérieure pendant le cycle de ski (tirée de Berg et coll., 1995). Les angles moyens du genou (cercle noir) et de la hanche (cercle blanc) de la jambe droite, représentés pour un cycle entier incluant un virage à gauche (jambe droite = jambe extérieure, OUTSIDE) et un virage à droite (jambe droite = jambe intérieure, INSIDE) en GS. Les valeurs sont moyennées sur 10 virages obtenus lors de 2 essais séparés et exprimés en moyenne \pm ET pour 8 skieurs élités.

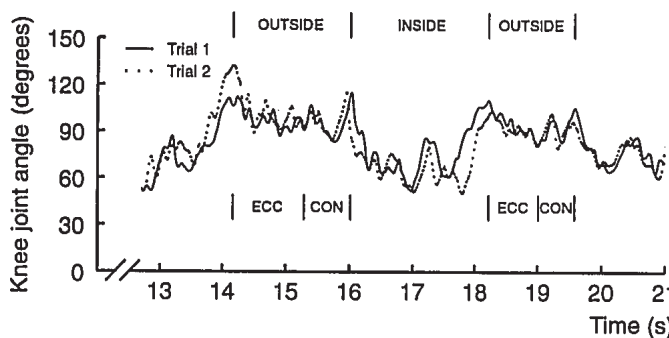


Figure 1.7: Découpage des phases excentrique et concentrique (tirée de Berg et coll., 1995). Signal brut de l'angle du genou de la jambe droite d'un sujet lors de 2 manches de ski consécutives en GS. 2 cycles complets sont représentés. Les virages à gauche où la jambe droite contrôle le ski extérieur sont appelés OUTSIDE. Les virages intermédiaires sont appelés INSIDE.

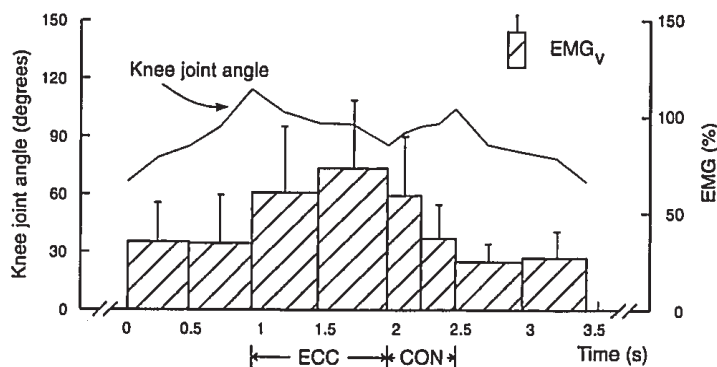


Figure 1.8: EMG lors des phases excentriques et concentriques (tirée de Berg et coll., 1995). Angle du genou moyen et EMG rectifié (% CMV) des vastes du quadriceps (EMG_v , barres hachurées) de la jambe droite, exprimés sur un cycle de GS entier comportant un virage à gauche et un virage à droite. Les valeurs sont moyennées sur 10 cycles lors de 2 manches séparées (moyenne \pm ET) pour 8 skieurs.

Plus récemment, d'autres auteurs ont aussi utilisé chez des athlètes un électrogoniomètre pour découper des virages de SL parallèlement aux mesures EMG (**Figure 1.9-1.11**) [229,230]. Ils ont mesuré les angles de flexion-extension du genou lors d'une session de SL comparativement à deux ergomètres de ski. L'angle du genou filtré a permis de définir des cycles de ski en suivant la définition de Berg et coll. [35]. Chaque cycle était défini entre deux valeurs minimales consécutives de l'angle de flexion du genou c'est-à-dire un virage à gauche plus les deux demi virages à droite adjacents (**Figures 1.9-1.11**) ($180^\circ =$ extension complète du genou). A l'intérieur d'un cycle, la phase excentrique des muscles *vastus medialis* et *rectus femoris* (RF) était définie entre le point maximal de l'angle du genou jusqu'à son prochain minimum. La phase concentrique s'étalait du point minimal de l'angle du genou jusqu'à son maximum [35,219]. Lors d'un cycle de mouvement sur neige, le genou droit partait d'une position fléchie ($1/2$ JI), atteignait son maximum d'extension vers 40% du cycle (JE) et maintenait cette position jusqu'au début de la flexion suivante ($\approx 65\%$ du cycle) pour effectuer la deuxième moitié du virage à droite ($1/2$ JI).

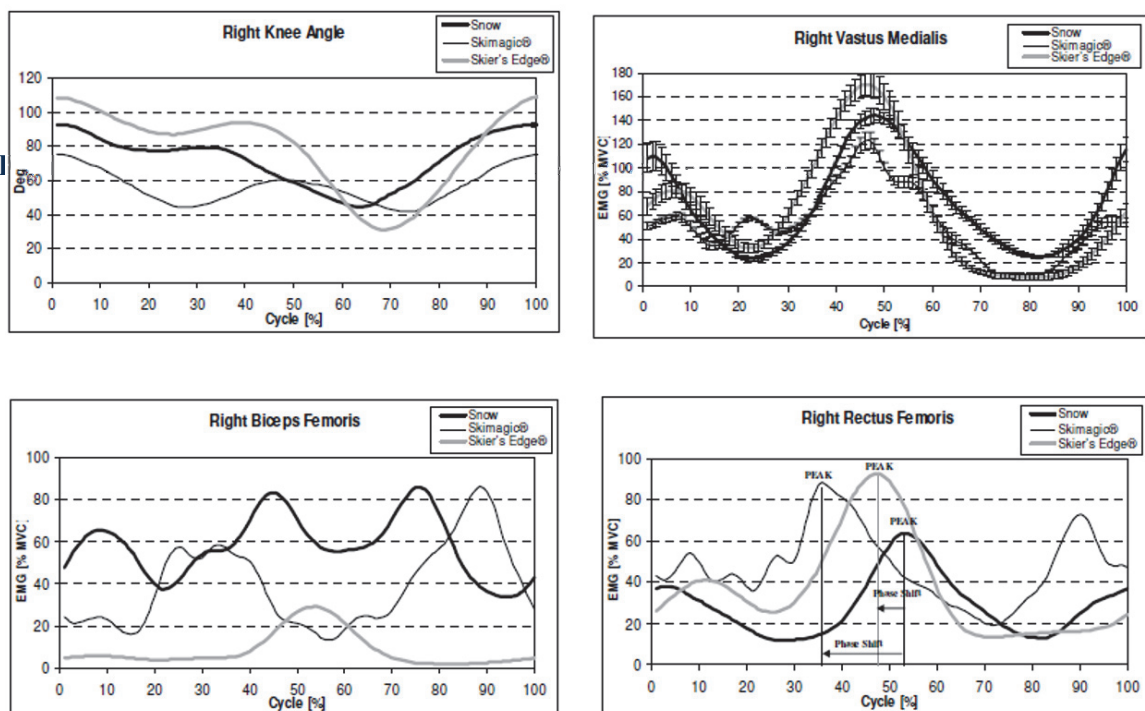


Figure 1.9 : Comparaison du cycle de SL lors du ski sur neige vs. ergomètres (tirée de Panizzolo, Petrone, et Marcolin 2010a). Les valeurs de l'angle du genou sur un cycle de virage de la jambe droite ($1/2$ JI, JE, $1/2$ JI) sont présentées sur la figure ci-dessus en haut à gauche (flexion $0^\circ =$ extension complète du genou, sujet debout). Courbes moyennes de l'activation EMG du *vastus medialis*, *biceps femoris*, *rectus femoris* au cours d'un cycle (valeurs exprimées en % de CMV).

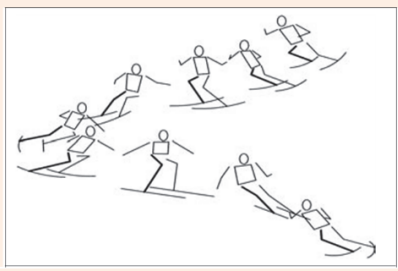


Figure 1.10 : Séquence du double virage composant le cycle de SL (tirée de Panizzolo, Marcolin, et Petrone, 2013a). Exemple : le cycle comporte une demie JI, puis une JE, puis une demie JI lorsque la jambe droite est instrumentée.

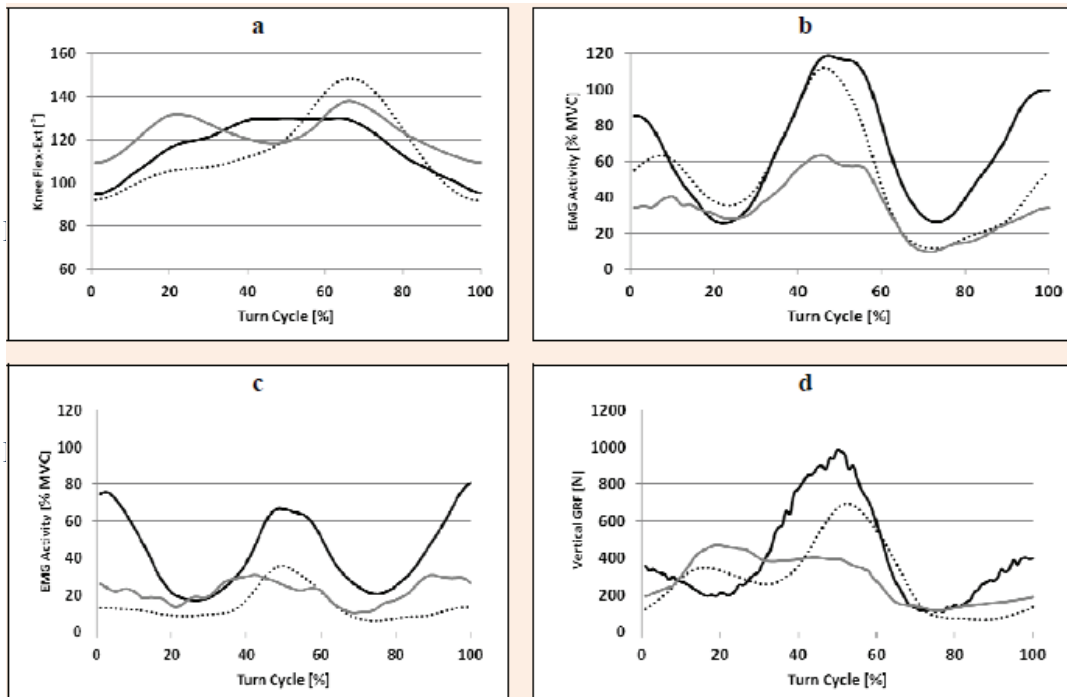


Figure 1.11 : Activité EMG du RF et du VM lors du cycle de SL (tirée de Panizzolo, Marcolin, et Petrone, 2013a). Courbes moyennes d'angles de flexion-extension du genou droit (a), enveloppe linéaire EMG du VM (b), du RF (c), forces (GRF verticale) (d) représentées sur un cycle de mouvements en ski (sur neige = ligne pleine noire ; sur les ergomètres *Skier's Edge* en pointillés et *Skimagic* en grisé).

Chez des skieuses de loisir, des virages coupés en ski libre [169,176] ont également été séparés d'après le signal EMG brut (RF, VL) du quadriceps combiné avec l'angle du genou droit. Chaque double virage était ainsi défini : la jambe droite était la JI pendant le premier virage puis devenait ensuite JE lors du deuxième virage (**Figures 1.12-1.15**). Trois différentes plages temporelles ont été utilisées pour quantifier l'intensité spectrale de chaque double virage. La première analyse concernait l'intensité spectrale moyenne du double virage en entier, la deuxième analyse les intensités spectrales moyennes de la JI et de la JE distinctement et la troisième analyse l'intensité spectrale moyenne de dix fenêtres temporelles égales du double virage.

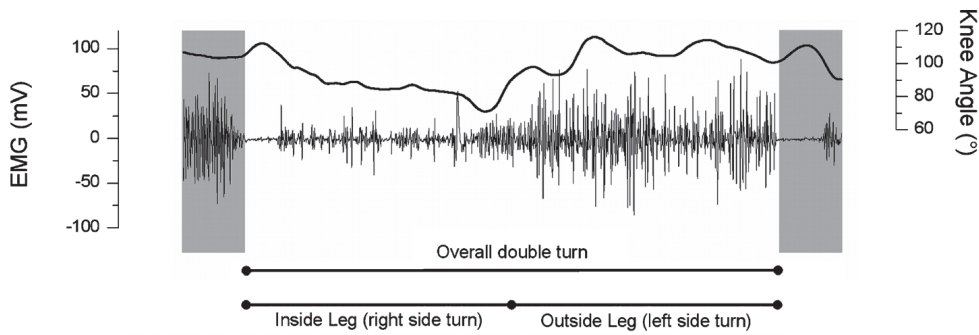


Figure 1.12 : EMG du VL pendant le double virage (tirée de Kröll et coll., 2010). Tracé de l'EMG du VL et de l'angle du genou EMG sur un cycle de double virage.

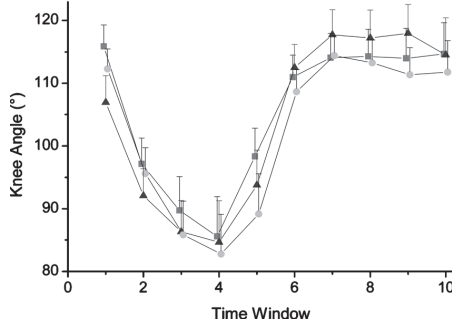
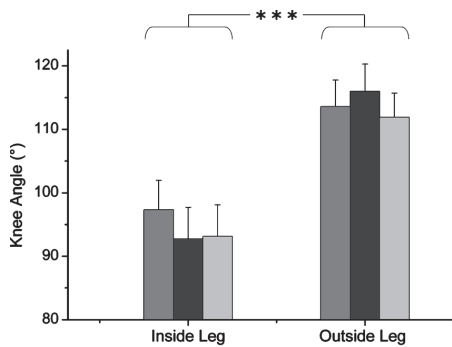


Figure 1.13 : Angles du genou lors de virages coupés en ski de loisir (tirée de Kröll et coll., 2010). N = 7 skieuses, jambe droite ; angle exprimé pour un cycle de double virage incluant la JI (premier virage, à droite) et la JE (deuxième virage, à gauche).

En haut : valeurs moyennes de l'angle du genou sur toute la JI vs. JE pour les différentes inclinaisons de piste testées (gris = pente moyenne, gris foncé = pentu, gris clair = plat).

En bas : tracé des valeurs moyennes de l'angle du genou pour 10 fenêtres temporelles avec les différentes inclinaisons de piste (carré = pente moyenne, triangles = pentu, cercles = plat).

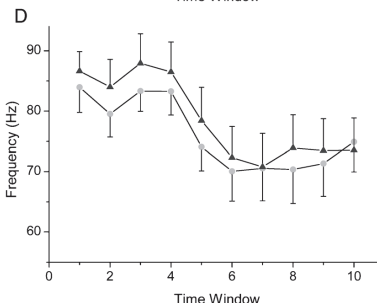
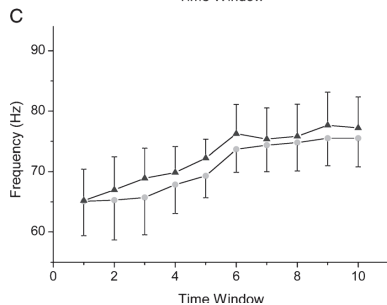
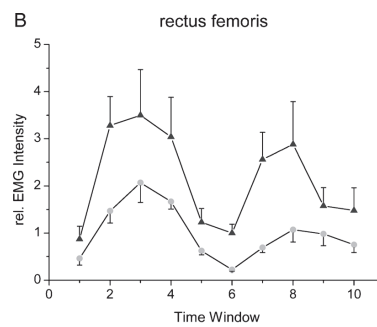
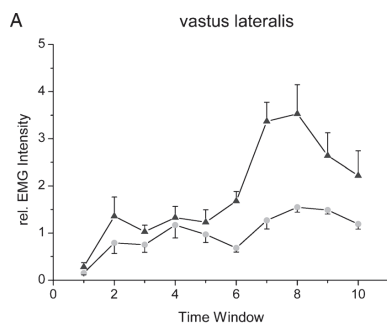


Figure 1.14 : Intensité EMG moyenne et tracé des fréquences moyennes pendant le cycle de ski (tirée de Kröll et coll., 2010). Fenêtre temporelle 1-5 = JI, fenêtre temporelle 6-10 = JE. Pentes : triangles = pente raide, cercles = plat.

A, Intensité relative du VL.
B, Intensité relative du RF.
C, fréquence moyenne du VL.
D, fréquence moyenne du RF.

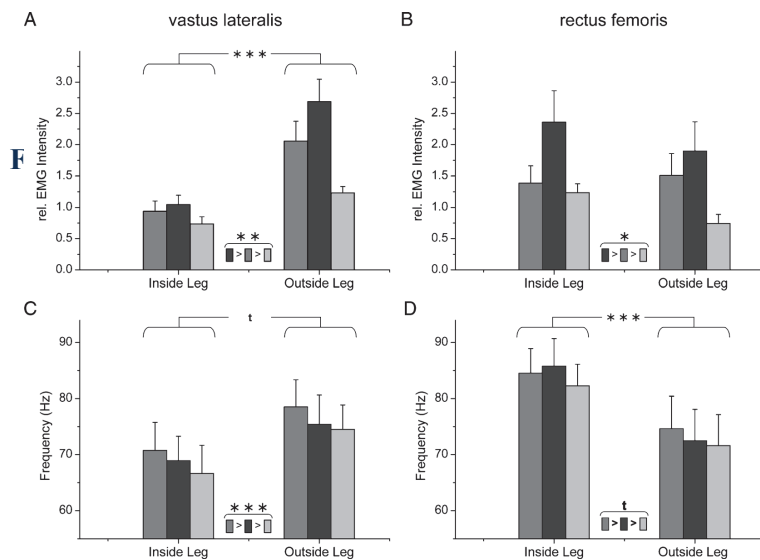


Figure 1.15 : Intensité EMG et fréquence moyenne sur les jambes intérieure et extérieure au virage (tirée de Kröll et coll., 2010). Différentes pentes : gris = pente moyenne, gris foncé = pentu, gris clair = plat). A intensité relative du VL, B intensité relative du RF, C fréquence moyenne du VL, D fréquence moyenne du RF.

Une autre étude portant sur deux skieurs moniteurs de ski âgés opérés du genou (prothèse totale) a utilisé également pour le partitionnement des virages une combinaison de signaux EMG et goniométriques lors d'une session de ski libre en virages coupés (**Figure 1.16**) [224]. Ushiyama et coll. [307] ont aussi utilisé la même méthode et chaque bouffée EMG du VL contenait un double virage qui était ensuite découpé en virage à droite et à gauche grâce au goniomètre de la jambe droite (**Figure 1.17**). L'intervalle entre deux angles minimaux (vers l'extension définie à 0°) du genou droit correspondait à un virage à droite. Kiryu et coll. [163] ont quant à eux utilisé le point de croisement des angles des genoux ($0^\circ =$ extension) pour distinguer les jambes des virages coupés effectués par des skieurs de niveau intermédiaire à expérimenté. Les signaux EMG VL et du BF ont été enregistrés des deux côtés (**Figure 1.18**). Pour chaque première moitié d'un virage (aval), les trajectoires de l'angle du genou des jambes intérieure et extérieure se séparaient après le point de croisement et se recroisaient ensuite sur la dernière partie du virage (amont). Les virages à droite et à gauche ont été classés d'après la différence d'angles des genoux (droit moins gauche) entre jambe intérieure et extérieure.



En résumé, la partition des virages d'après les signaux bruts EMG et goniométriques est généralement une méthode visuelle qui est opérateur dépendante. Or la standardisation de l'identification des phases du virage est cruciale pour obtenir un marquage temporel exact et pour la quantification des forces.

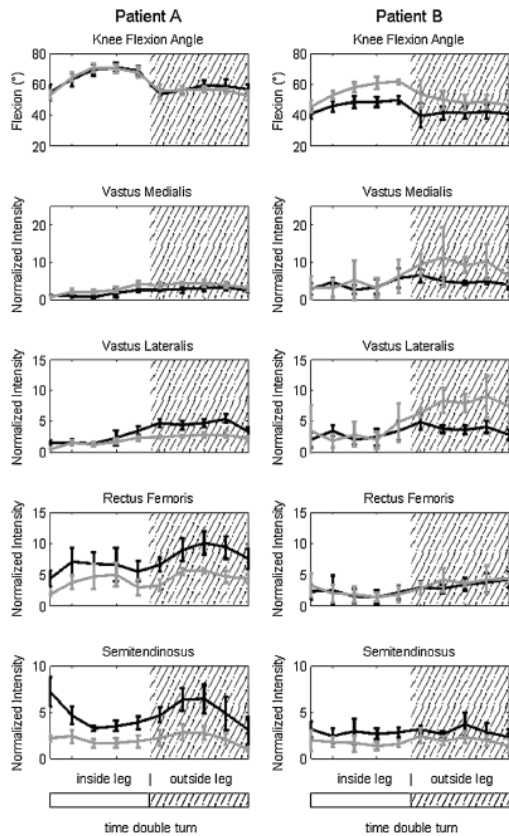


Figure 1.16 : Angles du genou et EMG chez 2 moniteurs de ski opérés (tirée de Nuësch et coll., 2013). Angle du genou moyen (\pm erreur standard) et intensité EMG relative lors du ski sur pente modérée (à gauche : patient A, à droite : patient B) pour la jambe opérée (en noir) et la jambe non-blessée (en gris) normalisé temporellement sur le cycle de double virage (fond blanc : JI; fond hachuré : JE). Les intensités EMG pour chaque muscle sont normalisées à l'intensité moyenne mesurée au cours de la marche.

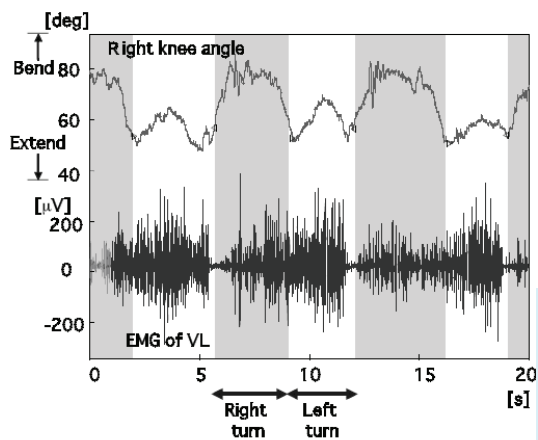


Figure 1.17 : Tracés bruts de l'EMG du VL et de l'angle du genou (tirée de Ushiyama et coll., 2005). Intervalles EMG sélectionnés à partir des angles du genou.

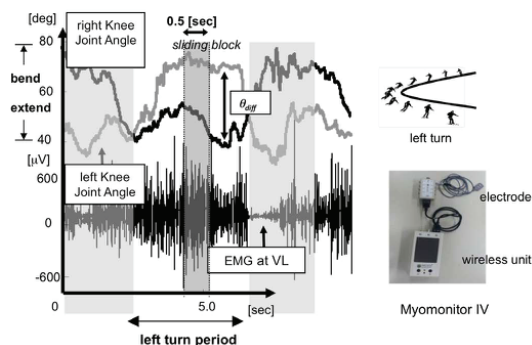


Figure 1.18 : Découpage des virages d'après le point de croisement des angles du genou (Kiryu, Murayama, et Ushiyama, 2011). Les virages à droite et à gauche sont classés comme la différence d'angles des genoux entre la JI et la JE, $\theta_{diff} = |KJA_{droite} - KJA_{gauche}|$, à l'intérieur du segment de virage. La période de virage entre les points de croisement des angles du genou durait entre 1.5 à 6.6 s. KJA = angle du genou.

2.2. Découpage cinétique

2.2.1. Utilisation des signaux de force

L'enregistrement dynamométrique des forces donne des informations sur l'amplitude des GRF agissant sur les extrémités des membres et sur les actions résultantes. Il s'agit de l'étude de l'interaction skieur-terrain et donc indirectement des forces qui résultent de l'individu. La technologie actuelle rend l'analyse des forces plus simple que l'analyse cinématique. Un des désavantages de la dynamométrie est toutefois la nécessité d'utiliser toujours les mêmes skis et le même système d'enregistrement des GRF pour différentes personnes, rendant l'analyse des mouvements de compétition en condition réelle impossible. Alors que diviser les virages en phases spécifiques en se basant sur une analyse cinématique repose largement sur les décisions subjectives des auteurs, Vaverka et coll. [309] ont proposé une analyse de la dynamique du virage basée sur des fondamentaux de la physique. Cette analyse a été appliquée chez 6 skieurs experts lors d'une manche de SL. Le mouvement pendant la phase de conduite du virage était celui du centre de gravité du système skieur-ski se déplaçant le long d'une trajectoire curvilinéaire subissant l'effet centrifuge et l'action de la force gravitationnelle centripète, alors que les mouvements entre les virages étaient décrits comme la phase de déclenchement. Le début du virage correspondait à l'instant où la somme des forces de réaction était égale à la composante tangentielle du poids (mathématiquement définie par le produit de la masse, l'accélération de pesanteur et le cosinus de la pente) (**Figure 1.19**).

Kröll et coll. [175] ont utilisé les forces totales de réaction au sol (GRF) calculées comme la somme des GRF des jambes intérieure et extérieure au virage pour détecter automatiquement le début et la fin de chaque virage grâce au minimum mesuré lors du changement de carres. Les données ont été filtrées à l'aide d'un filtre passe-bas de Butterworth dont la fréquence de coupure était à 6 Hz. Ces données étaient normalisées en pourcentage du cycle. Ils ont observé en GS et SL une extension prononcée du genou précocement sur le virage JE, accompagnée d'une GRF assez basse (**Figure 1.20**). Durant la phase principale du virage où les forces étaient les plus hautes, l'angle du genou restait presque constant. Les muscles travaillaient donc de façon quasi-statique car les changements d'angle et de vitesse angulaire étaient très faibles pendant cette phase. La phase excentrique (flexion du genou pendant le dernier quart du virage) se produisait déjà lors de la phase

d'allègement et était donc accompagnée de faibles GRF. En GS, la différence marquée entre les jambes était expliquée d'un point de vue fonctionnel par une plus forte inclinaison de l'ensemble du corps qu'en SL. Le temps moyen d'un virage de SL était de 0.83 s vs 1.39 s en GS. Lorsque l'on comparait les deux disciplines techniques, on constatait une répartition bilatérale des forces plus équilibrée en SL tandis que la charge était plus forte sur la JE en GS. Ainsi les forces pic et moyenne étaient supérieures sur la JE en GS (contraction quasi-statique très longue) et s'accompagnaient des valeurs plus faibles sur la JI. La courbe de GRF en SL montrait un taux d'augmentation de la force très élevé pour les deux jambes.

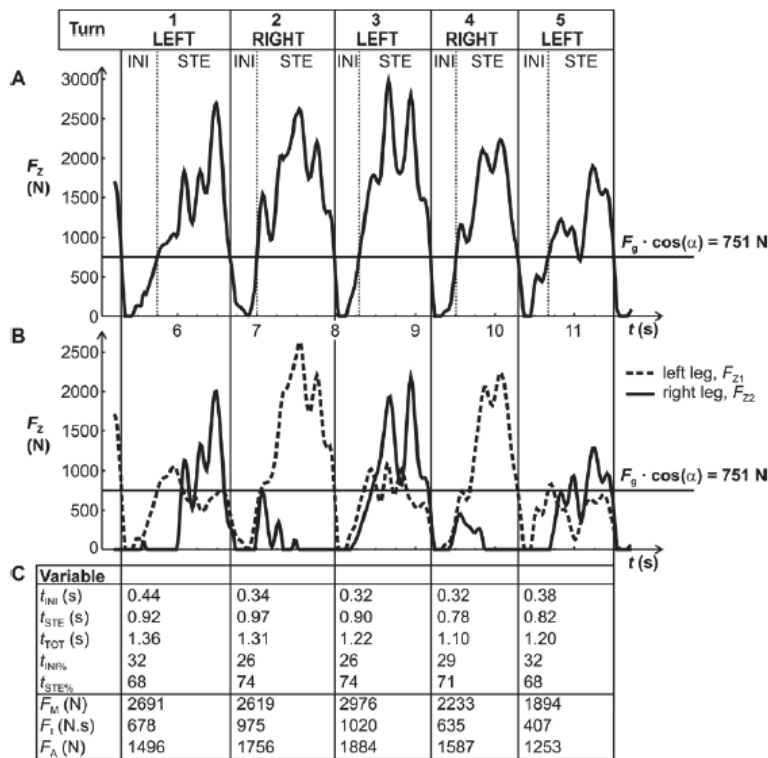


Figure 1.19 : Seuil de force pour le découpage des phases de déclenchement et de conduite du virage (tirée de Vaverka et coll., 2012). Exemple pour un skieur de masse 85kg, pour une pente de 26° : $F_g \cdot \cos(\alpha) = m \cdot g \cdot \cos(\alpha) = m \cdot 9.81 \cdot \cos(26) = 85 \cdot 8.83 = 751$ N. Le début du virage correspondait à l'instant où la somme des forces de réaction était égale à la composante tangentielle du poids (mathématiquement définie par le produit de la masse, l'accélération de pesanteur et le cosinus de la pente). Avec cette méthode basée sur la résultante des forces de gravité agissant sur le skieur, les proportions des phases de déclenchement et de conduite par rapport à la durée totale du virage étaient respectivement de $36 \pm 7\%$ et de $64 \pm 7\%$. L'amplitude moyenne de la force maximale F_M était de 2244 ± 511 N, la force de réaction moyenne F_A était de 1537 ± 299 N, la force d'impulsion F_I était de 649 ± 282 N*s. le temps total d'un virage de SL était de 1.34 ± 0.210 s (temps phase de déclenchement = 0.487 ± 0.119 s ; temps phase de conduite = 0.858 ± 0.163 s). Ainsi l'analyse cinétique d'un virage en ski nécessite de connaître la masse du skieur avec son équipement ainsi que la pente. Le principe de cette méthode est de déterminer les intervalles de temps où la courbe $F_Z(t)$ passe en dessous du critère défini, la force maximale et l'intégrale de cette fonction pendant la phase de conduite.

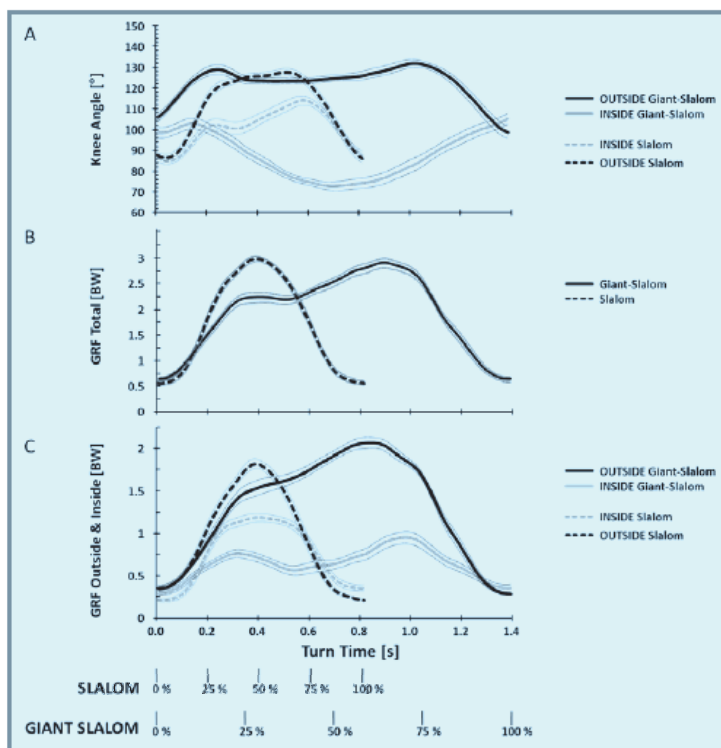


Figure 1.20 : Courbes de l'angle du genou de la jambe extérieure ou intérieure et des forces correspondantes en GS et SL (tirée de Kröll et coll., 2015).

(A) trajectoire de l'angle du genou en jambe extérieure (OUTSIDE) et intérieure (INSIDE). (B) courbe des forces de réaction au sol (GRF) totales. (C) courbe des GRF OUTSIDE et INSIDE. Les données présentées (moyenne \pm ET) sont normalisées au temps. Pour une meilleure comparaison des disciplines, les données sont dessinées sur le temps de cycle moyen en SL (0.83 ± 0.07) et en GS (1.39 ± 0.11). $1BW = 817 \text{ N}$; $BW =$ poids du corps.

La JI présentait une configuration différente en GS avec une séquence claire de flexion du genou jusqu'à un minimum de 65° (survenant à 50% du virage) suivi d'une extension. Ces angles du genou plutôt faibles s'accompagnaient de forces moins hautes que sur la JE. Pour Kröll et coll. [172], les GRF montraient en GS un plateau ($\sim 0.85 \times$ poids du corps) au cours de la phase excentrique de la JI (Figure 1.21), charge importante au vu des angles très fermés du genou. Durant la phase concentrique suivante les GRF augmentaient à partir du précédent plateau puis diminuaient déjà après la moitié de la phase concentrique. Spörri et coll. [286] ont effectué un découpage automatique des virages sur les valeurs minimales des forces de réaction au sol lors du changement de carres puis une normalisation temporelle du cycle sur 100%. Les plus hautes charges s'exercent sur le skieur après le passage de la porte jusqu'au point où le centre de gravité changeait de direction de façon marquée ce qui représentait une période s'étendant entre 51-84% du virage [289] (Figure 1.22).

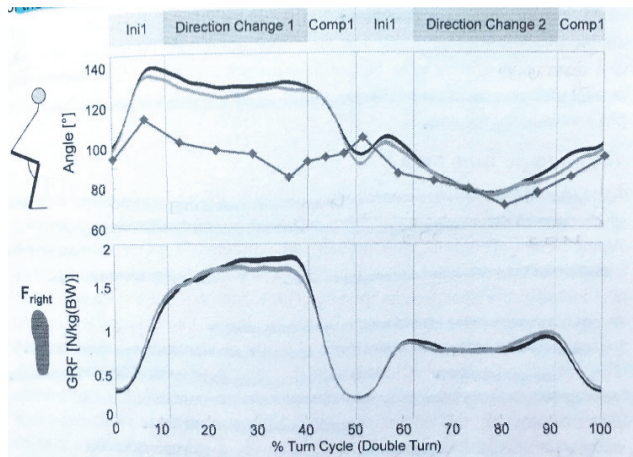


Figure 1.21 : Angle du genou et forces en GS lors de virages coupés chez des skieurs élités (tirée de Kröll et coll., 2005, Science and Skiing VI, p61). Cette figure décrit un cycle de double virage (JE+JI) en GS pour $n = 20 \cdot 8$ virages normalisés temporellement. En haut : angles du genou et en bas : forces de réaction au sol (moyenne \pm ET). Les courbes noires (rayon du ski = 27 m) et grises (rayon du ski = 35 m) représentent les données récentes tandis que pour l'angle du genou, les données de Berg et coll. (1995) ont été redessinées (losanges).

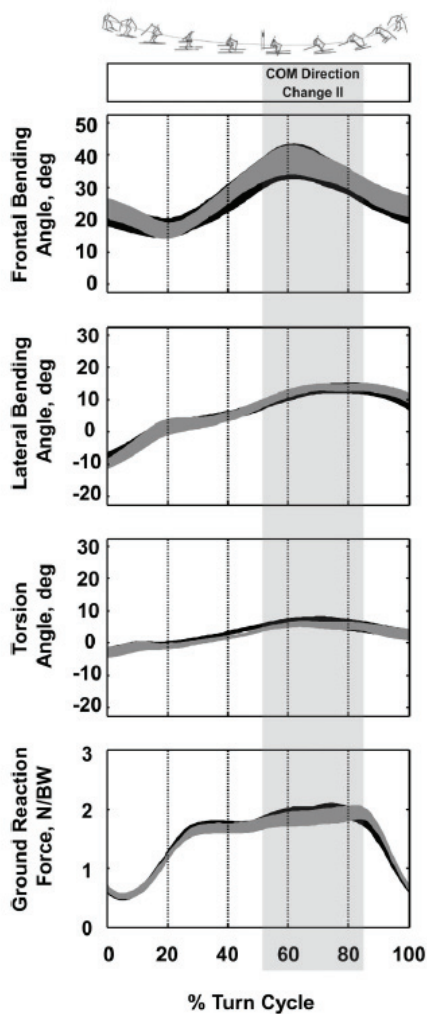


Figure 1.22 : Evolution de la force de réaction lors d'un virage en Géant (tirée de Spörri et coll., 2018). La zone grisée représente la période où la charge la plus forte s'exerce sur le skieur. Courbes moyennes (\pm erreur standard) pour les variables biomécaniques sélectionnées liées à la surcharge discale : angles de flexion, d'inclinaison latérale et de torsion du rachis, force de réaction au sol (GRF). Noir : skis de Géant avec une plaque de surélévation de 50 mm. La plaque interface permet de rehausser les éléments de fixation de sécurité du ski alpin. Gris : skis de Géant avec une plaque de surélévation de 40 mm ; BW : poids du corps ; COM : centre de masse.

D'autres auteurs ont également utilisé les GRF pour définir un cycle de ski à partir du moment de changement de carres suivi d'un virage à droite (phase de charge, conduite du virage) puis d'un changement de carres (allègement) et d'un virage à gauche (phase de charge) [215] (**Figure 1.23**). Les forces mesurées ont été normalisées au poids (+5 kg de sac à dos), séparées en cycles et normalisées temporellement. Le moment du changement de carres

est défini lorsque les GRF prennent une valeur minimale, déterminée par l'analyse combinée des signaux de force des deux jambes. La JE était ici définie comme la période entre 0-50% du cycle et la JI entre 50-100%. La période entre 40-60% du cycle représentait la phase de changement de carres (allègement) (**Figure 1.24**).

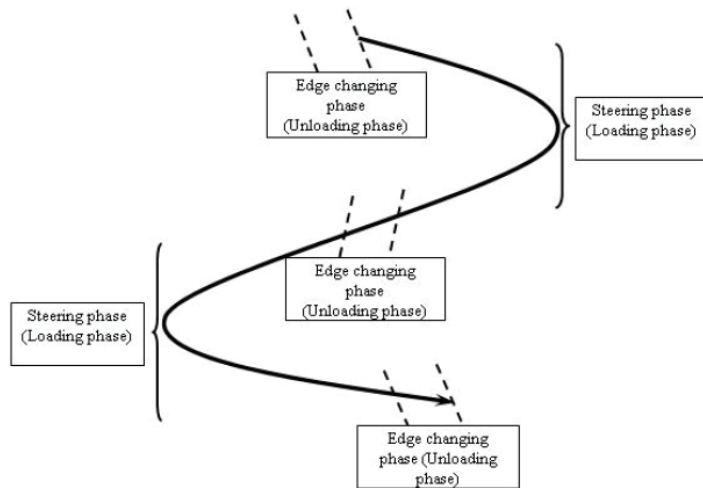


Figure 1.23 : Temps forts et temps faibles en ski (tirée de Nakazato et coll., 2011). Cycle entier du mouvement en ski alpin comprenant les phases de charge (*loading*, conduite) et d'allègement (*unloading*, *edge changing* ou changement de carres). Le skieur se sent plus léger au début du virage et plus lourd à la fin du virage (bosse virtuelle) en raison de l'interaction de la gravité et de la force centrifuge, comme lorsqu'il skie sur une bosse.

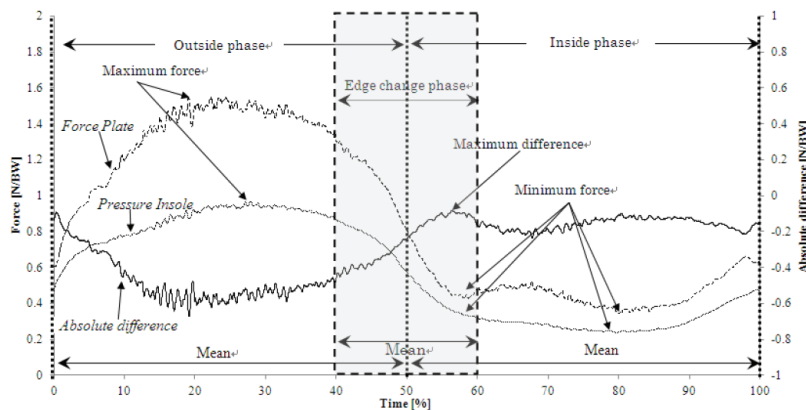


Figure 1.24 : Les phases fonctionnelles du cycle d'après la charge (tirée de Nakazato et coll., 2011). Définition des phases du cycle de ski : jambe extérieure, changement de carres, jambe intérieure. Courbes des forces de réaction au sol moyenne, minimale, maximale ainsi que des différence moyenne et maximale de force entre plateforme de force et capteurs de pression plantaire (semelles).

D'autres auteurs ont cherché à automatiser la méthode de détection des virages grâce à des capteurs inertiels collés à l'arrière des chaussures de ski [191]. Le signal résultant d'un gyroscope filtré à 3 Hz a permis de détecter avec précision les changements de virages en ski alpin lors d'une expérimentation en laboratoire et sur piste.

Un des bénéfices de l'automatisation des méthodes de détection du début du virage est qu'elle permet d'accélérer le traitement de données en masse et de s'affranchir d'un biais dû à l'expérimentateur. Une méthode automatisée s'est basée récemment sur le calcul de la résultante des forces de réaction au sol grâce à des capteurs de force positionnés au niveau des fixations. Une autre étude a utilisé la somme des forces de réaction pour détecter

automatiquement le début de chaque virage défini comme le minimum du signal de force [175].



En résumé, un découpage classique des virages basé sur les signaux goniométriques permet de définir des phases excentriques et concentriques des actions musculaires. Toutefois, il semble préférable d'intégrer d'autres découpages basés sur des considérations physiques pour définir les phases de déclenchement et de conduite du virage. Les signaux accélérométriques permettent notamment d'automatiser la procédure de découpage.

2.2.2. Disciplines de vitesse, ski moderne et contractions isométriques

En ski alpin, les anciennes études ont discuté des changements de longueur musculaire et des activations EMG lors de l'analyse des phases concentrique et excentrique définies entre l'angle minimal et maximal ou maximal et minimal du genou [34,35]. Historiquement, le travail musculaire de la cuisse du skieur alpin s'effectue principalement en excentrique à vitesse lente, lors des phases de flexion du genou pour les extenseurs puis lors des phases d'extension du genou pour les fléchisseurs (**Figure 1.25**). Le mode de contraction excentrique permet de résister aux forces induites par les mouvements à haute vitesse dans un virage incliné [35]. Cependant, cette partition binaire gomme la phase quasi-isométrique du ski alpin qui est pourtant prépondérante dans les disciplines de vitesse. De plus, le motif dessiné par les angles du genou sur un cycle complet de double virage (forme en « M ») [35] a changé depuis l'avènement des skis paraboliques et la phase excentrique-concentrique décrite sur la JE ne semble plus adaptée aux techniques actuelles de ski.

En effet, les descriptions anciennes concernant les skis droits sont désormais nuancées par une étude récente qui trouve une composante quasi-statique isométrique lors d'une modélisation simplifiée du skieur (sans forces de frottement), lors de virages coupés sans aucun dérapage [199]. Cette étude confirme la large prédominance de forces excentriques absorbant l'énergie cinétique du skieur, mais met également en évidence une période de contraction concentrique musculaire en fin de virage entraînant un regain d'énergie décelable (potentialisation de puissance) attribué à l'étirement tendineux [199]. Kröll et coll. [176] ont même remis en question l'idée d'une prédominance d'activité musculaire excentrique en ski alpin. Avec une technique de virages coupés (niveau loisir féminin), les observations de ces

auteurs ont indiqué une longueur constante pour le RF lors du double virage alors que le VL s'allongeait lors la première période sur la JI car il travaillait effectivement en excentrique, lorsque l'intensité EMG était relativement faible ; ensuite le VL travaillait en concentrique pendant la phase de changement de carre puis en isométrique sur la JE [176]. Comme cela a été mesuré lors de squats complets au cours desquels le RF travaille en mode isométrique [260], il semblerait que ce muscle ait également un comportement quasi-isométrique lors des deux virages (JI et JE) en ski alpin. Le ski alpin se caractérisant par la répétition de virages bidirectionnels impliquant des mouvements excentriques/concentriques avec des charges importantes sur le quadriceps [34,35], la possibilité d'identifier des déficits spécifiques aux régimes de contraction nous paraît intéressante. Cette approche a été proposée chez des skieurs à partir de l'analyse des courbes force/temps pour des sauts verticaux de type contre-mouvements (CMJ) qui comportent une phase excentrique puis concentrique, ainsi que de la phase concentrique des sauts verticaux de type *squat jump* (SJ) [156]. Par exemple, les skieurs opérés du LCA avaient un index d'asymétrie augmenté sur l'impulsion cinétique dans la phase concentrique du CMJ et sur la phase tardive du SJ. Pour ces auteurs, l'identification de déficits spécifiques aux actions musculaires concentriques ou excentriques pourrait fournir des informations diagnostiques supplémentaires en rééducation ou lors de la préparation physique des skieurs à cause de la nature distincte de ces régimes de contraction.



En parallèle des analyses faites classiquement en fonction de la jambe (intérieure/extérieure), il apparaît important d'étudier l'activation EMG en fonction du régime de contraction en se basant sur la vitesse angulaire du genou du skieur. Cette analyse doit être réalisée en prenant en compte la phase isométrique.

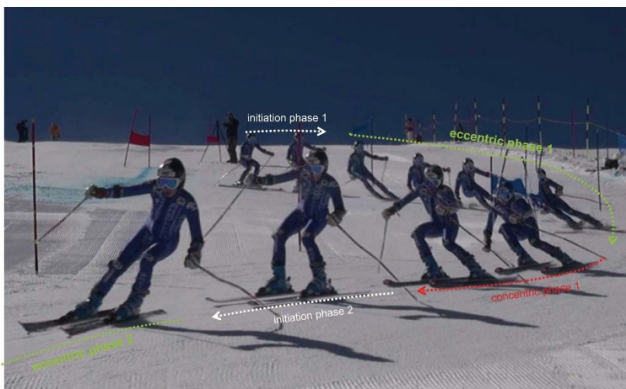


Figure 1.25 : Périodes excentrique et concentrique du cycle de ski (tirée de Vogt et coll., 2014). Skieur en mouvement lors d'un virage de Géant montrant les phases de déclenchement (*initiation*) puis les phases excentrique et concentrique chez un skieur compétiteur de 15 ans.

3. Les virages coupés

L'introduction des skis paraboliques a apporté des progrès remarquables dans les dernières décennies en termes de possibilités d'exécution de virages chez les skieurs alpins. On parle de virage *carving* ou virage coupé lorsque le skieur arrive à tourner uniquement grâce à l'effet directionnel des skis. Comparativement aux skis conventionnels, les skis paraboliques ont des lignes de cotes plus élevées et donc un radius plus court. La hausse de la hauteur des fixations (+ 1 à 2 cm) a aidé les skieurs à exécuter des techniques de virages variées. Cependant, certains chercheurs ont exprimé des réserves concernant l'évolution du risque de blessure parce que les mouvements typiques requis lors de l'exécution du virage sont devenus plus rapides [209]. Les fondamentaux du ski ont été modifiés [172] par rapport aux anciennes techniques [35,137,138]. Les skis courts paraboliques permettent en SL un pilotage par des effets directionnels sur la quasi-totalité du virage, limitant le freinage lors du changement de direction. Certains auteurs parlent de « *single motion technique* » car, dans cette nouvelle technique, le skieur n'a plus un mouvement double mais un seul mouvement englobe le fait de s'étendre et de s'asseoir [177].

Raschner et coll. [254] ont rapporté des différences cinétiques, dynamiques et électromyographiques entre le ski *carving* et le ski parallèle sur un ancien skieur de Coupe du Monde effectuant des virages de type SL et GS. Les deux techniques (coupé/parallèle) montraient un allègement clair lors de la phase de déclenchement (**Figure 1.26**). On observait par contre des différences de force caractéristiques principalement sur la JI (220-250% du poids de corps en virage coupé vs 190-220% en virage parallèle). Contrairement au ski parallèle où la JI était chargée avant la phase de déclenchement, on remarquait une augmentation constante de la charge tout au long du virage coupé. L'allègement du virage coupé se produisait par un relâchement précoce rapidement après une prise d'inclinaison maximale de 50-55° (vs 40-45° en ski parallèle) ainsi qu'une extension continue de la JI de 100 à 130° durant ~0.6 s. Le mouvement de changement de carres pour un virage coupé était plus harmonieux comparativement au ski parallèle où le mouvement de déclenchement survenait plus tardivement et de façon plus impulsive. L'extension du genou en JI durait seulement ~0.3 s en ski parallèle. L'EMG du VL montrait une séquence analogue c'est-à-dire une contraction-relaxation synchrone sur JI/JE lors d'un virage coupé. Avec des skis parallèles, il n'y avait pas d'activation significative de la JI puisqu'elle s'allégeait. Le *Gluteus Maximus* en ski parallèle s'activait fortement en raison de l'impulsion de l'extension de hanche qui suivait immédiatement l'extension du genou sur la JE. De plus l'angle de hanche

était beaucoup plus faible par rapport au virage coupé. Les angles de prise de carres étaient similaires entre les 2 jambes pour un virage coupé (valeurs maximales $\sim 65-70^\circ$) tandis qu'avec des skis parallèles, ces angles étaient inférieurs d'environ 10° . De plus, il existait une différence d'amplitude angulaire entre la JI (55°) et la JE (62°). Dans la phase de conduite d'un virage coupé, l'inclinaison en arrière atteignait un maximum de $\sim 25^\circ$ par rapport à la position centrée au-dessus des skis (vs 8° max en ski parallèle). Au début de la phase de déclenchement du virage, on observait pour les deux techniques un mouvement vers l'avant pour rester plus centré au-dessus des skis. L'inclinaison en arrière lors d'un virage coupé impliquait plus d'efforts, ce qui augmentait la fatigue et donc le risque de blessures. Lorsque le skieur reculait pendant le virage coupé, la pression sous le talon augmentait, surtout en JE. Dans cette situation l'effet directionnel des skis taillés rendait possible l'exécution d'un virage coupé. Par contre, les skis droits obligeaient le skieur à conduire le virage principalement grâce à l'avant-pied de la JE pour rester en course sans dérapage excessif. Pour ces auteurs, le mouvement vertical était comparable lors de l'exécution des deux types de virages.

Les différences de dynamique de mouvement vertical venaient du fait qu'avec des skis droits, le skieur avait besoin d'une accélération verticale intense pour s'alléger et faire pivoter les skis. Par contre, lors d'un virage coupé, le mouvement vertical survenait lorsque le skieur relâchait l'inclinaison du corps vers l'intérieur. Ensuite, l'extension lente et l'inclinaison persistante de la JI conduisait également à un allègement où l'effet directionnel coupé du ski pouvait se produire. Il faut préciser qu'en *carving* lors de la phase de transition le skieur ne cherche pas à se relever, mais un allègement se produit (avalement) lors de la mise à plat des skis (phase de glisse). Les pieds reviennent sous le centre de gravité qui reprend donc un peu de hauteur par rapport au sol pour laisser la place aux jambes de se projeter de l'autre côté, mais sans action musculaire pour se redresser, à tel point que la position est plus assise pendant la transition que lors de la conduite où la JE est très étendue. La recherche du contact ski-neige par un avalement - déploiement apparaît judicieuse pour doser la réaction d'appui et rechercher un appui précoce dans le virage suivant. Les auteurs concluent que les skis courts demandent à la fois un meilleur équilibre sagittal et une capacité de prise de carres alliée avec une proprioception optimale.

En résumé, les auteurs présentent le virage *carving* comme avantageux comparativement au virage traditionnel, grâce à un effet directionnel coupé qui engendre un virage plus harmonieux et permet d'augmenter l'inclinaison vers l'intérieur du virage. Il est également important de noter que les études réalisées avant



l'utilisation du ski *carving* ne peuvent représenter les exigences du ski moderne, ce qui justifie de nouvelles études visant à caractériser le comportement du skieur en course et les contraintes subies par celui-ci.

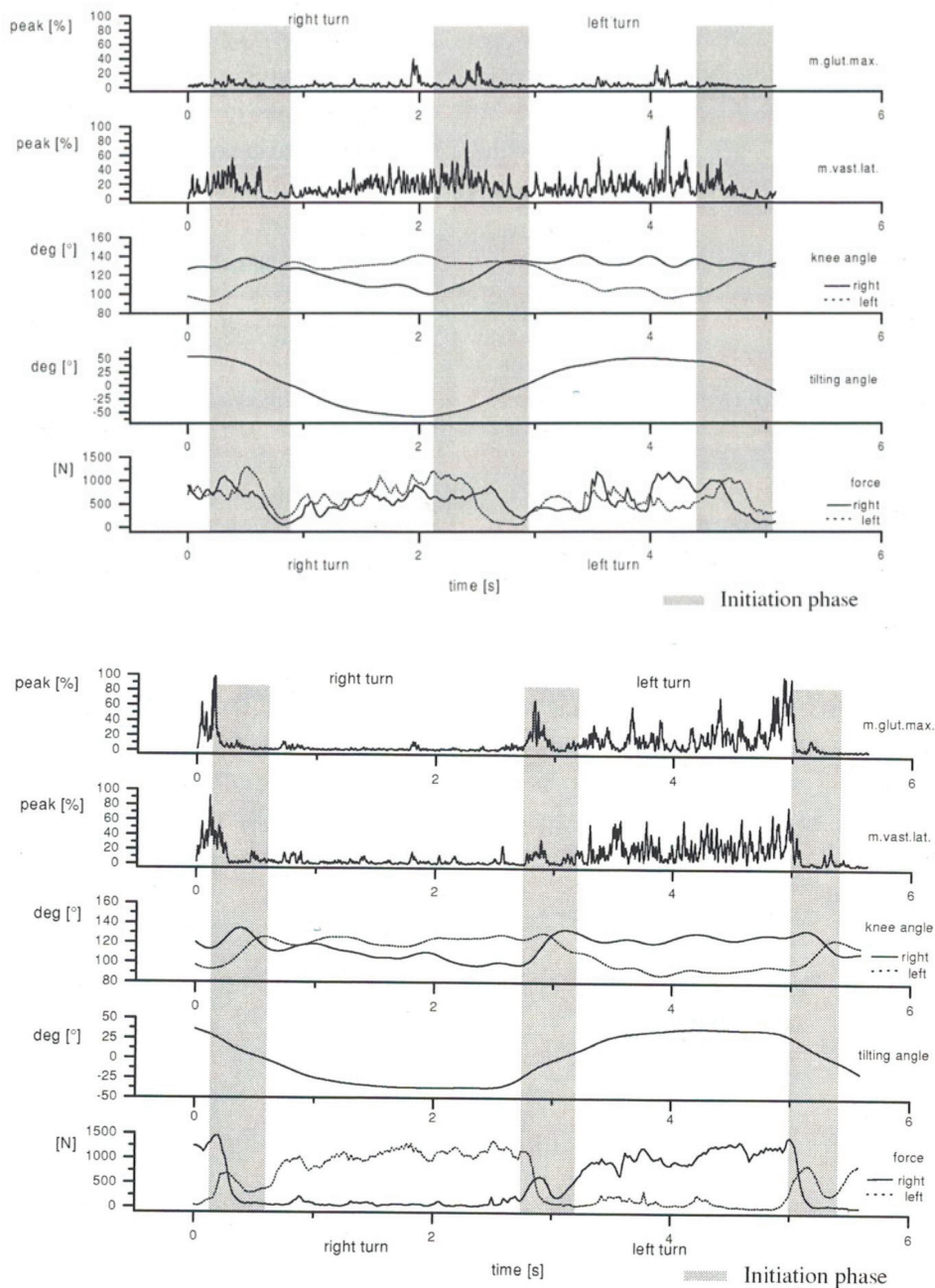


Figure 1.26 : Comparaison EMG et cinématique du virage coupé et du virage parallèle (tirée de Raschner et coll., 2001, Science and skiing II). Panneau supérieur : données EMG (VL : *vastus lateralis*, GMax : *gluteus maximus*), dynamiques et cinématiques (angle du genou, inclinaison, force) lors d'un virage coupé. Panneau inférieur : mêmes données lors d'un virage parallèle traditionnel. La zone de déclenchement est indiquée en grisé.

4. Demandes physiologiques et contraintes environnementales

Le ski alpin, dont la technicité est le principal facteur de performance, implique aussi une intégration complexe de paramètres physiologiques car les skieurs alpins évoluent dans un milieu froid et en altitude [306]. Le skieur doit exprimer continuellement ses compétences techniques jusqu'au bout de la longue saison de compétition ce qui nécessite des adaptations physiologiques multiples. Un stress environnemental peut affecter la production de force [249], l'équilibre ou la proprioception [248] qui sont des facteurs importants de la performance en ski [189].

4.1. Effet de l'altitude et de l'hypoxie

La répétition cyclique de contractions quasi-maximales en ski génère de hautes pressions intramusculaires qui réduisent la perfusion et donc la délivrance d'oxygène et l'élimination des métabolites. Par exemple, la spectroscopie dans le proche infrarouge (NIRS, *near-infrared spectroscopy*) a révélé que le VL désaturait plus (+33%) en GS qu'en SL [298], indiquant un hypoxie musculaire plus marquée en GS qu'en SL en raison d'une posture plus fléchie concomitante de forces plus élevées et d'une faible vitesse angulaire du genou [306]. Ces observations étaient similaires au patinage de vitesse où la position basse caractéristique augmentait aussi la désaturation du quadriceps à l'exercice par rapport à une position relevée [267]. La rythmicité du GS et du SL ne permettrait qu'une reperfusion partielle des muscles actifs chez les skieurs alpins [298]. De plus, les occlusions vasculaires pendant les contractions importantes en ski de compétition [299] augmentaient la production de lactate, tout comme l'environnement hypoxique lors de compétitions en altitude [306]. En effet, le ski alpin est pratiqué à une altitude terrestre modérée voire haute, avec des départs pouvant monter à ~3500 m au-dessus du niveau de la mer (Beaver Creek, Colorado, USA). L'hypoxie altère la capacité à l'exercice lors de la répétition d'extensions maximales de la jambe [59,110] en partie à cause de la diminution de la commande nerveuse [15,40,110]. De telles altérations peuvent augmenter le risque de chute et de blessure chez les skieurs occasionnels au-dessus de 2000 m [51]. Les effets aigus de l'hypoxie sur la performance ne sont pas négligeables car les séries répétées d'efforts brefs et intensifs ne sont pas entrecoupées de longues périodes de récupération et méritent plus d'attention en recherche au niveau élite [57].



En résumé, une investigation de la fatigabilité chez les skieurs en altitude devrait inclure les aspects de désoxygénation du quadriceps et d'altération de la commande motrice lors de contractions rythmiques en hypoxie.

4.2. Effet du froid

Lors des entraînements de ski, les compétiteurs sont exposés durant de longues heures au froid, au vent et à un temps neigeux. Cette exposition au froid affecte le confort thermique, ce qui impacte également les capacités cognitives des sujets contrôles, mais pas celles des skieurs qui sont habitués au froid (Annexe 2). On considère généralement que les skieurs n'encourent pas de risque d'hypothermie en raison de la brièveté des épreuves de ski alpin (< 3min) [36,56] ou bien en raison de l'importante production de chaleur en continu pendant les épreuves de ski de fond [36,220]. Cependant ces risques pourraient augmenter en ski alpin en raison des longues phases de repos pendant les matinées d'entraînement. En effet, une étude récente simulant un entraînement de ski alpin en laboratoire a rapporté une baisse de la température centrale des skieurs [297]. Des résultats obtenus en parallèle de cette thèse montrent toutefois que la température des skieurs alpins augmentait au cours de l'entraînement en raison d'une importante production de chaleur. En effet, le personnel encadrant exposé aux mêmes contraintes climatiques et portant des vêtements isolants ne présentait pas la même augmentation de température (Annexe 2). Le risque de gelure est également considéré comme minimal si les conditions environnementales ne descendent pas en dessous de -10°C ou -15°C [36,73]. Nous avons montré que la température cutanée des skieurs descendait de façon importante lors des manches de ski en raison de la faible vitesse de déplacement et d'une isolation thermique réduite des tenues de compétition, mais ces températures restaient toutefois au-delà de 20°C et n'entraînaient pas de risque de gelure (Annexe 2). Toutefois, cette baisse des températures périphériques pourrait avoir un effet sur la proprioception en altérant les qualités neuromusculaires des skieurs. Le froid augmente les tremblements et la coactivation musculaire, réduit la vitesse de contraction musculaire, la vitesse de conduction nerveuse et la réponse réflexe à l'étirement du muscle [249]. Ces altérations peuvent affecter le contrôle postural, l'équilibre, le contrôle moteur fin, la proprioception [101,188,201]. Nous avons observé lors d'une étude préliminaire à cette thèse que le froid modifiait la perception de l'angulation du pied dans la chaussure de ski (Annexe 2), impliquant potentiellement un risque de blessures. Cela corrobore le fait que les femmes avaient présenté un risque de blessure du LCA en ski alpin accru pour des températures

extérieures basses [264]. Le froid diminuait les capacités de production de force rapide dans une autre étude [70]. En effet, la CMV des extenseurs du genou ne diminuait pas lors d'une exposition à l'air froid, car la production de force isométrique était peu sensible aux variations de température alors que le RFD du quadriceps et des ischio-jambiers baissait significativement de 24.5% and 38.8% respectivement [70]. Cette baisse du RFD n'était pas homogène puisque les ischio-jambiers étaient plus affectés par le froid que le quadriceps, impactant potentiellement le risque de rupture du LCA. Les baisses de RTD étaient plus marquées dans la phase très précoce de la contraction (0-30 ms), suggérant un changement dans la commande nerveuse aux muscles [17].



Le RTD semble être ainsi un indicateur de la fonction neuromusculaire plus sensible que la CMV.

5. Demandes mécaniques et neuromusculaires

L'évaluation du profil physique et physiologique des athlètes présente un intérêt majeur pour l'estimation et la prédiction de la performance dans de nombreux sports. De manière générale, la pratique du ski alpin nécessite de l'endurance, une puissance explosive et un entraînement mixte de type aérobie/anaérobie [111,306]. Les études précédentes en ski alpin [5,22,127,218] ont recherché les déterminants de la performance par des analyses de régression linéaire. Bien que la performance en compétition dépende de nombreuses variables chez les skieurs élite et ne puisse être prédite par un paramètre physiologique isolé, la puissance aérobie et la force musculaire des membres inférieurs semblent être deux variables cruciales. Les changements rapides de direction nécessitent un fort taux de développement de la force (RFD) et certains auteurs ont recommandé de focaliser l'entraînement sur la phase excentrique de décélération vers le bas plutôt que sur la phase concentrique du mouvement explosif [306]. En effet, la force excentrique des extenseurs et fléchisseurs du genou a été corrélée au niveau de performance des skieurs, avec une force excentrique supérieure chez les skieurs élite par rapport aux skieurs de niveau inférieur [5]. A l'inverse, il n'y a pas de corrélation statistique entre la force musculaire et le rang mondial au niveau de la Coupe du Monde, suggérant qu'au-delà d'une certaine valeur seuil, il n'existe plus d'association entre la force et la performance [218].

Une revue récente décrivant l'entraînement des skieurs a souligné la nature multifactorielle de l'entraînement requis et mis l'accent sur les aspects propres à chaque discipline [106]. L'intensité de la force développée par les groupes musculaires concernés, les positions des segments corporels, l'amplitude et la vitesse du mouvement de différentes articulations dépendent de la discipline [262]. Les skieurs du groupe technique présentaient des temps de réponse de la secousse musculaire du quadriceps (vastes) plus courts et cela a été attribué à une fréquence plus élevée des mouvements alternés en ski et à un entraînement spécifique [183]. De plus, les skieurs de vitesse ont présenté une raideur musculaire accrue et une vitesse de contraction plus élevée à des angles du genou très fléchis alors que les skieurs du groupe technique présentaient les mêmes caractéristiques mais à des angles ouverts [183]. Le temps d'entraînement sur neige a une importance capitale pour le développement de l'athlète car le ski alpin requiert une haute technicité. Les skieurs élite effectuent environ 200 jours de ski par an depuis plusieurs années. L'entraînement excentrique sur cycloergomètre a induit une adaptation de l'architecture musculaire chez les skieurs [112], adaptation retrouvée également après un programme de ski de loisir [216]. De telles différences de propriétés musculaires pourraient être reflétées par le moment de force mesuré en isocinétisme.

Inversement, il est également important de connaître les caractéristiques des différentes disciplines pour améliorer la qualité de l'entraînement physique et guider le choix des exercices d'entraînement.

Par ailleurs, parmi les facteurs influençant la performance on retrouve les différences biomécaniques liées aux techniques des virages propres à chaque discipline et les capacités individuelles des athlètes [128]. En ski de compétition, une minuscule fraction de seconde sépare souvent la première de la deuxième place, et des différences de faible amplitude liées à la discipline peuvent intéresser les athlètes. En effet, après les éléments tactiques comme le choix de la ligne de course, la performance est limitée de nos jours par les capacités physiques du skieur à manipuler un matériel exigeant qui pardonne peu d'erreurs, comme le montre le taux de blessures sévères en ski alpin [95]. Il existe une sorte de « barrière de vitesse » au-delà de laquelle les athlètes doivent absolument contrôler la vitesse pour éviter les erreurs techniques [295] et même les skieurs les plus rapides doivent dissiper l'excès d'énergie cinétique à certains moments grâce aux actions frénatrices excentriques musculaires requises pour négocier les virages. Les activités telles que la course en descente ou le ski alpin utilisent les muscles comme des freins qui développent une tension lorsqu'ils sont activés au cours d'un étirement. En ski alpin le travail négatif contribue à la performance et les muscles freinent les mouvements du centre de masse [200]. Lors de certaines phases comme à l'atterrissage d'un saut en descente de ski alpin, il existe un compromis entre un amortissement rapide qui pourrait diminuer la vitesse globale due aux forces verticales et aux forces de friction élevées et un amortissement progressif qui pourrait retarder le rétablissement de l'équilibre du skieur et du contrôle des skis. L'augmentation de la force musculaire par un entraînement excentrique permet toutefois d'améliorer la capacité de contrôle de l'atterrissage.

Peu d'études traitent des différences entre les disciplines techniques et de vitesse [183,208,218]. La recherche s'est focalisée sur le GS pour tirer des conclusions sur le ski alpin en général, en supposant que cette discipline servait de milieu entre SL et DH et peu d'informations ont été données en DH ou en SG qui est une discipline hybride peu étudiée [34]. Cependant, le principe de « correspondance cinématique, cinétique et neuromusculaire » implique que le contenu spécifique des régimes d'entraînement doit correspondre aux paramètres des mouvements caractérisant la technique de compétition [208]. La science du ski doit individualiser chaque discipline et prendre en compte le niveau des athlètes, du skieur de loisir au skieur élite. En effet, les possibilités d'entraînement physique et technique sont réduites pendant la période hivernale chargée en compétitions, et les entraînements doivent donc être spécifiques. Cela nécessite toutefois de caractériser ces spécificités.



Dans ce contexte, ces travaux de thèse visent à caractériser le fonctionnement spécifique des groupes musculaires de la cuisse dans chaque discipline du ski alpin en lien avec les caractéristiques neuromusculaires des skieurs.

6. Prévention des blessures

6.1. Epidémiologie des blessures en ski

Les statistiques des Jeux Olympiques hissent le ski de compétition parmi les sports les plus à risque et on dénombre plus de traumatismes en ski alpin que dans les autres sports d'hiver [96,247,281]. C'est un sport à haute cinétique et intensité élevée qui comporte un risque élevé de blessures des membres inférieurs, en particulier au niveau du genou (36% des blessures) [95]. Le ligament croisé antérieur (LCA) est le diagnostic spécifique le plus fréquent, représentant 14% de toutes les blessures ; le taux absolu de blessure atteint 5 ruptures du LCA pour 100 athlètes par saison et les skieurs précédemment blessés présentent un haut risque de nouvelle rupture du LCA [247,291]. Au niveau des équipes de France de ski alpin, les ruptures du LCA atteignent 8.5 lésions pour 100 skieurs par saison avec un taux de récurrence de 19% [247]. Un tiers des blessures au niveau élite concernent le genou dont une moitié sont considérées comme sévères car elles entraînent une absence de compétition supérieure à 28 jours. Il existe une augmentation du risque de blessure du genou en DH (risque relatif (RR) DH = 1.84) comparativement aux autres disciplines (RR SL = 1.43; GS = 0.90, SG = 1.05) et le risque de blessure du genou est globalement supérieur dans les disciplines de vitesse [32,95]. Dans les disciplines techniques, les blessures semblent liées aux importantes GRF [107], alors que les sauts et la vitesse de course très élevée sont deux facteurs de risque notoires dans les disciplines de vitesse [30,285].

Les études épidémiologiques indiquent que le risque de rupture du LCA est dépendant du sport, du niveau de performance et du sexe [244]. De plus, les causes de blessure sont multifactorielles et incluent des facteurs de risque intrinsèques (condition physique, âge, sexe) et extrinsèques à l'athlète (facteurs environnementaux, équipement). Les facteurs de risque modifiables (par exemple entraînement physique) qui peuvent être atténués par un entraînement adapté présentent un intérêt particulier [23] par rapport aux facteurs de risque non modifiables (par exemple génétique, sexe) [12]. Les programmes d'entraînement

neuromusculaire préventifs ont fait la preuve de leur efficacité pour réduire l'incidence des lésions du LCA dans d'autres sports [11] mais il manque des études en ski. Les facteurs de risque liés à l'équipement (matériel de ski, chaussures de ski, fixations) et à l'environnement (tracé de course, conditions météo, état de la piste ...) ont par contre été assez largement étudiés dans la littérature et des mesures spécifiques ont été prises [105,108,121,173,174,287,288] sans qu'aucun changement n'ait été observé sur le taux de blessures des membres inférieurs [117]. En résumé, malgré le taux élevé de récurrences de rupture du LCA et le caractère unique des mécanismes lésionnels démontrés en ski, relativement peu d'études ont traité des facteurs de risques modifiables (par l'entraînement) des lésions du LCA [156,157,159,253]. La fonction neuromusculaire en fait partie mais il existe peu de critères spécifiques au ski pour le retour à la compétition ou de valeurs normatives de force au regard des exigences du ski alpin, encore moins par discipline ou par sexe. Il est simplement généralement accepté que les skieurs doivent avoir une excellente force musculaire de la cuisse afin d'éviter les blessures du genou [158,306]. Malheureusement, lors de sauts verticaux répétés, les skieurs opérés du LCA présentent des profils de fatigabilité aigüe différents des skieurs non opérés ainsi qu'une modification de l'index d'asymétrie fonctionnelle entre les deux jambes [157] ; il existe également des déficits persistants à 25 mois post-opératoire sur la force maximale et le RTD bien que les skieurs aient repris la compétition [155].

6.2. Mécanismes de blessures du genou

6.2.1. Considération sur les situations de blessure

Le skieur contrôle la prise de carres lorsqu'il s'incline dans le virage, il est en équilibre dynamique contre les forces externes. L'alignement des articulations, la musculature du skieur et la position de son centre de gravité ont des effets importants sur cette capacité de contrôle ainsi que sur la répartition du poids entre le ski extérieur et le ski intérieur. La posture d'un skieur alpin est liée à différents schémas neuromusculaires. D'après Koyanagi et coll. [168], les moments d'extension de la hanche et de la cheville ainsi que l'activité musculaire des ischio-jambiers augmentent en position penchée en avant tandis que le moment d'extension du genou et l'activité musculaire du quadriceps diminuent. La dépendance des ischio-jambiers augmente en position penchée en avant (piste simulée) avec légère flexion des genoux, une posture considérée comme plus favorable au regard du risque de blessure en ski. La

distribution des pressions change également au cours du virage pour les besoins de la performance, avec des mouvements de recul et d'avancée du skieur, impactant l'effet directionnel du ski qui a été décrit dans un mécanisme de blessure tel que le contact ski-neige brutal [33] (voir ci-dessous). En effet, le fait de déplacer la pression vers l'avant du ski pour effectuer un virage plus court augmente l'effet directionnel du ski lorsque il est mis sur la carre (tandis que le déplacement de la pression vers le talon le réduit et élargit le virage) [181]. L'athlète contrôle donc la distribution du poids en changeant les équilibrations avant/arrière pour obtenir la courbure de virage désirée grâce à l'effet directionnel du ski.

6.2.2. Mécanismes principaux au niveau élite

Les blessures du LCA sont dues à des mécanismes à haute énergie en ski de compétition [30]. Elles surviennent très rapidement (< 60 ms) et comportent une rotation tibiale et des forces de cisaillement antérieures contraignantes pour le LCA [30,31,33]. Les mécanismes de blessure du LCA au niveau élite en ski alpin se distinguent des sports collectifs et plusieurs situations spécifiques ont été décrites [30] qui sont détaillées dans cette section :

1. *Le chasse-neige dynamique.*
2. *La réception arrière d'un saut* : ce mécanisme met en jeu une contraction brutale du quadriceps sur un genou hyperfléchi lors du redressement qui suit une réception en arrière. Le *boot-induced anterior drawer* (BIAD) est un mécanisme apparenté.
3. *Le contact ski-neige brutal* (de l'anglais *slip-catch*). Après avoir perdu le contact avec la neige, le ski remord brutalement.

6.2.2.1. Chasse-neige dynamique

Le chasse-neige dynamique a principalement été décrit dans les disciplines de vitesse sur la JI lors d'une traversée ou lors d'un long virage [30] ; ce mécanisme survient dans 15% des cas (3/20) des lésions du LCA. Le skieur est en déséquilibre arrière et les charges sont réparties asymétriquement entre les membres inférieurs. Le ski extérieur allégé s'écarte sous le skieur, le plaçant en position de chasse-neige. Le ski intérieur est alors chargé et le genou est fortement fléchi ; le ski passe de la carre externe à la carre interne qui accroche la surface de la piste et force le genou en rotation interne et/ou valgus. Le skieur reprend son équilibre à partir de cette position de chasse-neige.

6.2.2.2. Atterrissage en arrière

L'articulation du genou est exposée à de hauts niveaux de charge à la fois par l'équipement et par les demandes physiques du ski alpin [85,153,192,217]. D'après des observations chez cinq skieurs canadiens élite, McConkey et coll. [193] ont proposé un mécanisme de lésion du LCA comportant une force de cisaillement antérieure sur le genou générée par les forces externes passives dues à la chaussure de ski sur le tibia (*boot-induced anterior drawer*, BIAD) et une force de cisaillement active interne provenant de la contraction puissante du quadriceps lorsque le skieur essaie de revenir à sa position d'équilibre après une réception arrière de saut [193]. Lorsque le skieur est en position assise, son tibia accélère par rapport au haut du corps, en raison de l'action de la chaussure de ski rigide [153]. Cela ressemble au mécanisme de la jambe fantôme qui est observé chez les skieurs de loisir [85]. De la même façon, la réception arrière d'un saut survient dans 20% des cas (4/20) de rupture du LCA [31]. Le talon des skis touche la neige en premier avec un angle d'attaque important et des genoux presque tendus. Le mécanisme de blessure proposé est une compression tibio-fémorale avec cisaillement antérieur au niveau du tibia lorsque le skieur essaie de revenir de cette position trop arrière. Le contrôle des postures et des activations musculaires est important dans la stratégie de prévention du LCA. Ces lésions surviennent fréquemment lorsque le poids de corps est placé à l'arrière sur les talons. La fermeture de l'angle du genou lors de la compression à l'atterrissage pourrait rapidement excéder les capacités musculaires des ischio-jambiers et du quadriceps du skieur pour stabiliser son genou.

6.2.2.3. Contact ski-neige brutal

Les skieurs élite poussent les possibilités d'inclinaison et de prise de carres jusqu'à la limite, en utilisant une angulation agressive des genoux vers l'intérieur pour engager le ski extérieur tôt dans le virage coupé. Le contact ski-neige brutal est la situation de blessure la plus fréquente [33]. Le ski extérieur perd l'accroche et la pression. Lorsque le skieur essaie de regagner le contact avec la neige, le ski mord brutalement, entraînant une combinaison rapide de flexion du genou avec rotation interne tibiale valgissante. Le LCA se rompt rapidement après le commencement d'une variation angulaire rapide du genou qui passe de 39° à 69° en 60 ms soit $\sim 500^\circ \cdot s^{-1}$ [33].



En résumé, le chasse-neige dynamique et le contact ski-neige brutal sont les deux mécanismes lésionnels les plus fréquents en ski alpin avec une fréquence de 65% (13/20 cas) [31]. Ils combinent flexion rapide du genou, rotation interne du tibia et charge en valgus pendant une période très brève [33]. La rotation interne tibiale est un facteur clé dans les lésions sans contact du LCA en ski [121], c'est-à-dire sans choc direct contre une porte ou le filet de sécurité. Les forces de rotation tibiale pourraient être augmentées avec un rayon de courbure du ski plus petit puisqu'il implique un effet directionnel de l'engin plus agressif [108,173,174].

6.3. Facteurs de risques liés au skieur

6.3.1. Sexe

En raison des difficultés d'accès à la population de haut niveau et des problèmes de puissance statistique, les différences liées au facteur sexe ont rarement été investiguées [155]. L'étude des femmes concerne moins de 4% de la littérature en ski alpin parmi tous les sujets additionnés dans une revue de biomécanique du ski [128]. Pujol et coll. [247] ont analysé rétrospectivement une base de données de 347 skieurs alpins en équipe nationale et n'ont pas retrouvé de différence liée au sexe pour le taux de rupture du LCA. Une étude de cohorte (6 ans de suivi lors du système de surveillance des blessures de la FIS) a comparé les taux absolus et relatifs de blessures selon le sexe au niveau élite et n'a pas rapporté de différence. Dans une autre étude sur le haut niveau, le taux relatif de blessures n'était pas influencé par le sexe [95]. Ce fait est unique car il est clairement établi que les athlètes femmes ont plus de risque de blessure du LCA comparativement aux athlètes hommes dans les autres sports à risque et dans les sports collectifs [38,244]. En ski, les mécanismes de blessure à haute énergie semblent donc prévaloir sur les facteurs de risque liés au sexe [95], du moins au niveau élite. En effet, pour les skieurs non-professionnels, le risque de blessure est doublé chez les femmes comparativement aux hommes [50]. Les facteurs environnementaux tels que des températures extérieures froides et des chutes de neige [264] ainsi que les facteurs individuels tels que la dominance de jambe pourraient avoir un impact potentiellement plus marqué sur le risque de blessure chez les femmes [265]. Dans une étude longitudinale chez les jeunes skieurs compétiteurs (entre 14 et 19 ans, 10 ans de suivi) le ratio de risque calculé était de 2.3 pour les femmes comparativement aux hommes [253]. Les femmes âgées de 19 ans

avaient le risque le plus élevé, suivi de la tranche d'âge des 17 ans. Stevenson et coll. [291] ont effectué une revue rétrospective sur la prévalence des lésions du LCA chez 404 jeunes skieurs alpins et ont trouvé que 50% des blessures du genou étaient des ruptures du LCA. Parmi les 13% des sujets qui ont présenté une rupture du LCA, les femmes ont été plus touchées (22%) que les hommes (7%).

6.3.2. Technique et tactique de course

Tactique de course et technique du skieur ont été identifiées comme des facteurs de risque potentiels de blessure en ski de compétition [31,285] qui sont modifiables, contrairement aux facteurs de risques liés au sexe. D'après l'analyse vidéo des événements conduisant à la rupture du LCA chez 20 skieurs, ils étaient souvent en déséquilibre et avaient fait des erreurs tactiques [30,31]. De plus, les lésions du LCA survenant lors d'un atterrissage en arrière étaient précédées d'un saut techniquement médiocre.

6.3.3. Condition physique

Il est important d'identifier les facteurs de risque modifiables dans la prévention des lésions du LCA afin de les atténuer grâce aux programmes de prévention des blessures [12,328]. On peut citer la capacité de production de force rapide, les asymétries fonctionnelles, le défaut de gainage et la fatigabilité [285], le contrôle moteur du genou et l'équilibre postural [214], la charge du genou en valgus/abduction [132], la coactivation des ischio-jambiers et du quadriceps [327], le ratio de force IQ [211] et la dominance du quadriceps par rapport aux ischio-jambiers dans les mouvements de changement de direction [330].

6.3.3.1. Capacité de production de force rapide

Lors de la phase initiale de la contraction, le RTD représenterait une mesure plus fonctionnelle que le moment de force maximal en soi [109,155]. Une performance de saut médiocre et une charge anormale du genou ont été associées à un faible RTD, augmentant potentiellement le risque de blessures [245]. Le RTD joue un rôle important dans la stabilisation du système musculo-squelettique en réponse à une perturbation mécanique [97].

En ski où le temps pour développer la force maximale est très court, un RTD élevé pourrait aider à prévenir les chutes et les blessures parce que la rupture du LCA se produit typiquement dans une fenêtre temporelle inférieure à 200 ms en ski alpin [30]. En effet, un ajustement postural immédiat est nécessaire pour prévenir la chute à haute vitesse en réponse à un déséquilibre sur la piste qui présente de petites aspérités. De plus, le ratio IQ de capacité de production de force rapide pourrait également être important [155,329].

6.3.3.2. Asymétrie fonctionnelle

L'asymétrie fonctionnelle entre les membres inférieurs ainsi que les mesures de stabilité posturale sont des prédicteurs forts d'une récurrence de rupture du LCA chez les jeunes skieurs [223]. Les asymétries fonctionnelles se traduisent par une hausse du moment d'abduction du genou et de la contrainte en valgus et sont également associées à un plus grand risque de rupture du LCA chez les athlètes femmes [132]. Il existe une seule étude prospective montrant que les skieurs compétiteurs ayant une asymétrie fonctionnelle des membres inférieurs avaient une hausse du risque traumatique [143]. Une autre étude prospective a indiqué que les skieurs adolescents se blessaient plus fréquemment au membre inférieur gauche par rapport au droit, sans qu'il soit possible de relier ce résultat à une asymétrie bilatérale de force [315].

6.3.3.3. Gainage

Parmi tous les tests physiques, seul un déséquilibre de la force des muscles du tronc permettait de prédire les blessures du LCA chez de jeunes skieurs compétiteurs [253]. En particulier, les skieurs blessés avaient une baisse de la force de stabilisation posturale comparativement aux skieurs indemnes ainsi qu'une altération du ratio de flexion/extension du rachis.

6.3.3.4. Fatigue

La fatigue musculaire induite par l'exercice peut être définie comme une réduction de la force maximale qu'un muscle peut exercer et/ou soutenir [83]. En ski alpin de loisir elle se

manifeste par un décretement du moment de force excentrique du quadriceps et des ischio-jambiers observé entre 1 à 24 h après la session de ski [165]. La fatigue induite par le ski alpin altère la capacité de production de force et l'activité EMG dans les membres inférieurs [9,163,169,171,304,307]. Les conséquences neuromusculaires de l'apparition de la fatigue pour le muscle *vastus lateralis* incluaient aussi une baisse de la puissance moyenne du contenu fréquentiel dans la première moitié d'une manche de ski durant 1 à 2 min [307] ainsi que l'existence d'une fatigue dans les hautes fréquences après ~45 s de SL [304].

La section finale de la course est marquée par un risque de blessures accru chez les skieurs de Coupe du Monde, suggérant un effet de la fatigue [29] qui a été identifiée comme un facteur de risque en ski [285]. C'est pourquoi les facteurs de risque neuromusculaires liés à la rupture du LCA, tels que la hausse de l'asymétrie fonctionnelle bilatérale et les modifications de coactivation entre le quadriceps et les ischio-jambiers ont été évalués lors d'une tâche fatigante de saut vertical chez les skieurs [157]. De plus, l'étude de l'effet de la fatigue sur le RTD pourrait apporter des lumières sur les facteurs neuromusculaires responsables du taux de blessure élevé chez les skieurs élite notamment en fin de course [117,155,158].

En résumé, la condition physique du skieur [285] et la résistance à la fatigue [29] sont des facteurs importants à prendre en compte en prévention des blessures. Cependant, il ne semble pas exister de lien entre les paramètres physiques et le risque de blessure [253,270] sauf pour la force du rachis chez les jeunes skieurs [253]. En effet, aucune différence dans les paramètres physiques testés n'a pu être observée entre les skieurs suisses élite sains ou blessés au LCA [270]. Malgré l'absence de preuves sur le lien entre la condition physique et le risque de lésion du LCA en ski, les entraîneurs ont identifié les facteurs physiques parmi les cinq facteurs de risque les plus élevés [285]. Il est donc important pour les programmes de prévention des blessures et d'évaluation médicale d'avoir un haut degré de spécificité par rapport aux mécanismes de blessures rencontrées en ski alpin de compétition. Cependant, cet aspect spécifique manque dans la plupart des tests d'évaluation standards en ski alpin [270].

II. EMG : APPLICATIONS EN SKI ALPIN

1. Electromyographie de surface

1.1. Principe et méthode

L'EMG de surface est une méthode d'analyse fonctionnelle du signal musculaire à la fois simple et non-invasive ; elle est utilisée dans différents domaines comme l'ergonomie, la médecine du travail, l'analyse biomécanique du mouvement et les sciences du sport. Cette méthode permet également l'étude de la coordination musculaire lors de tâches dynamiques en sciences du sport. L'EMG reflète le niveau d'activation musculaire lors d'une contraction volontaire [119] et permet d'obtenir une approximation de la force produite (relation curvilinéaire dépendante de chaque muscle entre l'EMG intégré et le moment de la force externe) [44] et donc de mesurer la performance musculaire notamment en termes de rendement. Bien entendu, cette approximation dépend notamment de la relation moment/angle et force/vitesse du mouvement mais l'aspect non invasif et embarqué de la méthode la rend très pertinente pour l'étude du comportement musculaire en sport. L'EMG permet également d'évaluer l'impact du matériel, du niveau d'expertise, des changements induits par l'entraînement, ainsi celui de la fatigue neuromusculaire [196]. L'EMG a des applications médicales diagnostiques et thérapeutiques en rééducation notamment, grâce aux techniques de réentraînement avec *biofeedback*. La valeur instantanée du signal EMG a une distribution aléatoire mais gaussienne entre 10-500 μV . Les différentes caractéristiques de l'EMG ont largement été étudiées par diverses approches du traitement du signal EMG qui seront brièvement rappelées ci-dessous avant d'aborder l'utilisation de l'EMG qui a été faite en ski alpin. Les principaux paramètres EMG rapportés dans la littérature sur le ski alpin sont listés dans cette section.

1.2. Analyse temporelle

1.2.1. Indicateurs temporels

L'EMG redressé (transformation des oscillations négatives en oscillations positives) permet de suivre les fluctuations d'amplitude du signal et les débuts et fins d'activité musculaire.

L'EMG moyen correspond à la valeur moyenne de la valeur absolue (de l'anglais *average rectified value*) du signal EMG redressé, calculée sur un intervalle de temps donné.

L'enveloppe linéaire de l'EMG est obtenue après filtrage du signal redressé avec un filtre passe-bas ; elle ne traduit pas une vraie intégration de l'EMG.

L'EMG intégré représente la surface du signal redressé qui indique la quantité d'électricité mesurée ou le niveau d'excitation du muscle.

L'EMG RMS est la racine de la valeur moyenne du carré du signal EMG intégré sur un intervalle de temps (de l'anglais *root mean square, RMS*). Il représente une mesure de l'intégrale ou valeur efficace du signal EMG. L'amplitude du signal est estimée par la valeur EMG RMS moyenne ou pic. L'EMG RMS représente la puissance du signal et se révèle être la donnée la plus sensible et fiable [166]. La valeur EMG RMS permet d'obtenir des informations sur le nombre et la localisation des unités motrices actives, sur la forme des potentiels d'action et sur la fréquence moyenne de décharge des unités motrices [44].

1.2.2. Coactivation, coordination intermusculaire, séquence d'activation

L'analyse EMG des mouvements sportifs comporte plusieurs volets comme le niveau d'activation et la coordination musculaire (début, fin et durée des bouffées) qui peut renseigner sur les stratégies de contrôle moteur. La coordination musculaire est définie comme « une distribution de l'activation musculaire ou de la force parmi les muscles pour produire une combinaison donnée de moments articulaires » [243]. Pour certaines tâches, telles que les accélérations en cyclisme, la modification du début d'activation musculaire avant celle de l'amplitude EMG pour produire de la vitesse souligne l'importance de la séquence de recrutement musculaire dans la régulation de l'exercice [39]. Il est ainsi possible d'obtenir des informations sur l'ordre de recrutement musculaire et son éventuelle modification suite à différentes contraintes (par exemple la fatigue, l'intensité, la position, une contrainte externe ou la masse de l'objet).

Le phénomène de coactivation musculaire se définit comme une activation simultanée de muscles agissant au niveau de la même articulation. Il est souvent étudié par le biais de l'analyse EMG car l'estimation des forces produites par chacun des muscles croisant une articulation s'avère très complexe à réaliser. Ainsi, l'une des méthodes pour étudier la coactivation consiste à déterminer l'apparition du début et de la fin des bouffées EMG et à déterminer la durée de superposition.

Dans le but de comparer les profils EMG intra- et inter-individus, il est nécessaire d'avoir recours à une normalisation temporelle afin de réaliser une comparaison point par point de l'activité EMG. Généralement, entre 100 et 400 points sont utilisés selon la durée du cycle du mouvement [147] et le signal EMG est exprimé par rapport aux données cinématiques (par exemple l'angle de pédalage en cyclisme). Toutefois, trouver une référence s'avère compliqué dans le cas de mouvements moins standardisés (avec plus de degrés de liberté) comme le ski ou en chaîne ouverte (par exemple lors d'une frappe ou d'un lancer).

1.3. Analyse fréquentielle

L'analyse des puissances spectrales du signal EMG superficiel permet de caractériser le contenu spectral du signal EMG. Le signal EMG qui est décomposé par les différentes composantes sinusoïdales sous-jacentes est transformé en un spectre de densité de puissances. Lorsque le signal est stationnaire, ce qui est le cas lors de contractions isométriques soutenues, le spectre de puissance peut être présenté sous forme de raies, dont l'amplitude indique la puissance du signal dans la bande de fréquences correspondantes [44]. Lorsque le signal ne l'est pas, la méthode de modélisation en ondelettes permet d'obtenir une représentation de la puissance du signal dans un référentiel temps/fréquence qui donne une indication similaire sur le contenu fréquentiel de l'EMG à chaque instant de la contraction. Dans les deux cas, de nombreux facteurs physiologiques influencent le spectre de puissance EMG, tels que la diminution de la vitesse de conduction des potentiels d'action, la synchronisation et/ou l'augmentation de la fréquence de décharge des unités motrices, le recrutement supplémentaire en état de fatigue, le niveau de force et l'élévation de la température intramusculaire [118].

1.3.1. Indicateurs fréquentsiels :

Les harmoniques qui forment le spectre de fréquence (entre 10-400Hz) peuvent être calculées via une transformée de Fourier [196]. Parmi les indicateurs les plus utilisés on retrouve la fréquence médiane (MDF) qui partage le spectre en deux parties d'énergie égale (généralement entre 50–110 Hz) [44]. La fréquence moyenne (MNF) (de l'anglais, *mean power frequency*) correspond au centre de gravité du spectre (généralement entre 70-130 Hz). Il s'agit de la moyenne mathématique de la courbe spectrale (mathématiquement c'est le ratio

du produit sommé de la fréquence et de la puissance de chaque classe de fréquence sur la puissance ou énergie sommée). La fréquence principale, dans le cas d'une représentation temps/fréquence, correspond à la fréquence regroupant la plus grande partie de la puissance du signal au cours de la contraction. La puissance totale (puissance de densité spectrale) est l'aire sous la courbe du spectre et la puissance pic est la valeur maximale de la courbe du spectre. La puissance pic semble liée à la vitesse de conduction de la fibre motrice et la puissance totale à la force musculaire [90].

1.3.2. Fatigue et stratégie de recrutement

Durant les contractions musculaires soutenues, le spectre de densité spectrale subit une compression avec un décalage vers les basses fréquences. La compression fréquentielle du signal EMG lors d'une contraction isométrique est une manifestation myoélectrique de la fatigue musculaire localisée lorsqu'une force constante est soutenue [75,102,195,238]. Elle est le signe d'un changement du type de fibre musculaire recruté [103,283]. Les fibres musculaires ont été classées en fonction de leurs propriétés contractiles en fibres lentes (type I) et rapides (type II) et des sous-groupes ont été décrits [179]. Les potentiels d'action des fibres rapides se déplacent à haute vitesse et donnent des fréquences moyennes plus hautes. La fréquence moyenne augmente donc lorsqu'une grande proportion d'unités motrices rapides est activée [311] et inversement. L'analyse fréquentielle classique par la transformée de Fourier nécessite un signal stationnaire. Dans le cas de contractions dynamiques cette condition n'est pas vérifiée d'où l'intérêt d'utiliser des méthodes d'analyse temps-fréquence.

1.4. Taux de développement de l'EMG

Le taux de développement de l'EMG (RER, de l'anglais *rate of EMG rise*) est l'équivalent du taux de développement de force rapide (RFD). Le RER moyen ($\text{mV}\cdot\text{s}^{-1}$) est habituellement la pente moyenne de la courbe EMG-temps ($\Delta \text{EMG} / \Delta \text{temps}$) filtrée puis calculée sur diverses fenêtres temporelles fixes [91] à savoir entre 0-30 ms, 0-50 ms [1], 0-75 ms [1,204] voire 0-100 ms. Le RER pic est calculé indépendamment du seuil de détection du début de la bouffée EMG [160]. Lorsque le RER est calculé comme une moyenne sur des fenêtres temporelles fixes [91], cet avantage est perdu. Le RER relatif (s^{-1}) est normalisé par la RMS pic obtenue lors d'une CMV. Le RER pic a la plus forte corrélation avec le RFD pic et ne nécessite pas de détermination d'un seuil en début de bouffée ; il devrait donc être

privilegié dans les expérimentations où l'excitation neurale est initiée à partir d'une ligne de base bruitée [160]. On notera que RFD et RER sont fortement réduits après plusieurs séries de contractions maximales excentriques [91], suggérant que les baisses de RFD induites par l'exercice sont en partie expliquées par les modifications de la commande nerveuse.

2. EMG en ski alpin

2.1. Méthodologie

L'interprétation de l'activité musculaire en ski alpin est difficile, en raison de la multiplicité des facteurs non contrôlés comme les conditions de neige, la météo, la température ou la topographie du terrain. La recherche scientifique sur les thématiques EMG en ski alpin reste de l'ordre du domaine exploratoire, raison pour laquelle nous avons employé une approche méthodologique utilisée précédemment en ski alpin [154,288]. Trois bases de données ont été interrogées pour constituer cette revue de littérature narrative non-systématique (PubMed, Scopus, Web of Science) en utilisant les mots clés suivants : “*alpin* ski* AND EMG*” and “*ski* AND electromyograph**” pour identifier les articles scientifiques pertinents publiés entre 1981 et la date de cette revue de littérature. La **Figure 1.27** donne une vue d'ensemble des données analysées pour identifier les articles scientifiques d'intérêt.

2.2. Revue de littérature

Les recherches disponibles sur la fonction neuromusculaire en ski concernent les activations EMG et les stratégies de coordination et elles ont évalué de nombreux paramètres liés aux équipements et aux situations de ski. Parmi les 55 articles retenus, seulement 14 ont paru ces dix dernières années et sont donc considérés comme récents. Les études sur piste et en laboratoire sont respectivement présentées dans les tableaux 1a et 1b.

Onze études concernent le haut niveau. Trente-sept articles comportent des expérimentations sur piste pour 18 réalisées en laboratoire. Lors des expérimentations en ski, 20 articles contiennent de l'EMG pour les ischio-jambiers et 32 articles pour le quadriceps. Deux articles comportant de l'EMG en ski alpin ont été écrits sur les disciplines de vitesse :

le premier décrit l'activité des ischio-jambiers et du quadriceps spécifiquement lors de la réception de sauts en compétition de DH [21]. L'autre article décrit l'activité EMG lors de virages en SG [34], mais seulement pour les extenseurs de la cuisse. Il n'existe donc pas d'information sur l'activité des ischio-jambiers dans les disciplines de vitesse et très peu dans les disciplines techniques.

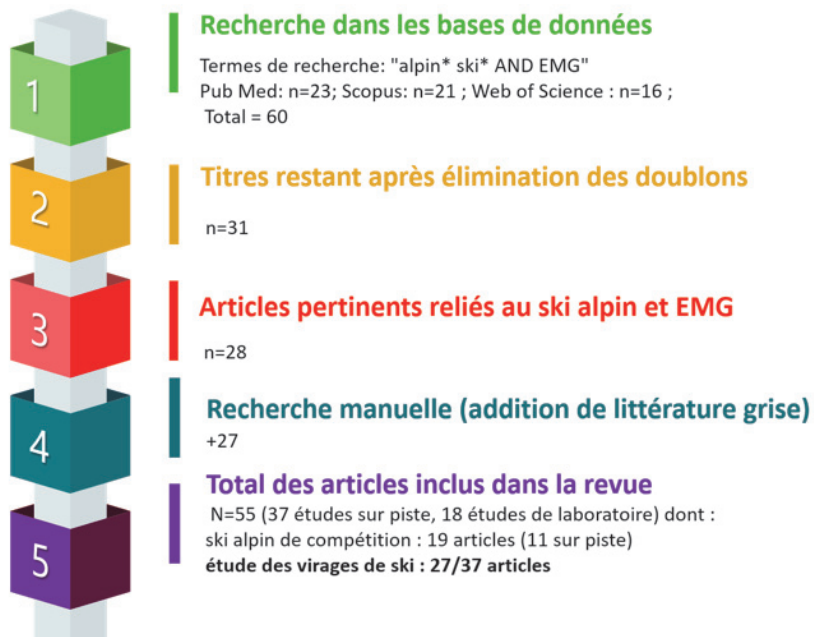


Figure 1.27 : Organigramme concernant les études EMG en ski alpin. Processus d'identification des publications de la revue de littérature

Tableau 1.a : Articles concernant l'EMG en ski alpin avec expérimentation sur piste.

Auteur	Année	Journal	Thématique	Sujets	Discipline	Muscles
Ericksson et al	1976	Orthop Clin North Am	facteurs physiologiques, histologiques et anatomiques	2 anciens skieurs alpin élites	ski alpin	plusieurs muscles dont VL, TS, RA, Gluteus, TA, etc (?)
Louie et al	1984	J Biomech	biomécanique	6 H non athlètes	SL	GMed, ST, BF, TP, PL
Clarys et al	1986	J Sports Sci	effet du matériel de ski et de la pente	8 H moniteurs de ski	ski alpin	VM, RF, BF, TA, GaL, GaM
Maxwell et al	1989	J Biomech	biomécanique, prévention blessures genou	3 H skieurs (2 experts, 1 avancé)	SL	VM, RF, VL, BF, ST, GaL
Grappa et al	1993	ASTM Special Technical Publication	ergonomie de ski vs piste	Labo : 7 H skieurs expérimentés ; Piste : 3 H skieurs (1 débutant, 1 niveau intermédiaire, 1 expert)	ski alpin	VL, Latissimus Dorsi
Clarys et al	1994	J Sports Sci	ergonomie, stratégie motrice	25 skieurs experts (moniteurs)	SL spécial	VM, RF, VL, ST, BF, TA
Müller	1994	J Sports Sci	biomécanique, cinématique : évaluation des techniques de virages	21 moniteurs de ski autrichiens	ski alpin	IJ, ES, VM, RF, VL, TA, PL, Gastrocnemius
Berg et al	1995	Med Sci Sports Exerc	cinématique, cinétique	8 H skieurs élites suédois	GS	VM, VL, RF
Hintermeister et al	1995	Med Sci Sports Exerc	cinématique	7 H skieurs élites américains (4 H et 3 F)	GS vs SL	RA, EO, ES, VM, RF, VL, SMST, BF, AD, TA, GaM
Senner et al	1995	Sportverletz Sportschaden	saut, prévention des blessures (LCA, BIAD), chaussure de ski, cinématique	étude de cas	ski alpin	8 muscles
Aune et al	1995	SJMSS	prévention LCA, cinématique	2 skieurs élites	DH	RF, VL, BF, Gastrocnemius : bilatéral
Senner & Schaff	1997	ASTM Special Technical Publication	chaussure de ski, saut, prévention des blessures (BIAD), cinématique	étude de cas	ski alpin	VM, VL, BF, ST : bilatéral
Hintermeister et al	1997	Med Sci Sports Exerc	cinématique	6 skieurs experts	chasse-neige, virages parallèles courts, GS	RA, EO, ES, VM, RF, VL, SMST, BF, AD, TA, GaM
Németh et al	1997	Am J Sports Med	rupture du LCA, effet attelle	6 skieurs experts ayant une rupture du LCA et présentant divers degrés d'instabilité	SL	VM, BF, SM, ST, GaM : bilatéral
Zeglinski et al	1998	Int J Sports Med	cinématique	5 H skieurs compétiteurs de niveau master	SL vs patins à roues alignées	GMax, ES, VM, BF, AD, PE, TA

Auteur	Année	Journal	Thématique	Sujets	Discipline	Muscles
Kiryu et al	1998	congrès IEEE	variabilité de la fréquence cardiaque, fatigue neuromusculaire	3 H	ski alpin	
Minetti et al	1998	Ergonomics	sauts (<i>drop jumps</i>), performance d'amortissement musculaire, biomécanique	skieurs élités (36 H 29 F) et sujets sédentaires (4 H)		Q et IJ (sans précision)
Barone et al	1999	ASTM Special Technical Publication (Skiing Trauma and Safety)	rupture du LCA, saut	8 skieurs experts (étude de cas : 1 rupture du LCA lors d'un saut ; groupe contrôle de 7 sujets)	ski alpin	VM, VL, BF, ST : bilatéral
Berg & Eiken	1999	Med Sci Sports Exerc	cinématique	16 H skieurs élités	SG, GS, SL, ski de bosses	VM, VL
Clarys et al	2001	J Electromyogr Kinesiol	effet de la géographie du terrain	31 moniteurs de ski, 12 cyclistes professionnels	GS, <i>schuss</i> , cyclisme	VM, RF, VL, ST, BF, TA
Raschner et al	2001	chapitre de livre (Science and skiing II)	<i>carving</i> et ski parallèle	1 H anciennement élite CM	ski alpin (SL et GS) : <i>carving</i> vs parallèle	7 muscles dont : TA, PL, VL
Nilsson et al	2004	J Sports Sci Transactions of the Japanese Society for Medical and Biological Engineering	sauts, cinématique, cinétique	5 H skieurs élités	ski alpin télémark	VL
Ushiyama et al	2005		fatigue neuromusculaire	article en japonais.	ski alpin	VL, TA
Kröll et al	2005	Congrès	fatigue neuromusculaire	10 F non athlètes	ski alpin (libre, <i>carving</i>)	VM, RF, VL
Kröll et al	2005	chapitre de livre (Science and skiing III)	entraînement en SL vs patin à roues alignées, cinématique	1 H skieur CE	ski alpin (SL)	8 muscles de la jambe : Gastrocnemius, PL, TA, BF, VL, RF, GMax et VL
Tomazin et al	2008	Eur J Appl Physiol	fatigue neuromusculaire, stimulations électriques	8 H skieurs élités (équipe nationale slovène B et C)	SL	VL
Akutsu et al	2008	en japonais	fatigue neuromusculaire	7 skieurs (experts à débutants)	ski alpin, Squat	EMG (cuisse ?)
Kröll et al	2010	Med Sci Sports Exerc	cinétique	7 F non athlètes de niveau homogène intermédiaire	ski alpin (libre, <i>carving</i>)	RF, VL
Panizzolo et al	2010	Procedia Engineering	ergomètres de ski alpin	2 H skieurs experts	ski alpin (SL)	RF, VM, BF, TA, GaL : bilatéral
Kiryu et al	2011	Conf Proc IEEE Eng Med Biol Soc	fatigue neuromusculaire	9 H (3 skieurs expérimentés, 6 skieurs intermédiaires)	ski libre parallèle (<i>carving</i>), <i>tube squat</i>	VL, BF
Kröll et al	2011	J Sports Sci Med	fatigue neuromusculaire	10 F non athlètes (skieuses)	ski alpin (libre,	VL, RF

Auteur	Année	Journal	Thématique	Sujets	Discipline	Muscles
Panizzolo et al	2013	J Sports Sci Med	ergomètres de ski alpin	de loisir) - 6 athlètes analysées	ski alpin	VM, RF
Nüesch et al	2013	Sport-Orthopadie - Sport-Traumatologie	prothèse du genou, cinétique, cinématique	5 moniteurs de ski 2 skieurs moniteurs âgés opérés du genou	ski alpin (libre <i>carving</i>)	VM, RF, VL, ST : bilatéral
Falda Buscaiot & Hintzy	2015	Comput Methods Biomech Biomed Engin	cinématique	2 H experts	ski alpin (<i>carving</i>) vs snowboard	VM, RF, VL, ST, TA, GM
Färber et al	2018	J Sports Sci	sauts (atterrissage)	8 skieurs (équipe nationale et junior nationale de ski <i>freestyle</i>)	ski alpin	VM, RF, VL, BF, ST, VL

CE : Coupe d'Europe, CM : Coupe du Monde,

Tableau 1.b : Articles comportant des mesures EMG en conditions simulées de ski alpin en laboratoire

Auteur	Année	Journal	Thématique	Sujets	Muscles
Watanabe	1981	Med Sci Sports Exerc	biomécanique	revue - ski alpin / saut à ski : skieurs japonais (élites, skieurs de loisir ou enfants)	
Schaff & Hauser	1987	Sportverletz Sportschaden	chaussure de ski, température, prévention des blessures	14 sujets	
Clarys et al	1993	J Sports Sci		revue : sports dont ski (saut à skis, ski alpin, ski nordique)	
Müller et al	2000	Med Sci Sports Exerc	spécificité de l'entraînement et de évaluation en sport de compétition	Revue	
Bisciotti et al	2001	chapitre de livre (Science and skiing II)	raideur musculo-tendineuse, sauts	20 skieurs en équipe nationale (10 alpins et 10 nordiques)	GaM, GaL, VL
Hofman et al	2001	chapitre de livre (Science and skiing II)	<i>Wingate</i> , fatigue	13 H jeunes skieurs alpins compétiteurs	Gastrocnemius, VM, RF, VL.
Werner & Willis	2002	Int J Sports Med	chaussure de ski, isocinétisme	25 skieurs (10 H, 10 F, 4 garçons, 1 petite fille) d'âges et niveaux différents	VM, VL, SM et ST, BF
Casale et al	2003	Arch Phys Med Rehabil	fatigue neuromusculaire, effet de l'âge et de l'entraînement chronique	54 skieurs actifs entraînés (43 H, 11 F)	TA
Müller & Schwameder	2003	J Sports Sci	biomécanique, techniques de virages	revue - ski alpin, saut à ski	VM, RF
Koyanagi et al	2006	Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc	cinématique, effet de la posture en ski, prévention LCA	10 F non athlètes	RF, VM, IJ, TA, Gastrocnemius
Gruber et al	2006	Int J Sports Med	chaussure de ski, entraînement sensorimoteur, raideur articulaire	63 sujets sains (non skieurs)	VL, VM, BF, SMST
Noé et al	2009	J Electromyogr Kinesiol	performance posturale, chaussure de ski, cheville	14 H skieurs experts	TA, GaM, VM, BF
Lauber et al	2011	Scand J Med Sci Sports	plasticité du réflexe spinal, contrôle postural, effet de l'entraînement de ski	22 sujets âgés (12 H, 10 F)	SOL
Sperlich	2013	BMC Sports Sci Med Rehabil	compression des membres inférieurs, fatigue neuromusculaire, vibrations, RFD	12 H skieurs élites (national/international)	TA, GaM, RF, VL, VM, BF, GMax

Auteur	Année	Journal	Thématique	Sujets	Muscles
Moon et al	2015	J Phys Ther Sci	simulateur de ski	7 sujets en équipe nationale coréenne	RF, VM, VL, TA, SM, BF, GaM, GaL : bilatéral
Jordan et al	2017	Med Sci Sports Exerc	fatigue neuromusculaire, LCA, prévention blessures, sauts (<i>squat jumps</i>)	22 skieurs élités (11 contrôles et 11 skieurs opérés du LCA, H et F)	VM, VL, BF, ST
Csapo et al	2017	Phys Ther Sport	effet du froid, blessures, RFD	10 sujets sains (F)	RF, VM, VL, BF, ST
Noé et al	2018	Sports Biomech	rigidité chaussures de ski, contrôle postural	10 sujets sains novices en ski (6 F, 4 H)	SOL, GaM, TA, VM, BF, GMed, ES, RA

TA : *tibialis anterior*, TP : *tibialis posterior*, SOL : *soleus*, GaM : *gastrocnemius medialis*, GaL : *Gastrocnemius lateralis*, PE : *peronei*, PL : *peroneus longus*, RF: *rectus femoris*, VL: *vastus lateralis*, VM: *vastus medialis*, BF: *biceps femoris*, SMST: *semimembranosus/semitendinosus*, GMax: *gluteus maximus*, GMed: *gluteus medialis*, ES: *erector spinae*, RA: *rectus abdominis*, AD: *adductors*.

2.3. Analyse temporelle

2.3.1. Niveaux d'activation musculaire sur la piste

Les études anciennes décrivant l'activité EMG du ski alpin ont mis en évidence de hauts niveaux d'activation et de co-contraction des différents groupes musculaires qui dépendaient de la situation de la jambe dans le virage (JI vs JE), du type de virage exécuté et de la technique employée. Une des toutes premières analyses EMG en ski alpin [19] a rapporté de hauts niveaux d'activité des muscles *tibialis anterior* (TA), *adductors* (AD) et du quadriceps avec une faible activation du triceps sural (TS). Maxwell et Hull [192] ont par la suite montré que les muscles *vastus medialis* (VM) et *vastus lateralis* (VL), *gastrocnemius lateralis* (GaL) et ischio-jambiers étaient plus actifs sur la JE [192]. Le *rectus femoris* (RF) avait par contre une activité supérieure sur la JI (virage considéré comme étant en décharge) par rapport à la JE. L'activité simultanée des ischio-jambiers et du quadriceps indiquait une coactivation importante. La polarité des moments de force alternait selon la direction du virage, quand le skieur changeait de carres pour négocier son virage, et le niveau de charge axiale du genou estimé d'après la force enregistrée au niveau de la fixation était un bon indicateur du niveau d'activité musculaire du quadriceps lors des virages de ski. Les auteurs ont donc suggéré qu'il était possible de déterminer le niveau d'activité musculaire du membre inférieur à partir de la charge mesurée au niveau des fixations. Ceci a eu des implications dans la conception des fixations en prévention des blessures et, pour les auteurs, l'ouverture de la fixation devait être sensible aux forces développées au niveau du genou, mesurées à partir des forces exercées sur la chaussure de ski.

→ **Repères angulaires et EMG (d'après Berg et coll., 1995)** : durée du cycle (virages droit + gauche) = 3.5 ± 0.6 s ; Angle genou = $86-114^\circ$ en JE et angle min = 66 en JI ; Angle hanche = $118-129^\circ$ en JE et angle min = 81° en JI ; Vitesse angulaire du genou = $30-38^\circ.s^{-1}$; Vitesse angulaire de la hanche $\approx 20^\circ.s^{-1}$ (Figures 1.5-1.8). L'activité EMG des vastes (VM + VL) présente un pic (74% CMV) tardivement lors phase excentrique (angle genou = $97-86^\circ$) d'un virage à gauche (JE). L'activité totale des vastes sur cette phase excentrique ($67 \pm 35\%$) est plus grande que pendant la phase concentrique ($58 \pm 29\%$). L'activité des vastes est plus grande sur la JE ($58 \pm 29\%$) que sur la JI ($30 \pm 17\%$). L'EMG du RF montre une activité biphasique avec des pics pendant la phase excentrique à la fois sur JE ($47 \pm 16\%$) et JI ($41 \pm 16\%$). Les valeurs sont moyennées sur 10 cycles lors de 2 runs séparés et sont exprimées en moyenne +/- ET pour 8 skieurs. L'EMG du quadriceps est exprimé en % des MVC réalisées en laboratoire.

Les études en ski parallèle montrent un haut niveau de co-contraction des extenseurs et fléchisseurs du genou, surtout pendant les mouvements d'extension [62]. En effet, l'activité des fléchisseurs du genou était supérieure à celle des extenseurs lors du mouvement d'extension contre gravité, et l'activité du *biceps femoris* (BF), muscle bi-articulaire, était particulièrement élevée lors de l'extension de hanche. Lors de la phase de flexion, une

puissante co-contraction des ischio-jambiers et du quadriceps empêchait l'affaissement des genoux. Si la réduction de la co-contraction semble augmenter la performance de certaines activités [282], il n'est pas forcément souhaitable de réduire cette co-contraction en ski alpin en raison de ses fonctions de protection et de stabilisation articulaire. De plus, Müller et coll. [206] ont décrit des techniques de virages variées à l'aide de courbes force/temps, angle du genou/temps et de tracés EMG bruts. Ceci a permis de caractériser le virage de ski alpin en phases de déclenchement et de conduite. Parmi les principales caractéristiques rapportées, les muscles *tibialis anterior* et *peroneus longus* (PL) jouaient un rôle important au regard des forces lors de la prise de carres, tandis que le quadriceps et le *gluteus maximus* (GMax) permettaient l'extension des genoux et des hanches. Les principales différences entre les techniques individuelles apparaissaient lors de la phase de déclenchement du virage. Les auteurs ont distingué les virages comprenant un allègement vers le haut ou vers le bas. Les virages allégés vers le haut (extension genoux et chevilles) étaient déclenchés soit par le ski aval soit par les deux skis, et les virages allégés vers le bas (flexion genoux/chevilles) étaient principalement utilisés en ski de bosse et en poudreuse profonde. Pendant la phase de conduite du virage hors de la ligne de pente le ski aval était plus chargé que le ski amont (ratio 3/1), avec plus de poids sur le talon que les spatules (ratio 3/2 pour les 2 skis) et des angles des genoux autour de 125° en JE et 115° en JI. L'angle des genoux diminuait de 5° lors de la transition vers la position de traversée. Les auteurs ont également décrit la phase de déclenchement des virages en flexion pivotée ou des virages en extension pivotée. Sur pente raide (24°) et neige compacte, le virage en extension pivotée était déclenché par le ski aval (*Upstem*) et le soulèvement de la JI (*stem*) entraînait une diminution de l'angle du genou à 110° puis il augmentait à 135°. L'EMG montrait que lors de la phase de soulèvement du ski amont, le déplacement du centre de masse entraînait une hausse de pression sur la carre interne de la JE, forçant les muscles PL et TA à augmenter leur activité. L'activité du GMax et du VL entraînait une légère extension des genoux et des hanches. Durant la phase de soulèvement de la jambe et lors du virage vers la ligne de pente qui s'ensuivait, l'activité des muscles de la cuisse était très faible. Le virage avec extension pivotée pouvait être déclenché avec les deux skis dans le cas de virages acycliques (en particulier le *downstem* et le virage parallèle) ou de virages cycliques courts. La technique des virages courts se caractérisait par un rythme cyclique sans véritable traversée et la déviation du centre de masse du skieur était minime par rapport à la ligne de pente. L'EMG montrait clairement la séquence de contraction-relaxation musculaire typique de cette technique. Dans la phase de conduite du virage hors de la ligne de pente et lors de l'impulsion suivante, certains muscles travaillaient à haute intensité mais une relaxation musculaire se produisait en fin de conduite du virage dans

la ligne de pente. Pendant la première partie du virage hors de la ligne de pente certains muscles travaillaient à haute intensité sur la JE (GMax et TA) alors que d'autres (VM, VL et PL) travaillaient à une intensité modérée. Lors de la phase de poussée, les muscles *erector spinae* (ES), GMax et TA travaillaient à haute intensité sur la JE tandis que les muscles VM, VL, RF et PL travaillaient à une intensité modérée. Les muscles RF, TA et VL de la JI avaient une très haute activité. Lorsque les skis n'étaient plus en direction de la ligne de pente, le poids augmentait sur la carre interne de la JE et sur la carre externe de la JI et l'angle du genou diminuait jusqu'à 105° sur la JI et 110° sur la JE. L'angulation augmentait graduellement et le skieur poussait fortement sur les deux skis (200% du poids de corps). La poussée créait une accélération du centre de gravité, entraînant un allègement partiel (40% du poids de corps). On observait une extension de jambes jusqu'à 130°. Durant cette longue période d'allègement, les skis revenaient dans la ligne de pente, le changement de carres se produisait et l'angle du genou diminuait de nouveau à 115°.

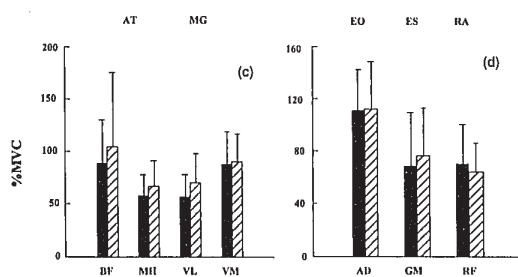


Figure 1.28 : Comparaison historique de l'activité EMG en SL vs. GS (tirée de Hintermeister et coll., 1995). Comparaison du SL et GS : amplitudes moyennes (% CMV) sur les phases combinées (déclenchement + conduite + complétion du virage) pour la JE pour les muscles BF : *biceps femoris*, IJ internes (MH) : *semimembranosus* et *semitendinosus*, VL : *vastus lateralis*, VM : *vastus medialis*, AD : *adductors*, GMax : *gluteus maximus*, RF : *rectus femoris*. Les barres d'erreurs indiquent la déviation standard et * indique $p < 0.05$.

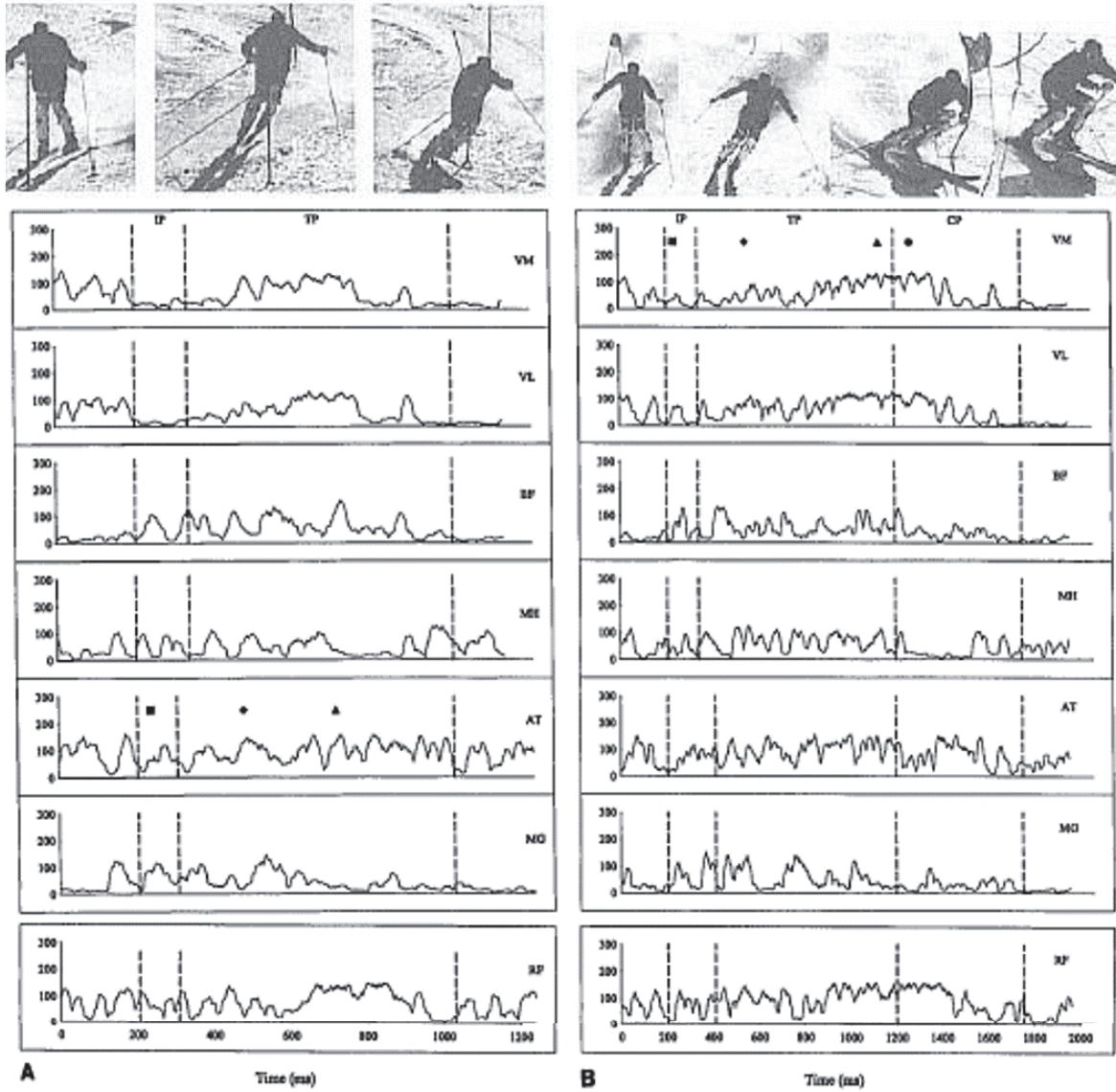


Figure 1.29 : Tracé historique des activations musculaires en GS et SL (tirée de Hintermeister et coll., 1995). Sélection de tracés EMG (RMS 15 ms, % CMV) pour 7 des 12 muscles étudiés, avec la séquence de photos du skieur pendant les phases du virage en SL (A) et en GS (B). IP = phase de déclenchement, TP = phase de conduite, CP = phase de complétion du virage. La ligne verticale hachurée indique les limites de phases et les symboles suivants indiquent le moment de prise de chaque photo : ■ = IP, ◆ = TP phase précoce, ▲ = TP phase tardive, ● = CP. VM : *vastus medialis*, VL : *vastus lateralis*, BF : *biceps femoris*, MH : ischiojambiers internes, AT : *tibialis anterior*, MG : *gastrocnemius medialis*, RF : *rectus femoris*.

Tableau 2.a : Amplitudes EMG moyennes pour 12 muscles en SL et GS (reproduit d'après Hintermeister et coll., 1995)

Muscle	Slalom			Géant			
	Virages	Déclenchement	Conduite	Virages	Déclenchement	Conduite	Complétion
Adductors	19	99.2	111	21	83.1	110.4	125.5
		<i>63.5</i>	<i>31.3</i>		<i>56</i>	<i>42.3</i>	<i>39.9</i>
Tibialis anterior	19	74.9	95.1	21	72.4	82	85.6
		<i>17.7</i>	<i>30</i>		<i>22.1</i>	<i>21.4</i>	<i>23.2</i>
Rectus abdominis	19	30.5	31.4	21	23	27.5	35.7
		<i>19.9</i>	<i>13</i>		<i>13.1</i>	<i>17.4</i>	<i>24.8</i>
External obliques	19	23.3	43.1	21	18.6	49.3	38.6
		<i>14.2</i>	<i>15.4</i>		<i>9.7</i>	<i>17.1</i>	<i>22.7</i>
Erector spinae	19	79.5	108.8	21	66.1	108.3	101.7
		<i>43.9</i>	<i>35.4</i>		<i>28.4</i>	<i>18.3</i>	<i>30.4</i>
Gluteus maximus	19	60.9	72.4	21	65	84.2	67.1
		<i>45</i>	<i>43.6</i>		<i>34.4</i>	<i>36.5</i>	<i>45.4</i>
Gastrocnemius medialis	19	49.4	54.9	21	52	51.7	48.1
		<i>25.7</i>	<i>20.2</i>		<i>23.2</i>	<i>14</i>	<i>17.1</i>
Biceps femoris	20	89.9	89.3	21	82.3	110.6	100.6
		<i>67.4</i>	<i>43.8</i>		<i>61.7</i>	<i>68.3</i>	<i>85.6</i>
Semimembranosus /Semitendinosus	20	62.2	57	21	51.2	76.7	56.7
		<i>15.8</i>	<i>21.8</i>		<i>20.4</i>	<i>24.2</i>	<i>31.7</i>
Vastus medialis	20	60.8	93.3	21	54.2	96.5	91.3
		<i>55.2</i>	<i>31.5</i>		<i>32</i>	<i>26.8</i>	<i>33.6</i>
Rectus femoris	19	51	74.5	21	43.8	61.3	78.1
		<i>22.1</i>	<i>34.7</i>		<i>26.3</i>	<i>24</i>	<i>31.5</i>
Vastus lateralis	20	36	61.4	21	35	76.7	72.5
		<i>40.3</i>	<i>20.1</i>		<i>16</i>	<i>26.7</i>	<i>33.9</i>

Moyenne et écart-type pour les amplitudes EMG moyennes (%CMV) pendant chaque phase du virage de Slalom et de Géant.

L'activité EMG en ski parallèle a également été mesurée en SL et en GS chez 7 skieurs de haut niveau et les auteurs rapportent des similitudes d'activation sur les valeurs pics et moyennes des 12 muscles étudiés, indiquant des similitudes entre les deux disciplines techniques [137](**Figures 1.28-1.29, Tableaux 2.a-2.b**).

Tableau 2.b : Amplitudes EMG pics pour 12 muscles en SL et GS (reproduit d'après Hintermeister et coll., 1995)

Muscle	Slalom		Géant	
	Moyenne	ET	Moyenne	ET
Adductors	245.3	51.7	258	63.2
Tibialis anterior	168.2	80.7	155.6	47.4
Rectus abdominis	96.9	35.4	101.4	47.3
External obliques	120.3	36.4	130.9	27.5
Erector spinae	268.4	55.2	262.9	51.2
Gluteus maximus	202.9	93.1	213.6	82.6
Gastrocnemius medialis	131.1	33.2	129.8	32.5
Biceps femoris	220	111.7	232.7	129.6
Semimembranosus/Semitendinosus	140.2	44.3	150.6	43.9
Vastus medialis	208	65.6	201.7	52.1
Rectus femoris	160.6	69.8	163.2	58.2
Vastus lateralis	145.9	60.5	152.2	51.6

Moyenne et écart-type (ET) pour les amplitudes EMG pics (%CMV) pendant chaque phase du virage de Slalom et de Géant (reproduit d'après Hintermeister et coll., 1995).

Les mêmes auteurs ont par la suite décrit l'activité de nombreux muscles lors de l'exécution de trois types de virages de ski : chasse-neige, ski parallèle, virage de Géant [138]. L'amplitude moyenne du signal EMG augmentait du chasse-neige au ski parallèle puis au GS pour quatre (VL, SMST, BF, *externus obliquus* EO) des douze muscles étudiés. L'amplitude moyenne allait de 16% (CMV) pour EO (chasse-neige) à 140% pour les adducteurs (GS). Le pic d'amplitude dépassait 150% avec les trois techniques pour les muscles VM, VL, BF, ischio-jambiers, AD et aussi en GS pour les muscles GaM, RF, ES. Les amplitudes pics allaient de 49% pour le *rectus abdominis* (RA) (en chasse-neige) à 283% pour le BF (en GS). L'activité musculaire la plus intense a été mesurée en GS (sauf pour les ischio-jambiers) ; elle était moindre lors de virages parallèles courts et encore plus faible en chasse-neige. Il existait une large co-contraction des muscles quadriceps et ischio-jambiers sur la JE. Les muscles bi-articulaires de la cuisse (RF, SMST, BF) travaillaient avec les adducteurs et les ischio-jambiers pour stabiliser la hanche et le tronc en contrôlant la flexion et l'extension du genou et de la hanche. Ils permettaient au skieur de résister à la force centrifuge très élevée pendant le virage et d'absorber les vibrations créées par les ondulations du terrain. La force centrifuge s'exerçant sur le skieur est directement proportionnelle à sa masse, au carré de la vitesse, et inversement proportionnelle au rayon du virage. Ainsi, lorsque la vitesse augmente et que le rayon diminue, la force centrifuge augmente, expliquant en partie le niveau d'activation musculaire dans les trois styles de virages (vitesse croissante du chasse-neige au ski parallèle

puis au GS). Les auteurs ont donc recommandé des exercices stabilisant le genou via une co-contraction du quadriceps et des ischio-jambiers [138].

D'après une ancienne étude, l'activité EMG des vastes élevée sur la JE indiquait une utilisation préférentielle unilatérale des extenseurs de jambe en ski alpin [35]. Au contraire, la séquence de contraction bi phasique du RF suggérait un fonctionnement double d'une part comme extenseur du genou pendant la phase d'appui sur le ski extérieur et d'autre part comme fléchisseur de hanche pendant la phase d'appui sur le ski intérieur. Le VM et VL avaient un niveau d'activation simultanée similaire, autour de 73% (CMV) en GS et SL [35], pour atteindre un pic dépassant 100% sur la JE en fin de phase excentrique. Des niveaux de contraction modérés voire élevés en SL (PE, TA, VM, BF, AD, ischio-jambiers, ES : 48-172%CMV) ont également été confirmés par d'autres études [331]. Il faut également souligner que l'activation musculaire augmentait durant la phase excentrique du virage qui était deux fois plus longue que la phase concentrique [34].

En compétition de GS et de SL, les muscles se co-contractionnent pour mettre de la pression sur les skis [137]. Cette co-contraction semble être un mécanisme de maintien de la raideur et de la stabilité posturale requises pour exécuter les virages. Par exemple, des sauteurs à ski ont présenté une meilleure performance posturale que les sujets contrôle après une perturbation avec notamment plus de co-contractions dans les muscles posturaux distaux (TA, GaM, RF, BF) [190]. Le ski extérieur est classiquement très chargé lors de l'exécution du virage, et le niveau d'activité des extenseurs très élevé sur la JE [209,219]. Cependant, une forte charge est placée simultanément sur la JI lors d'un virage coupé. Par conséquent, un renforcement des ischio-jambiers est à nouveau préconisé en prévention des blessures et en vue d'améliorer la technique.

Färber et coll. [89] ont récemment étudié la coactivation des ischio-jambiers et du quadriceps lors de sauts en ski alpin. Ils ont analysé l'EMG intégré de cinq muscles de la cuisse pendant trois périodes du saut (aérienne, atterrissage, stabilisation). Ils ont montré que les ischio-jambiers s'activaient davantage avec l'instruction de co-contractionner ischio-jambiers et quadriceps, plutôt qu'avec l'instruction de contracter spécifiquement les ischio-jambiers, bien plus difficile à réaliser. Cette étude suggérait que l'activation des ischio-jambiers pouvait être augmentée volontairement lors de la réception de sauts, quand ils étaient coactivés avec les muscles antagonistes. Cet entraînement neuromusculaire semble important du point de vue de la prévention des blessures en ski alpin, où le skieur peut se retrouver en situation de déséquilibre à l'atterrissage, notamment au regard des mécanismes de blessures tels que le BIAD et la réception arrière précédemment décrits.

2.3.2. Simulateurs de ski

Les ergomètres de ski permettent de prendre en compte les demandes mécaniques spécifiques du ski alpin en préparation physique et de fournir un environnement de travail moins restreint, notamment hors-saison lorsque l'accès aux pistes est limité. L'étude de l'EMG sur ces ergomètres peut servir d'évaluation en médecine sportive, en rééducation ou récupération neuromusculaire ainsi que pour l'entraînement [111]. Par contre, il existait des différences d'activité EMG sur piste comparativement à un ergomètre (*Ski Master*) avec un pic du VL sur neige doublée par rapport aux valeurs observées sur l'ergomètre en raison d'une plus grande action antigravitaire sur piste impossible à reproduire sur ergomètre [111]. De même, des valeurs d'activation inférieures par rapport à la piste ont également été rapportées avec d'autres modèles d'ergomètres pour les muscles RF et VM (respectivement -41% et -51% sur *Skier's edge* et *Skimagic*) [229,230] (**Figure 1.11**). Il y avait également des différences de séquence temporelle du pic EMG (décalage de phase) en fonction du muscle étudié durant le cycle de double virage. Les pics d'activation survenaient systématiquement en milieu de cycle ($\frac{1}{2}$ JI + JE + $\frac{1}{2}$ JI) pour VM et RF c'est-à-dire sur la JE. Un sujet avait présenté des pics d'activation sur la JI probablement en raison de sa technique individuelle de ski [230].

→ **Repères EMG et forces dans le cycle de ski (d'après Panizzolo et coll., 2013a)** : lors d'une session de ski de SL sur neige, VM et RF présentent deux pics d'activation principaux (**Figure 1.11**). Il existe un pic au début et un au milieu du cycle correspondant à la JI et à la JE respectivement. Ainsi on observe un comportement différent pour les deux muscles avec un pic d'activation pour le VM au milieu du cycle de virage (JE) mais le pic d'activation principal pour le RF est en début de cycle (JI). L'analyse conduite sur les phases excentriques et concentriques des muscles RF et VM montre une activité EMG légèrement supérieure lors de la phase excentrique par rapport à la phase concentrique pour les deux muscles. La courbe de force sur neige présente un pic au milieu du cycle ($48.6 \pm 4.5\%$) sur la JE.

Pozzo et coll. [242] ont obtenu des résultats plus encourageants sur un simulateur de virages en ski alpin avec différentes intensités vibratoires. Lors des exercices, l'EMG intégré avait une valeur de 60% (CMV) sur la JI (40% d'activation pour la flexion et 20% pour l'extension) et une valeur de 60 à 86% sur la JE jusqu'à 30 Hz, valeur qui décroissait au-delà de ce taux de vibration. Les valeurs d'EMG intégré augmentaient fortement sur la JE dans la phase de flexion, alors que pendant la phase d'extension les valeurs plafonnaient à 40%. Les forces de réaction totales du virage étaient comparables à la force sous une accélération de 2-2.5 g ce qui était similaire aux valeurs contemporaines du ski de compétition. En regardant les

valeurs de transfert de force correspondant aux réponses maximales musculaires, il était possible d'identifier des seuils de charge ou de vibration qui devraient être pris en compte pour optimiser l'entraînement et/ou la réathlétisation [242].

Lors d'un entraînement sur simulateur de ski, Moon et coll. [202] ont réalisé une analyse cinématique et EMG des membres inférieurs avec un protocole fatigant. Le protocole comportait cinq blocs de 2 min de virages coupés séparés par 5 min de repos. Les angles de la hanche gauche et du genou droit ont augmenté avec la fréquence des virages. Cet entraînement soutenu sur simulateur a entraîné des mouvements de redressement des articulations des membres inférieurs, possiblement dus à un processus de fatigue. De précédentes études ont rapporté lors d'un exercice de ski sur simulateur une diminution de l'amplitude angulaire provoquée par l'accumulation de la fatigue [180]. Les résultats de Moon et coll. [202] indiquaient une co-contraction du quadriceps (RF, VL, VM) et des ischio-jambiers (SM, BF) corroborant les précédentes recherches. Pour ces auteurs un entraînement sur simulateur pourrait aider à renforcer les muscles en vue de la pratique du ski.



En résumé, l'activité musculaire en ski alpin a précédemment été étudiée chez des skieurs experts ou élite, mais principalement avant l'arrivée du ski *carving* (1999/2000). Ces études cinématiques et électromyographiques pionnières majoritairement très anciennes [34,35,137,138] servent encore de référence en science du ski.

2.4. Analyse fréquentielle

Kröll et coll. [176] ont réalisé une analyse en ondelettes de l'activité EMG des muscles RF et VL sur les deux jambes. Ils ont montré des différences de fréquence et donc de latéralité en ski alpin. La fréquence moyenne (MNF) et l'intensité EMG de la JI indiquaient une faible co-contraction du VL (**Figure 1.15**). La MNF du RF en JI était supérieure par rapport à la JE mais l'intensité EMG restait similaire. Pour le VL, à la fois l'intensité EMG et la MNF restaient inférieures en JI comparativement à la JE. Les auteurs ont expliqué la différence de signal EMG les deux jambes par une différence de stratégie de recrutement des unités motrices du RF, qui semblait activer plus de fibres rapides sur la JI que sur la JE. Ces fibres rapides de la JI semblaient importantes dans la phase de conduite du virage et donc la capacité à recruter les fibres rapides du RF lors d'un exercice prolongé en ski de loisir semblait primordiale. La demande fonctionnelle était très importante pour le RF lors des virages dans les deux directions (JI et JE), alors que c'était le cas uniquement sur la JE pour le

VL. Ainsi l'utilisation unilatérale préférentielle des extenseurs du genou en ski alpin traditionnellement acceptée [35] se vérifiait encore dans l'étude de Kröll et coll. [176] où les skieuses de loisir testées étaient capables de faire des virages parfaitement coupés, mais seulement sur les portions plates de la piste où l'on retrouvait une séquence bi phasique du VL. Les auteurs ont suggéré que la capacité à charger la JI (et donc à créer une séquence d'activation bi phasique du VL) était due à la compétence technique du skieur dans l'exécution d'un virage coupé pour une pente donnée et non due à la forme incurvée des skis en elle-même. Par contre, le RF montrait une activation bi phasique claire. Grâce à l'analyse en ondelettes, le RF et le VL ont montré des différences de séquence temporelle d'après l'intensité EMG et les fréquences moyennes, après une phase initiale où les deux muscles étaient presque inactifs au tout début du cycle de ski (**Figure 1.14**). Le VL avait ensuite un faible plateau sur la JI, puis l'intensité EMG devenait maximale sur la JE. Au contraire, le RF montrait une activité bi phasique avec deux périodes maximales (en JI et en JE) entrecoupée d'une faible activité lors de la phase du changement de carres. Les fréquences moyennes augmentaient en continu sur le VL de la JI, puis atteignaient un plateau sur la JE. Au contraire, le RF présentait deux hauts plateaux de fréquences moyennes, mais le plateau de la JI était très haut par rapport celui de la JE. Cette étude a fourni une analyse en profondeur de l'activité des extenseurs de la cuisse en ski alpin, mais l'absence d'information sur les ischio-jambiers ne permettait pas de mettre en relation l'activité du quadriceps et des ischio-jambiers. D'autre part, cette étude ne concernait ni le haut niveau ni les sujets masculins et les schémas d'activation pourraient varier considérablement selon le sexe ou le niveau d'expertise.

→ **Repères angulaires et EMG dans le cycle de ski (d'après Kröll et coll., 2010)** : L'angle moyen du genou de la JI ($94^\circ \pm 5$) était inférieur à celui de la JE ($114^\circ \pm 5$), sans influence de la pente (**Figure 1.13**). Pendant la première partie du double virage (jambe droite = JI), l'angle du genou était réduit continuellement jusqu'à un minimum de 85° . Il s'ensuivait une phase de changement de carre où la jambe droite devient JE, et on observait une extension de jambe de 30° environ. Lors de la phase suivante, la jambe droite devenait JE et l'angle du genou était relativement constant autour de 115° . Lors d'une manche de ski, chaque skieur montrait de faibles variations sur les valeurs extrêmes des angles du genou. L'activité EMG du RF et du VL sur les deux jambes indiquait des différences de fréquence et donc de latéralité en ski alpin (**Figure 1.14**). La demande fonctionnelle était très élevée sur le RF de la JI. Par ailleurs la co-contraction du VL était faible sur cette JI, comme le montrait la fréquence moyenne (MNF) et l'intensité EMG de la JI pendant les virages coupés (RF : MNF JI > JE mais intensité EMG similaire ; VL : intensité EMG et MNF JI < JE). Les MNF indiquaient un comportement différent du recrutement du RF et du VL selon le statut de la jambe dans le virage (**Figure 1.15**). Les MNF du VL tendaient fortement à être plus basses sur la JI par rapport à la JE et le RF montrait des MNF statistiquement supérieures sur la JI comparativement à la JE.

3. Facteurs influençant le signal EMG

La commande nerveuse volontaire envoyée aux muscles squelettiques est considérée comme un déterminant de la performance musculaire maximale et explosive, souvent mesurée par l'amplitude du signal EMG [246,266]. Toutefois, de nombreux facteurs extrinsèques et intrinsèques peuvent altérer l'amplitude et la fréquence du signal EMG [76,90].

3.1. Facteurs intrinsèques

3.1.1. Sexe

Les quelques études s'intéressant à la fonction musculaire de la cuisse chez les skieurs élite sont anciennes et ne concernent pas les femmes [34,35,137,138]. Le signal EMG est influencé par le sexe et les caractéristiques anthropométriques (taille, masse, longueurs segmentaires du tronc et des membres) [58,129,149,326]. Par exemple, lors d'extensions du genou à 25% de CMV, Clark et coll. [60] ont observé des différences d'activation des muscles de la cuisse (RF, VL, VM, BF) entre les hommes et les femmes sans pouvoir les associer à de la fatigue. Minetti et coll. [200] ont étudié la puissance mécanique et des aspects cinématiques de la réception de sauts de type *drop jumps*. Ils ont montré que des skieuses de haut niveau avait un pic de puissance similaire à des sujets masculins sédentaires tandis que des skieurs alpins avaient une puissance supérieure. Par contre, les skieuses arrêtaient leur mouvement de décélération vers le bas lors du *drop jump* dans un intervalle de temps plus court (-20%, 0.219 ± 0.030 s) par rapport aux sujets masculins sédentaires, suggérant que la décélération rapide après l'atterrissage était employée comme une stratégie efficace, même avec un faible pic de puissance. Ainsi il existait des différences biomécaniques dues au sexe lors de l'analyse de la performance de saut chez des skieurs élite qui suggère des différences sous-jacentes sur le plan neuromusculaire. Les différences liées au sexe dans l'évaluation et l'entraînement neuromusculaire pourraient présenter une importance capitale en ski alpin dans une optique de prévention des blessures des membres inférieurs et d'amélioration de la performance [159].

3.1.2. Contrôle postural


Les changements posturaux du skieur sont sous-tendus par l'activité musculaire ; or ce sont ces modifications de la posture qui déterminent largement les changements de vitesse lors d'un saut à skis et donc la performance [62,312].

Louie et coll. ont étudié en 1984 l'EMG moyen redressé de six muscles lors de cycles de moments de torsion auto-générés par des skieurs de loisir au niveau du pied à l'aide de capteurs de force, pour différents poids de corps (0%, 50%, 100%) et angles du genou (0°, 15°, 30°) [184]. Ils ont également analysé sur neige huit virages de SL. Les signaux EMG des ischio-jambiers dépendaient de l'angle du genou. Le signal EMG du PL (rotateur latéral) et du GaM (rotateur médial) étaient de bons indicateurs de torsion qui étaient plutôt indépendants de la charge et de l'angle du genou. Le signal EMG était haut lors des virages à droite quand la jambe gauche (instrumentée) était extérieure au virage. Pour Louie et coll. [184], c'était la musculature des membres inférieurs qui supportait massivement les forces externes. Il n'a pas été possible dans cette étude de prédire les moments de torsion externe au niveau du pied à partir de l'EMG de surface en ski alpin, même pour des torsions importantes lors de chutes potentiellement responsables de blessures. En effet, il n'existait pas de forte corrélation entre le signal EMG et le moment de force appliqué au niveau du pied, contrairement à une autre étude [192]. Pour les auteurs, cette faible corrélation entre la torsion et le signal EMG était le résultat des larges contractions isométriques requises pour le contrôle postural en ski alpin comparativement aux petites contractions requises pour les mouvements de torsion. Au contraire, cette correspondance existait lors de tests de laboratoire : l'EMG de surface des muscles rotateurs médiaux et latéraux était corrélé et synchrone des torsions isométriques au niveau du pied, et la régression linéaire montrait une bonne relation entre le moment de torsion prédit et observé, indépendamment de l'angle du genou et de la charge articulaire. Cette étude pionnière suggérait que les principaux facteurs influençant le signal EMG en ski alpin lors de cycles de torsion isométriques des membres inférieurs étaient la position et le contrôle postural. Ces auteurs n'ont pas utilisé de valeurs normalisées et il est difficile de faire des comparaisons avec leurs résultats EMG exprimés en voltages bruts. En dehors des muscles directement impliqués dans le mouvement, les muscles qui ont des actions antigravitaires ou posturales et une fonction de stabilisateurs articulaires effectuent pour ces raisons des contractions isométriques [111].

Aune et coll. [21] ont étudié chez deux skieurs alpins élite l'activité EMG lors de réception de sauts en descente afin d'estimer le rôle des muscles lors d'une rupture du LCA au cours d'un atterrissage trop arrière. Juste avant l'atterrissage, les muscles BF et GaL étaient

recrutés 60 ms plus tôt que les extenseurs du genou (VL, RF) avec un pic d'activité simultanée des extenseurs et fléchisseurs lors du contact au sol. Cependant, lors de la phase de stabilisation (≈ 200 ms) pendant laquelle l'angle de flexion du genou augmentait (36° à l'instant de l'impact), l'activité excentrique des extenseurs s'est poursuivie tandis que les fléchisseurs se sont relâchés. Les auteurs concluent que les ischio-jambiers n'étaient plus en mesure de prévenir la rupture du LCA après l'atterrissage car plus le genou se fléchissait plus les extenseurs devenaient dominants, entraînant potentiellement un tiroir antérieur délétère pour le LCA. Senner et coll. [274] ont étudié un cas de réception arrière de saut en ski alpin afin d'analyser le BIAD, mécanisme de blessure spécifique vu plus haut. Le déblocage ou le blocage du *spoiler* (cale de projection) à l'arrière d'un prototype de chaussure de ski permettait de produire ou non un moment de force vers l'arrière. Le but était de quantifier les effets cinématiques et musculaires induits par le nouveau *spoiler*. Les résultats ont montré une hausse du quotient d'activité pour huit muscles des membres inférieurs testés ainsi qu'une précision du mouvement plus grande lorsque le *spoiler* était activé. Ces résultats indiquaient un meilleur contrôle du genou avec le nouveau *spoiler*.

Plus récemment, Koyanagi et coll. [168] ont montré que le fait de se pencher en avant était avantageux en prévention des ruptures du LCA car le moment d'extension de la hanche et l'activité musculaire des ischio-jambiers augmentaient tandis que le moment d'extension du genou et l'activité musculaire du quadriceps diminuaient. Ainsi, en position penchée en avant l'équilibre dynamique du ratio IQ était maintenu grâce à l'augmentation de la dépendance des ischio-jambiers. Inversement, en position penché en arrière, l'activité musculaire du quadriceps, les moments de flexion de la hanche et d'extension du genou et la force induite par la chaussure de ski augmentaient. Or les ruptures isolées du LCA peuvent survenir lors de mécanismes combinant une rotation externe du tibia et un moment de valgus. La force violente du tiroir antérieur du quadriceps pour contrecarrer la chute en arrière ainsi que l'extrusion passive concomitante de la jambe par la chaussure de ski ont été considérés comme des facteurs critiques de rupture sans contact du LCA [276].

 **En résumé, l'activité musculaire des membres inférieurs peut varier en fonction du déplacement du centre de gravité et de l'effet centrifuge du skieur alpin, mais aussi en fonction de l'angle de flexion du genou et il apparaît nécessaire de déterminer le ratio d'activation et de force IQ qui est un indicateur de l'équilibre dynamique du genou.**

3.1.3. Niveau d'expertise, technique individuelle

Les adaptations posturales de skieurs novices et expérimentés ont été comparées lors du franchissement d'une bosse [312]. L'EMG intégré indiquait que le skieur expérimenté anticipait sa posture à l'approche de la bosse contrairement au skieur inexpérimenté. Au passage d'une bosse, les enfants présentaient une stratégie d'adaptation des mouvements (diminution) qui devenaient de plus en plus petits lors des dix essais successifs, notamment sur les membres supérieurs [312]. Après plusieurs essais le skieur était devenu capable d'inhiber le contrôle postural involontaire réflexe déclenché au passage de la bosse. Plus récemment Kiryu et coll. [163] ont montré que lors de la répétition de manches de ski libre, les skieurs experts avaient un profil dynamique caractérisé par de brèves périodes d'activité musculaire, des bouffées EMG discontinues et une grande production de force. Au contraire, les skieurs de loisir avaient un profil statique avec des périodes d'activation musculaire plus longues voire continues mais une intensité et production de force plus faibles que les skieurs experts. Une autre étude comportant des mesures EMG intégré du *latissimus dorsi* et du VL lors d'une descente de ski a montré que l'activation des muscles du dos précédait l'activation du quadriceps, mais que cette activation diminuait avec l'augmentation de l'expertise des sujets [111].

Nüesch et coll. [224] ont étudié l'impact d'une prothèse totale du genou sur la technique individuelle de ski grâce à des mesures EMG de la cuisse et des mesures goniométriques chez deux moniteurs de ski vétérans. L'activité EMG intégrée normalisée des muscles de la jambe et les angles de flexion du genou différaient selon le côté (jambe opérée/saine), la jambe en ski (JI/JE), la vitesse du skieur (rythme normal/rapide) et le patient. Le patient A avait principalement compensé sa prothèse par un ajustement de l'activité musculaire avec des flexions du genou comparables aux valeurs précédemment rapportées chez des sujets sains lors de virages coupés [176,209] et l'activité EMG des muscles ST, RF et VL était supérieure sur le genou opéré comparativement au genou sain. Le patient B avait principalement compensé sa prothèse en ajustant le schéma postural de la jambe opérée et l'angle de flexion du genou s'était décalé vers des valeurs plus petites (jambe plus tendue) comparativement à des sujets sains [176] alors que les activités du VM et du RF étaient supérieures sur la jambe non opérée, suggérant que le patient B protégeait sa jambe blessée en déportant son poids du côté sain. Comme des sujets sains, les deux patients de cette étude avaient une séquence d'activation monophasique du VL (un seul pic durant le double virage, localisé en JE). Contrairement au VL, le RF présentait un double pic (à la fois en JI et en JE) chez les deux patients. L'activité plus faible du RF sur la JI comparativement à la JE indiquait

une utilisation du RF en tant que fléchisseur de hanche [35]. Les deux patients avaient une activité du ST supérieure sur la jambe opérée, indiquant une co-activation supérieure entre extenseurs et fléchisseurs du genou. Sachant que le déficit des ischio-jambiers persiste généralement longtemps en post-opératoire, une activité supérieure du ST était donc requise pour produire la force musculaire nécessaire lors d'une tâche de ski. Dans cette étude, les différences de stratégie d'activation pour tous les autres muscles étaient spécifiques aux patients. Kröll et coll. [176] ont également rapporté de larges différences interindividuelles dans les stratégies d'activation musculaire parmi les skieuses de loisir. Les différences ainsi observées dans l'étude de Nüesch et coll. [224] pourraient être en partie dues aux différences de technique individuelle.

Jordan et coll. [159] ont récemment montré que les skieurs élite avaient une meilleure capacité à générer l'impulsion dans la phase de décélération excentrique du saut en contre-mouvement comparativement à des skieurs adolescents compétiteurs. Ils expliquaient ce résultat par une adaptation neuromusculaire spécifique à la discipline chez les skieurs élite en raison de l'importance de l'exposition chronique à de hautes charges musculaires excentriques pendant les virages et les réceptions de sauts [35,310].

3.2. Facteurs extrinsèques

Le niveau d'activation musculaire dépend également de divers paramètres extérieurs qui s'imbriquent comme la pente, la force de réaction au sol, la fréquence ou l'intensité vibratoires, les caractéristiques de la neige (qualité, viscosité, température) et la vitesse. L'ergonomie du matériel de ski (type de chaussures, fixations, caractéristiques du modèle de ski) influence l'activité musculaire et le risque de blessure, mais également la performance.

3.2.1. Neige, pente, piste

L'activité musculaire augmentait avec la vitesse du skieur [63] et donc logiquement avec la pente en GS ainsi que lors d'une trace directe [61]. Sur une pente à 19%, l'intensité de contraction était très faible (4-17% CMV) alors que sur une piste à 51% elle variait de 19 à 43% CMV. Kröll et coll. [176] ont confirmé ces résultats car, lorsque la pente augmentait, l'intensité EMG augmentait pour RF et VL, alors que la fréquence moyenne n'était pas directement liée à la pente. Ces auteurs ont montré l'importance du RF sur les deux jambes et

celle du VL sur la JE. En effet, VL et RF avaient une hausse d'intensité EMG sur pente raide en JE, mais seul le RF montrait une forte hausse d'intensité EMG en JI. L'activité EMG des muscles de la jambe et les angles de flexion du genou différaient également selon la pente chez deux moniteurs de ski vétérans qui avaient effectué six runs sur une piste de 450 m avec une pente modérée (39%) pour les premiers 220 m et une portion suivante de 230 m plate (18%) [224]. L'activité musculaire était inversement proportionnelle à la température du revêtement neigeux qui influence la vitesse du skieur. Les neiges les plus froides entraînaient les activités les plus fortes alors qu'un réchauffement de la neige diminuait la vitesse du skieur.

Les surfaces irrégulières et les vitesses élevées rencontrées en ski alpin exposent également les athlètes aux vibrations et aux chocs [197,321]. Le déplacement d'un muscle par vibration passive stimule les fuseaux neuromusculaires via le réflexe polysynaptique de vibration [259,273]. En conséquence, un nombre important de motoneurons sont activés [237] ce qui élève l'EMG du VL [54] et accélère la survenue de la fatigue [277]. De plus, les mouvements oscillatoires prononcés sur un muscle interfèrent avec la neurotransmission et le recrutement des fibres musculaires lors d'une contraction en réponse à l'excitation. Les pistes régulièrement injectées depuis ces vingt dernières années ont modifié le déroulement des compétitions, rendant les conditions de glisse plus stables lors de la matinée. Federolf et coll. [93] ont montré que l'intensité vibratoire moyenne diminuait d'un facteur deux ou trois au cours de la matinée si la neige était changeante (dure à molle), baisse corrélée à la diminution de l'intensité EMG moyenne. Ces auteurs expliquaient la hausse de l'activité EMG lors de l'exposition vibratoire sur neige dure par l'amortissement musculaire actif, la hausse de la co-contraction et la nécessité d'ajustements posturaux. L'amplitude vibratoire sur des virages courts (10 g) était supérieure par rapport aux virages coupés (6 g) et décroissait sur les phases de glisse en position de recherche de vitesse (2 g). Ainsi slalomeurs et géantistes semblaient plus exposés au facteur vibratoire et donc aux impacts. La dureté de la neige influençait le signal EMG et l'exposition aux vibrations pourrait accélérer la survenue de la fatigue et donc le risque de chute.

3.2.2. Equipement, technique de virage

Clarys et coll. [62] ont étudié le signal EMG principalement des muscles de la cuisse lors de l'apprentissage du ski alpin pour trois virages d'école (*Stem Christie*, *Stem*, *Parallel Christie*) en fonction de trois skis différents (souples, rigides, skis de compétition) chez 25 moniteurs. Les virages de type *Stem Christie* et *Parallel Christie* impliquaient des

mouvements très rythmés. Le virage *Stem* requérait une coordination motrice plus complexe et semblait nécessiter un plus haut niveau de compétence neuromusculaire que les deux autres exercices. Les trois modèles de skis induisaient des différences systématiques de signal EMG, le ski souple entraînant l'activité EMG la plus faible par rapport au ski rigide ou au ski de course. Le ski de course était plus exigeant en termes d'activité musculaire que des skis souples ou rigides. En admettant qu'une activité musculaire plus faible facilite l'exécution du mouvement, le ski souple a donc été recommandé en ski de loisir. En effet, un ski plus économe sur le plan neuromusculaire permettrait un meilleur contrôle des mouvements en ski alpin [62,63]. L'ergonomie de certains types de virages chasse-neige (variante autrichienne vs variante croate) et de skis (standards vs paraboliques) a également été étudiée à des fins d'enseignement du ski alpin [250]. Par rapport aux skis traditionnels, les skis paraboliques ont généré des forces de réaction au sol moindres et mieux réparties, c'est-à-dire également distribuées sur les deux jambes ce qui entraînait moins de contraintes pour le skieur. En comparaison, les skis standards ont induit une charge préférentielle sur la jambe extérieure avec une activation constante des muscles et de faibles différences entre les trois phases du virage (entrée, conduite, sortie). Avec des skis paraboliques, la variante autrichienne du virage chasse-neige était moins contraignante que la variante croate. Ce type de mesure permettrait d'après les auteurs de modifier les techniques d'enseignement afin de réduire le temps et les efforts d'apprentissage technique en ski.

3.2.2.1. Chaussures de ski

Falda-Buscaiot et Hintzy [88] ont montré que la différence d'équipement et en particulier de rigidité des chaussures de ski alpin ou des bottes de snowboard entraînait des différences de stratégie d'activation musculaire entre les deux disciplines pour les muscles du mollet. Cependant, ces auteurs retrouvaient une stratégie d'activation musculaire similaire en ski et en snowboard, bien que le RF tende à être plus activé en ski. D'autre part le ST était moins activé en ski alpin qu'en snowboard, la co-contraction des ischio-jambiers semblant plus importante en snowboard pour les virages *frontside*. D'autres auteurs ont étudié chez 63 sujets sains (non skieurs) l'effet du support (pieds nus, chaussure de ski, attelle de cheville) sur l'activité EMG intégrée des muscles de la cuisse et sur la raideur mécanique du genou (Nm/mm) en réponse à une translation antérieure du genou lors d'un entraînement sensorimoteur [113]. L'entraînement sensorimoteur comportait différentes tâches de stabilisation posturale sur des surfaces instables. La force était appliquée avec un stimulus rapide (50 ms) ou lent (1.5 s). Après la période d'entraînement, le groupe qui s'était entraîné

pieds nus présentait une hausse de la raideur mécanique du genou uniquement lorsque la force était appliquée rapidement. Les sujets qui s'étaient entraînés en chaussures de ski étaient capables d'améliorer la raideur mécanique uniquement si la force était appliquée lentement. Ces améliorations correspondaient à une activité renforcée des ischio-jambiers (BF, ST), soulignant leur importance dans la stabilisation du genou [194]. Ces résultats indiquaient aussi une hausse du contrôle neuromusculaire après un entraînement sensorimoteur du genou qui dépendait du niveau d'immobilisation de la cheville durant les entraînements, incitant les auteurs à recommander pour les skieurs de s'entraîner en chaussures de ski régulièrement.

3.2.2.2. Vêtements de compression

La gamme de fréquence des forces de réaction au sol rencontrées en ski alpin varie considérablement en fonction de la vitesse, de l'équipement de ski et de l'état du manteau neigeux, allant de 20 Hz jusqu'à 200 Hz (pour des virages à haute vitesse sur neige dure) [98,197]. Sperlich et coll. [284] ont examiné les effets de différents niveaux vêtements de compression (0, 20 and 40 mm Hg) sur des mesures de performance lors d'une exposition passive aux vibrations chez des skieurs élite réalisant une tâche fatigante de 3 min en position de recherche de vitesse. Le port de vêtements de compression a entraîné une hausse de l'activité EMG qui était liée au maintien d'un angle du genou plus fermé (-10°) pendant les 3 min passées en position compacte sur plateforme vibrante. De plus, les auteurs ont observé une diminution des mouvements oscillatoires des muscles de la cuisse ainsi que de la fatigue perçue dans cette position de recherche de vitesse plus basse. Or, pour la performance aérodynamique, une position de recherche de vitesse plus compacte peut atténuer la résistance de la traînée de l'air et donc améliorer la vitesse [26]. Les vêtements de compression ont donc été proposés en ski de compétition pour améliorer la performance posturale et diminuer la fatigue perçue.



En résumé, les conditions environnementales sont capitales dans ce sport d'extérieur et impactent le signal EMG dans des proportions qu'il n'est pas toujours évident de contrôler en raison de leurs multiples aspects. De plus, il faut garder en tête que l'équipement du skieur est une interface qui modifie les interactions avec cet environnement.

III. TESTS ISOCINETIQUES : APPLICATIONS EN SKI ALPIN

1. Principe et méthode

Une contraction musculaire est dite isocinétique lorsqu'elle s'effectue à vitesse constante non nulle. La vitesse est maintenue constante par le dynamomètre pendant toute la durée du mouvement sur une amplitude donnée en adaptant la résistance instantanément à la force développée par le sujet. Le risque de blessure est faible car la résistance diminue si le sujet pousse moins sur le bras de levier en cas de fatigue ou de douleur. Les courbes de moments produits sur tout le secteur angulaire (ROM) testé donnent des informations pour l'analyse des pathologies musculaires et articulaires. Les tests isocinétiques sont fréquemment utilisés pour déceler des asymétries musculaires des membres inférieurs et des déséquilibres des ratios agonistes/antagonistes [226], considérés comme facteurs de risque de blessure. C'est pourquoi l'étude des ratios, des asymétries fonctionnelles et des coactivations musculaires rencontre un intérêt grandissant dans la littérature scientifique [25,41,66,124,132,136].

1.1. Paramètres calculés

Les tests réalisés sur ergomètre isocinétique fournissent des courbes d'évolution du moment de force en Newton-mètre (Nm) produit par le sujet en fonction de l'angle articulaire généralement exprimé en degrés. L'analyse de ces courbes est détaillée dans les travaux de thèse de Guillaumot [116]. La courbe peut ainsi être divisée en trois parties avec une phase ascendante ou temps de développement de force maximum, puis le sommet de la courbe ou moment de force maximal suivi d'une phase descendante où la force diminue. Parmi les variables le plus souvent calculées lors d'efforts maximaux par les dynamomètres isocinétiques, on retrouve : le moment de force maximal (Nm) qui représente le moment de force le plus haut et qui varie selon la vitesse angulaire, paramètre le plus reproductible ; l'angle d'efficacité maximal (AEM) également appelé angle optimal, exprimé en degrés, qui correspond à la position angulaire du moment de force maximal et est stable pour une articulation donnée ; le travail total (joules) qui correspond à l'aire de la surface sous la courbe, paramètre moins reproductible que le moment de force maximal ; la puissance

maximale (W ou joules/s) qui se calcule comme le travail fourni par unité de temps ou le produit du moment de force maximal par la vitesse angulaire (Nm/s) ; enfin le rapport (ratio) agonistes/antagonistes est calculé d'après les moments de force maximaux de deux muscles antagonistes (quadriceps et ischio-jambiers dans le cas du genou), à partir de valeurs obtenues sur des contractions excentriques, concentriques ou isométriques ou mixant les modes.

La variabilité des protocoles d'étude et des modes exploratoires (concentrique, excentrique) en isocinétisme du genou ne permet pas de proposer des valeurs normatives indiscutables. Les protocoles utilisent en général des vitesses en concentrique variant de $30^{\circ} \cdot s^{-1}$ à $240^{\circ} \cdot s^{-1}$. Des phénomènes réflexes inhibiteurs rendent les résultats aux valeurs inférieures à $30^{\circ} \cdot s^{-1}$ ininterprétables [318]. Les tests classiques utilisent une vitesse concentrique lente à $60^{\circ} \cdot s^{-1}$ comportant 3 répétitions et une vitesse intermédiaire à $180^{\circ} \cdot s^{-1}$ ou rapide à $240^{\circ} \cdot s^{-1}$ comportant 5 à 10 répétitions [261].

Les tests de fatigabilité musculaire sont en général effectués à $180^{\circ} \cdot s^{-1}$ [269], $240^{\circ} \cdot s^{-1}$ voire $300^{\circ} \cdot s^{-1}$ [241] avec un minimum de 20 à 50 contractions pour évaluer les capacités d'endurance des athlètes. Ce mode exploratoire est toutefois source de courbatures entre 24 et 48 h post-exercice et les tests doivent être effectués en dehors des périodes d'entraînement intense ou de fatigue musculaire afin d'avoir des valeurs interprétables.

Le phénomène d'habituation doit être pris en compte (amélioration des résultats lors de la répétition des tests) en effectuant des sessions de familiarisation. En mode concentrique, la reproductibilité est bonne pour un même type d'appareil [81] et elle est meilleure que pour le mode excentrique. La comparaison des résultats entre différents ergomètres est par contre plus aléatoire et nécessite une présentation précise du type de dynamomètre isocinétique utilisé, des vitesses et du positionnement des sujets.

Le moment de force maximal est le paramètre le plus fréquemment employé dans la littérature et le plus reproductible par rapport au travail et à la puissance. Certains travaux indiquent que des lésions anciennes des ischio-jambiers modifient l'AEM et suggèrent que celui-ci pourrait également être un marqueur intéressant [45]. En effet la longueur optimale des ischio-jambiers précédemment lésés est raccourcie et ils sont ainsi plus vulnérables aux lésions lors d'une contraction avec allongement forcé.

1.2. Intérêt du ratio ischio-jambiers/quadriceps

1.2.1. Ratio réciproque

Le ratio de force entre les ischio-jambiers et le quadriceps (ratio IQ) est considéré comme réciproque car il est utilisé pour évaluer l'équilibre entre les muscles agonistes et antagonistes du genou [2]. Lors de mouvements d'extension et flexion de la jambe en isocinétisme, la coactivation du quadriceps et des ischio-jambiers est présente à divers angles articulaires pour des vitesses angulaires jusqu'à $400^{\circ}.s^{-1}$ [16,66,162]. Ces deux groupes musculaires entourant l'articulation du genou jouent un rôle crucial en impactant la translation antérieure du tibia et donc les phénomènes de traction sur le LCA [148]. De nombreuses études ont montré que l'action du quadriceps (considéré comme un antagoniste du LCA) augmente la translation tibiale antérieure (et par conséquent la traction sur le LCA) particulièrement vers l'extension complète du genou tandis que les ischio-jambiers agissent comme agonistes du LCA en freinant cette translation [37,203,322]. Il existe un lien entre l'incidence des blessures du genou (notamment la rupture du LCA et les lésions des ischio-jambiers) et des ratios IQ faibles ou déséquilibrés par rapport à des normes définies qui représentent un facteur de risque [68,140,279,323]. Plusieurs études ont indiqué que l'activation du quadriceps lors d'une activité en chaîne cinétique fermée n'étirait pas le LCA parce que la co-contraction des ischio-jambiers augmentait les forces de contact articulaire tibio-fémorales [84,186,292] et que la force de cisaillement induite par le quadriceps était minimale [145].

1.2.2. Ratio conventionnel et ratio fonctionnel

Le ratio de force le plus souvent rapporté au niveau du genou est le ratio conventionnel (RC_{max}) en particulier en concentrique (IJcon/Qcon). L'utilisation des ratios pics ou maximaux pour décrire la fonction des principaux groupes musculaires n'a toutefois que peu de fondement au regard des mouvements réels. En effet, le mouvement physiologique diffère beaucoup du mouvement isocinétique parce qu'il met en jeu des chaînes musculaires et non un groupe musculaire isolé, parce que le geste sportif peut nécessiter des vitesses supérieures à $1000^{\circ}.s^{-1}$, et parce que le recrutement des chefs musculaires du quadriceps diffère en cas de d'exercice mono- ou polyarticulaire [8]. De plus, la mobilisation active d'une articulation entraîne une contraction concentrique des agonistes avec une contraction excentrique des antagonistes qui jouent un rôle stabilisateur. Ce dernier point a amené à exprimer le ratio IQ

de façon fonctionnelle (RF_{max}) comme un ratio excentrique-concentrique ou concentrique-excentrique afin de représenter l'équilibre des forces autour du genou. En effet, sur un ratio conventionnel, on compare les moments de force concentriques des ischio-jambiers et du quadriceps mais ces muscles ne se contractent pas simultanément en mode concentrique. La coactivation excentrique antagoniste des ischio-jambiers résiste à la contraction concentrique des quadriceps ou inversement [227]. La relation agoniste-antagoniste est mieux décrite par le ratio fonctionnel excentrique-concentrique (IJexc/Qcon pour l'extension du genou) [67,69,323] ou concentrique-excentrique (IJcon/Qexc pour la flexion du genou) [3,66]. Nous appellerons ces ratios RFKE et RFKF respectivement. Aagaard et coll. [3] ont suggéré que le RFKE reflétait le potentiel de stabilisation du genou lors d'une extension active et pourrait indiquer la capacité des ischio-jambiers à contrecarrer une translation tibiale antérieure induite par une contraction maximale du quadriceps.

1.2.3. Extension de la plage angulaire étudiée

La stabilité fonctionnelle d'une articulation change au cours du mouvement car la stabilité à la fois statique et dynamique est affectée par l'angle articulaire et la vitesse du mouvement. Aagaard et coll. [2] ont comparé les ratios IQ fonctionnels et conventionnels à $30^{\circ}.s^{-1}$ et $240^{\circ}.s^{-1}$ pour différents angles de flexion du genou (30° , 40° , 50°). Le RF à vitesse rapide ($240^{\circ}.s^{-1}$) augmentait avec l'extension du genou et tendait vers 1. De plus, la force maximale du quadriceps augmentait avec le degré de flexion du genou ($50^{\circ} > 40^{\circ} > 30^{\circ}$), alors que la force maximale des ischio-jambiers augmentait avec le degré d'extension du genou ($30^{\circ} > 40^{\circ} > 50^{\circ}$) [3]. Les auteurs concluaient que les ischio-jambiers étaient capables de stabiliser l'articulation du genou vers l'extension du genou. Certains auteurs ont essayé de remédier à ce problème en développant des méthodes d'analyse sur toute la courbe du moment de force, en multipliant les angles étudiés et en utilisant des ratios dits isoangulaires qui comportent des moments de force des ischio-jambiers et du quadriceps obtenus aux mêmes angles [82,87,146]. D'autres méthodes d'analyse statistique plus adaptées pour comparer des courbes entières ont été développées, comme la modélisation des courbes de moment de force [55] et la cartographie statistique paramétrique (SPM) [122,232]. Cette dernière méthode a fait son apparition dans les sciences du sport mais a rarement été utilisée pour l'analyse de mouvements isocinétiques [27].

2. Analyse spécifique à l'angle articulaire

L'utilisation des ratios fonctionnels (RFKE, RFKF) proposés par Aagaard et coll. [3] est plus réaliste que le ratio conventionnel d'un point de vue biomécanique du mouvement et donc d'utilisation plus appropriée. Cependant, bien que le ratio fonctionnel prenne en compte le rôle des antagonistes du genou dans la stabilisation à un angle articulaire donné, il néglige la relation IJ/Q sur l'ensemble de la plage angulaire du mouvement. Les ischio-jambiers et le quadriceps atteignent leur moment de force maximal pour des angles différents, donc les ratios dits fonctionnels ne sont pas vraiment fonctionnels d'après la relation force/longueur. La forme des courbes a souvent été réduite aux valeurs des moments de force maximaux et des CMV isométriques, souvent cités indépendamment de leur AEM, ignorant donc la relation force/longueur. En négligeant cette information, les conclusions sur le fonctionnement normal du muscle peuvent être erronées si elles sont appliquées à d'autres angles que l'angle testé [53].

2.1. Courbes de moments spécifiques à l'angle

Les courbes spécifiques à l'angle des ischio-jambiers et du quadriceps représentent le moment de force produit sur toute la plage angulaire du mouvement. Elles peuvent révéler des décrets dans la fonction musculaire sur des secteurs angulaires non apparents lors d'une étude des pics de couples [227]. Il existe peu d'études exprimant quantitativement le moment instantané durant tout l'effort musculaire. L'importance de l'interprétation des courbes de moment spécifique à l'angle entre le membre blessé (entre autres la rupture du LCA) et le membre sain est reconnue [305]. Cependant, l'évaluation morphologique des courbes moment de force/angle en isocinétisme est peu rapportée. Des déficits de la force des extenseurs du genou ont été identifiés chez les sujets ayant une rupture du LCA après avoir examiné la courbe de moment de force tous les 9° [278]. Cette approche a révélé les déficits pour des angles inférieurs à 45° de flexion du genou, déficits masqués par l'analyse des seuls pics de couple. Afzali et coll. [7] ont identifié des irrégularités dans la forme générale de la courbe moment/angle chez des patients atteints de pathologies unilatérales du genou à l'aide de modélisation de courbes. Les courbes de moment/angle identifient des pathologies telles que la chondromalacie en montrant des décrets de moment de force à d'autres angles que le pic de couple qui peut être préservé [53]. Certains chercheurs se sont intéressés à l'analyse des changements de propriétés du muscle, en particulier le décalage de la relation

force/longueur après un exercice aigu ou après un entraînement [48,227]. Par exemple, le décalage de l'AEM du quadriceps vers des longueurs musculaires supérieures que l'on observe après un exercice excentrique aigu reflète les changements transitoires de propriétés mécaniques de ce muscle [239]. Les différences d'architecture musculaire peuvent être évoquées sur la base des relations prouvées entre l'angle de pennation et les longueurs de fascicules, qui influencent la forme de la courbe moment/angle. Les propriétés musculaires mécaniques (relation moment/angle) sont influencées par les changements de longueur des muscles squelettiques (représenté par l'angle articulaire) induits par la pratique d'une spécialité sportive. De plus, les ischio-jambiers qui possèdent des longueurs de fascicules raccourcies (moins de sarcomères en série) sont plus vulnérables aux lésions musculaires lors de contractions excentriques à haute intensité, contrairement à des fascicules plus longs [303]. Globalement, l'examen quantitatif et qualitatif des courbes moment/angle peut être utile dans l'identification des stratégies de production de force et avoir des implications cliniques dans le suivi des blessures et de la performance.

2.2. Courbes de ratios spécifiques à l'angle

En football, les mesures spécifiques à l'angle pour le ratio et le moment de force obtenues tous les 10° ont été assez sensibles pour détecter des différences dans le type d'entraînement chez des jeunes joueurs professionnels [86]. Dans cette étude, les mesures traditionnelles (pics de couple) n'ont pas permis de détecter un effet de l'âge, conduisant à une interprétation erronée dans la prescription de l'entraînement, contrairement aux mesures spécifiques d'angles. La signification pratique de ces ratios continus conventionnels (RC_{θ}) ou fonctionnels (RF_{θ}) devrait être évaluée dans de futurs travaux. En effet, relier ces ratios à des tâches fonctionnelles spécifiques au sport considéré pourrait aider à identifier une faiblesse sur une plage angulaire donnée et un angle articulaire/longueur musculaire plus à risque.

Coombs et coll. [66] ont suggéré que la modélisation des relations RFKE et RFKF sur une plage angulaire de 90° d'extension du genou permettrait d'analyser l'équilibre des muscles de la cuisse. En effet, les ratios fonctionnels spécifiques à l'angle (RF_{θ}) fournissent des informations pertinentes sur la dynamique de la force musculaire basée sur un équilibre réel des forces entre les groupes musculaires [87,146] et pourraient fournir aux cliniciens une méthode précise d'évaluation de l'équilibre (déséquilibre) musculaire tout au long du mouvement [313]. Cependant toute la plage angulaire n'a pas été explorée par un ratio fonctionnel évolutif qu'on pourrait ainsi qualifier de dynamique.

2.3. Cartographie statistique paramétrique

Les processus biomécaniques sont souvent décrits par des trajectoires cinétiques et des forces unidimensionnelles (1D). Beaucoup d'études visualisent la trajectoire du mouvement puis extraient des scalaires, résumés en zéro-dimension (0D). Les analyses statistiques classiques courantes ne permettent qu'une utilisation de scalaires. Les études en biomécanique appliquée utilisent pour le ski alpin des points scalaires comme les valeurs minimales ou maximales extraites de séries temporelles cinématiques (par exemple vitesse ou énergie à l'intérieur du cycle de ski) ou comme la séquence temporelle de certains événements clés (par exemple séquence relative des phases de déclenchement ou de conduite du virage). Comme les probabilités de conclusions obtenues sur des modèles 0D ou 1D peuvent différer, il est généralement biaisé de tester une hypothèse 1D en utilisant un modèle 0D [232]. Il est démontré que l'extraction de scalaires donne des résultats différents comparativement à l'analyse des vecteurs par cartographie paramétrique statistique (*Statistical Parametric Mapping*, SPM) à cause de l'absence de prise en compte de la partie restante du jeu de données [234]. Les différences de cinétique musculaire ne sont pas forcément situées autour du minimum ou du maximum des séries temporelles. La méthode SPM permet l'analyse des séries temporelles sans réduction de la dimension à quelques scalaires [231,232], tel que le moment de force maximal. SPM-1D applique les statistiques courantes (ANOVA, t-test, régression) sur les séries temporelles de telle façon qu'aucune information n'est perdue comme lors de l'extraction de scalaires. Initialement utilisée pour analyser les images du cerveau en 3D, cette méthode est depuis couramment reprise lors d'analyses biomécaniques et EMG [27,122,272,275]. L'analyse SPM est généralisable à toute une variété de jeux de données comportant des vecteurs en biomécanique [232]. Cette méthode prend en compte la covariance des vecteurs en calculant la statistique de test et le seuil critique. Elle minimise l'erreur de type I due aux comparaisons multiples et les erreurs de type II pour les raisons mentionnées ci-dessus mais également parce qu'elle prend en compte un comportement aléatoire lorsqu'elle calcule les valeurs de p tout en utilisant la totalité du domaine de mesure temporel ; elle maintient donc une erreur alpha constante [232]. SPM calcule la statistique de test d'intérêt (F ou t-valeur, etc.) sur chaque point de la série temporelle, mais au lieu de calculer une valeur de p sur chaque point, les statistiques inférentielles sont basées sur la théorie des champs aléatoires (*Random Field Theory*) [6]. Une statistique critique de test est calculée en se basant sur le niveau alpha a priori et sur la

distribution des résidus. Si le champ statistique du test atteint une valeur supérieure au seuil, une inférence de la largeur du regroupement (*cluster*) est calculée [232]. Cette technique rend possible l'étude de jeux de données complets. Nous allons donc adopter cette approche pour comparer chaque degré d'angle lors des différentes séries de vitesses angulaires testées en isocinétisme sans être impactés par les erreurs de type I. Ainsi l'analyse vectorielle SPM pourrait montrer des différences masquées par l'analyse des scalaires (valeurs maximales). Cependant il se peut que ce ne soit pas la seule méthode capable de fournir de tels résultats. En effet, les modèles à niveaux multiples sont flexibles pour illustrer l'influence des différences liées au sexe sur la forme de la courbe de moment sur toute l'amplitude angulaire [55].

Un autre problème d'importance lorsque l'on traite des courbes de moment spécifiques à l'angle réside dans l'approximation non-linéaire et la capacité d'estimation par les approches analytiques des courbes individuelles et de groupe. Les ANOVA en mesures répétées traditionnelles qui explorent des données physiologiques longitudinales sont limitées. Les hypothèses restrictives des ANOVA ne sont pas forcément remplies lors de la modélisation des courbes spécifiques à l'angle, en particulier l'absence d'hétéroscédasticité et d'autocorrélation [114]. Il est nécessaire de prendre en compte les motifs de corrélation inhérents aux mesures répétées, en particulier lorsque l'on traite des mesures multiples proches dans le temps, car les jeux de données longitudinaux peuvent comporter une autocorrélation des résidus pour un individu donné.

En conclusion, la méthode SPM présente un intérêt certain dans l'analyse des courbes de l'angle du genou des skieurs car les athlètes utilisent une large plage angulaire en ski de compétition ($\approx 40-120^\circ$; 0° = extension complète)[175]. Cette plage angulaire n'est pas couverte intégralement par les tests isocinétiques actuels notamment en flexion profonde. La méthode SPM permettrait donc une description plus adéquate des caractéristiques cinétiques et EMG sur piste ainsi que des caractéristiques isocinétiques des skieurs.

3. Facteurs influençant les paramètres isocinétiques

3.1. Effets de l'angle et de la vitesse angulaire

La force musculaire décroît lorsque la vitesse angulaire augmente [301]. A vitesse rapide les courbes de moment de force des ischio-jambiers sont aplaties et ne subissent pas la même décroissance que les courbes de moment du quadriceps. Une étude a montré une corrélation entre le pic de force et la typologie musculaire représentée par le pourcentage de fibres rapides, mais seulement à vitesse rapide ($180^{\circ} \cdot s^{-1}$) [301].

Osternig et coll. [227] ont étudié l'effet de la position et de la vitesse angulaire sur les ratios IJ_{exc}/IJ_{con} et IJ_{exc}/Q_{con} . Ces ratios augmentaient significativement avec la vitesse angulaire et tendaient à augmenter avec la longueur musculaire en se rapprochant de l'extension du genou avec des valeurs pics vers 20° - 30° de flexion [228]. Le ratio de l'extension du genou RFKE (IJ_{exc}/Q_{con}) augmentait avec la vitesse d'extension, alors que le ratio de flexion du genou RFKF (IJ_{con}/Q_{exc}) diminuait avec l'augmentation de la vitesse de flexion [3]. Ainsi le ratio IQ augmentait avec la vitesse angulaire [28,151,164,263] sauf dans le cas du RFKF qui était plus élevé à vitesse lente [104]. D'autres auteurs ont rapporté un effet de la vitesse angulaire et de l'angle du genou (15° , 30° , 45°) sur le RF_{θ} [82]. Dans cette étude, les moments de force spécifiques à ces trois angles et le RF_{θ} diminuaient avec l'augmentation de la vitesse angulaire quel que soit le sexe. Le RF_{θ} diminuait vers l'extension du genou pour atteindre une valeur minimale à 15° .

Le ratio IQ est moins affecté par la variation de vitesse angulaire que par la position articulaire [136]. Le RC_{θ} a été mesuré entre 0.50-0.60 en se basant sur des pics de couple à 50° de flexion du genou, entre 0.60-0.70 à 40° , et enfin entre 0.60-0.80 à 30° . Ainsi le RC_{θ} augmente lors de l'extension du genou [3]. Aagaard et coll. [3] ont trouvé une relation ratio pic/vitesse angulaire différente de la relation ratio isoangulaire/vitesse angulaire. Ceci souligne l'importance de l'angle de mesure du pic de couple à cause de son impact sur le ratio IQ.

L'AEM du quadriceps se décale vers des positions plus étendues du genou (muscle raccourci) lorsqu'on augmente la vitesse angulaire concentrique ($30^{\circ} \cdot s^{-1}$: AEM = 69° , $120^{\circ} \cdot s^{-1}$: AEM = 59° , $240^{\circ} \cdot s^{-1}$: AEM = 49°). A l'inverse, lors de la contraction concentrique des ischio-jambiers, l'AEM se décale vers des positions plus fléchies du genou (muscle raccourci) lorsqu'on augmente la vitesse angulaire ($30^{\circ} \cdot s^{-1}$: AEM = 21° , $120^{\circ} \cdot s^{-1}$: AEM = 36° , $240^{\circ} \cdot s^{-1}$: AEM = 47°).

3.2. Effets de l'âge

Les caractéristiques de la relation force-vitesse ne variaient pas selon l'âge (12-17ans) lors de contractions maximales excentriques et concentriques à $60^{\circ}.s^{-1}$ et $180^{\circ}.s^{-1}$ chez les jeunes basketteurs [104]. Le moment de force maximal augmentait avec l'âge indépendamment du changement de poids et les ratios IQ fonctionnels et conventionnels ne semblaient pas affectés par l'âge.

3.3. Effets du sexe

Si des valeurs de pics de couple plus hautes sont couramment décrites chez les hommes par rapport aux femmes, la littérature présente des données contradictoires sur l'impact du sexe sur le ratio IQ dans de nombreux sports [18,133,149].

Hewett et coll. [133] ont démontré des modifications du ratio IQ chez des hommes et femmes sédentaires en fonction de la vitesse angulaire. Ils ont montré une augmentation du ratio IQ avec la vitesse angulaire chez les hommes (entre $30^{\circ}.s^{-1}$, $60^{\circ}.s^{-1}$, $180^{\circ}.s^{-1}$, $240^{\circ}.s^{-1}$, $300^{\circ}.s^{-1}$ et $360^{\circ}.s^{-1}$) mais n'ont pas retrouvé cette corrélation chez les femmes. De plus, les hommes avaient un ratio pic IQ plus élevé que celui des femmes à toutes les vitesses testées sauf à $30^{\circ}.s^{-1}$. En effet, à faible vitesse, ils n'ont pas observé de différence de ratio selon le sexe mais lorsque la vitesse angulaire augmentait le ratio devenait supérieur chez les hommes. Au contraire, Huston et coll. [149] ont rapporté des ratios IQ plus hauts à $30^{\circ}.s^{-1}$ chez des athlètes élite hommes par rapport aux femmes. De Ste Croix et coll. [77] ont montré que des femmes non athlètes avaient une réduction du ratio fonctionnel vers l'extension du genou et pour des vitesses angulaires plus grandes. Une autre étude chez des femmes sédentaires suggère une réduction du contrôle musculaire par rapport aux hommes avec un faible ratio fonctionnel quels que soient la vitesse angulaire ($60,180$ et $300^{\circ}.s^{-1}$) ou l'angle du genou pour trois angles testés ($45, 30$ et 15°) [82]. Cela a été attribué à une musculature du quadriceps plus puissante relativement aux ischio-jambiers chez les femmes (dominance quadricipitale) et à une plus grande contribution des ischio-jambiers chez les hommes dans le contrôle des activités de course et pour stabiliser l'articulation du genou en chaîne cinétique fermée [82]. De même, Yoon et coll. [324] ont trouvé chez des hommes non athlètes un ratio IQ supérieur aux femmes sans différence lorsque la vitesse angulaire augmentait. Les résultats spécifiques à l'angle de El-ashker et coll. [82] vont dans le sens des précédentes observations qui - bien que non spécifiques à l'angle - ont rapporté un ratio IQ supérieur chez les hommes comparativement aux femmes.

D'un point de vue clinique, les athlètes femmes présentant une lésion du LCA avaient une abduction du genou supérieure et un ratio IQ réduit au tout début de la réception de saut, suggérant que l'altération de ce ratio (diminution) était un facteur de risque [212]. Comme un faible ratio IQ est considéré comme un facteur de risque de blessure, un programme de renforcement des ischio-jambiers a été recommandé pour des joueuses de football produisant des ratio IQ inférieurs aux hommes à $60^\circ \cdot s^{-1}$ [18]. Dans cette étude, les joueuses de football et de handball avaient des ratios inférieurs aux hommes, contrairement aux judokas pour qui la différence due au sexe n'existait pas. Cependant, à vitesse angulaire élevée ($300^\circ \cdot s^{-1}$), la différence liée au sexe disparaissait. Alors que les judokas hommes avaient à vitesse lente ($60^\circ \cdot s^{-1}$) un ratio IQ inférieur aux footballeurs, il n'y avait pas d'effet de la modalité sportive chez les athlètes femmes. A vitesse rapide ($300^\circ \cdot s^{-1}$), il existait un effet de la spécialité sportive uniquement chez les femmes : les handballeuses avaient un plus faible ratio IQ que les footballeuses ou les judokas [18]. Ainsi, le ratio IQ est influencé par les demandes spécifiques de chaque sport mais également par la vitesse angulaire et le sexe.

La relation force/vitesse de différents muscles est également influencée de façon différentielle par le sexe. Classiquement le pic de couple baisse avec la hausse de la vitesse angulaire [18]. Cependant, les moments de force maximaux des ischio-jambiers et du quadriceps ne baissent pas dans la même proportion selon le sexe. Pour Andrade et coll. [18], le pic de couple du quadriceps diminuait deux fois plus que celui des ischio-jambiers chez les femmes, alors que le moment de force des deux groupes musculaires déclinait dans des proportions égales chez les hommes, à l'exception des judokas. Ces derniers avaient un déclin supérieur pour le quadriceps par rapport aux ischio-jambiers entraînant une hausse du ratio IQ quel que soit le sexe. Certaines études ont indiqué des différences de stratégie neuromusculaire entre les hommes et les femmes [78,133,263]. Par exemple, une étude a montré que l'ordre de recrutement des muscles de la cuisse était influencé par le sexe [320]. Tandis que les athlètes femmes utilisaient principalement leur muscle quadriceps en réponse à une translation tibiale antérieure, les hommes utilisaient surtout les ischio-jambiers pour stabiliser initialement le genou [320]. De même, un recrutement préférentiel du quadriceps par rapport aux ischio-jambiers a été observé chez les femmes (dominance quadricipitale dans le ratio IQ) pour stabiliser le genou, alors qu'une contribution supérieure des ischio-jambiers a été observée parmi les hommes [133]. Dans une étude prospective en sports collectifs, les athlètes femmes qui avaient eu une rupture du LCA postérieure à l'évaluation isocinétique présentaient un profil isocinétique indiquant une réduction de force des ischio-jambiers mais pas du quadriceps comparativement aux athlètes hommes [211]. Au contraire, les athlètes

femmes non blessées après l'évaluation isocinétique avaient une force quadricipitale réduite mais une force des ischio-jambiers similaire à celle des hommes.

De plus, il existe également des différences liées au sexe sur la relation moment de force/angle des ischio-jambiers et du quadriceps. Les athlètes hommes ont un taux de production de force initial (accélération) supérieur ainsi qu'une décroissance supérieure après le pic de couple comparativement aux athlètes femmes [55]. Les résultats de Pincivero et coll. [240] ont également démontré des réponses liées au sexe et à l'angle concernant le quadriceps [240]. La stratégie de recrutement du quadriceps a été évaluée en EMG pour différents angles de flexion du genou. L'efficacité du recrutement du quadriceps était altérée pour les hommes et les femmes entre 50-70° de flexion, avec une interaction indiquant un meilleur recrutement chez les hommes comparativement aux femmes. En effet, le moment de force moyen du quadriceps augmentait significativement entre 0-90° d'angle du genou mais de façon plus importante chez les hommes que chez les femmes, entre 50-70° puis entre 70-90°. D'autre part, ces auteurs ont décrit des différences de moment de force vers l'extension liées au sexe. La mesure de variabilité du moment de force a été utilisée comme un indicateur de stabilité ; cette variabilité était plus grande à 0° de flexion qu'à d'autres angles (moins de stabilité). Les femmes avaient des valeurs de variabilité du moment de force supérieures aux hommes et cet effet était plus marqué vers l'extension, suggérant une moindre capacité de stabilisation sur toute la plage angulaire et surtout aux angles ouverts lors de CMV [240].



En résumé, si de plus hautes valeurs de pics de couples sont attendues chez les hommes, la littérature est contradictoire sur les effets du sexe sur le ratio IQ. Le Comité International Olympique indique toutefois dans un consensus que les athlètes hommes ont tendance à avoir des ratios IQ supérieurs aux femmes [257]. Le sexe peut également interférer avec les relations force/vitesse et moment de force/angle.

3.4. Effets du niveau de compétition et de la modalité sportive

Il convient de garder en tête que la comparaison de résultats isocinétiques obtenus par différentes équipes, sur divers ergomètres et avec des protocoles différents reste difficile. Pour autant, certaines valeurs peuvent être retenues comme jalons ou valeurs consensuelles en fonction de la population étudiée. Ainsi Fousekis et coll. [99] ont rapporté chez des footballeurs professionnels un RC_{max} à 60°.s⁻¹ de 0.55-0.59 et de 0.59-0.64 à 180°.s⁻¹ et un RFKE à 180°.s⁻¹ de 1.09-1.17. Aagaard et coll. [3] ont observé un RFKE de 0.89-1.05 à

240°.s⁻¹ chez des footballeurs professionnels. Le ratio IQ des athlètes masculins pratiquant le demi-fond a été décrit à 0.62 à vitesse lente et 0.87 à vitesse rapide [205]. Les joueuses de basketball ne présentaient pas de différence significative de ratio IQ comparativement à des athlètes pratiquant le fond [261]. Des basketteurs de 17 ans présentaient des valeurs de plus de 3.6 Nm.kg⁻¹ pour le quadriceps et 2.2 Nm.kg⁻¹ pour les ischio-jambiers. Des joueurs de basketball de niveau international avaient des valeurs absolues pour les extenseurs et fléchisseurs du genou supérieures mais des ratio IQ identiques [325]. Les spécialistes de saut en longueur avaient un RC pic à 60°.s⁻¹ de 0.62 [152]. Les premières études ont rapporté un ratio conventionnel de 0.57 à 60°.s⁻¹ et 0.70 à 180°.s⁻¹ chez des sportifs de loisir [141] en accord avec les ratios rapportés par Aagaard et coll. [2,3] chez des sujets sains. De manière générale, le RC_{max} à 60°.s⁻¹ retrouvé dans la littérature chez les sportifs oscille entre 0.60-0.70 et tend à augmenter à 180°.s⁻¹ pour atteindre 0.70-0.80 quel que soit le sexe ou le sport [151,263]. Le niveau d'entraînement semble toutefois affecter ces valeurs de ratio ainsi que l'AEM et la relation moment de force/angle.

3.4.1. Sur les ratios

Cometti et coll. [65] ont montré l'effet du niveau sportif sur les ratios. Les footballeurs professionnels ont des RF_{max} et RC_{max} plus élevés que les joueurs amateurs. De même, Fousekis et coll. [99] ont trouvé que les footballeurs professionnels possédant une expérience de plus de 11 ans présentaient des RF_{max} supérieurs aux joueurs moins expérimentés. Le football est un des sports les plus explorés. Dès 1986, Oberg et coll. [225] avaient pu montrer que les footballeurs présentaient des valeurs de ratio supérieures à des sujets témoins du même âge. Pourtant, Evangelidis et coll. [87] n'ont pas remarqué de différence sur le RFKE isoangulaire (RFKE_θ) entre des sujets contrôles et des footballeurs masculins de niveau universitaire et ceci quelle que soit la vitesse angulaire testée (60°.s⁻¹, 240°.s⁻¹ et 400°.s⁻¹). Zakas et coll. [325] n'ont également pas retrouvé de différences parmi les différentes divisions de basketball et de football à 60°.s⁻¹ et 180°.s⁻¹. L'absence de différences sur les ratios IQ parmi les athlètes pourrait être associée à des adaptations à l'entraînement et au niveau de compétition. Zakas et coll. [325] ont suggéré que la force et la souplesse requises pour un sport, en particulier le football et le basketball, pourraient entraîner des adaptations spécifiques produisant des ratios IQ similaires dans ces deux sports. De même il n'y avait pas de différence sur le ratio IQ pour les sports étudiés par Rosene et coll. [263] (volleyball, football, basketball) qui requièrent tous des mouvements similaires (courir, sauter, changer de direction, pivoter, décélérer et accélérer) pour effectuer de façon adéquate l'activité choisie.

De plus, les sujets de cette étude appartenaient à la même division sportive et ces facteurs (niveau de compétition, adaptation à l'entraînement) ont pu être responsables de l'absence de différence sur le ratio IQ parmi les sports examinés. D'un autre côté, Read et Bellamy [255] ont noté des différences sur le ratio IQ parmi des athlètes pratiquant le tennis, le squash, l'athlétisme. Bennell et coll. [28] ont suggéré que les différences de ratio IQ pourraient être dues au niveau de compétition des joueurs de football australien. Dans les deux cas (différence de ratio ou non), les auteurs attribuent les résultats aux adaptations dues à l'entraînement acquises par les sujets dans leurs sports respectifs.

3.4.2. Sur l'angle d'efficacité maximale et la relation moment de force/angle

Alegre et coll. [10] ont étudié l'effet de huit semaines d'entraînement isométrique des extenseurs du genou soit à des longueurs musculaires importantes (genou fléchi à 90°, course externe) soit à des longueurs musculaires faibles (50° de flexion du genou, course interne). Seuls les sujets qui se sont entraînés en course externe ont montré des améliorations de la force isocinétique. D'autre part, pour ces sujets l'AEM s'était décalé vers une plus grande longueur musculaire, avec gain de force isocinétique, alors que le groupe qui s'était entraîné en course interne présentait un décalage de l'AEM dans le sens opposé (longueur musculaire plus courte). Ainsi l'entraînement isométrique à des angles spécifiques du genou entraînait des décalages de l'AEM en fonction de la longueur musculaire. De même, dans une autre étude, les adaptations neuromusculaires étaient spécifiques à l'angle en réponse à un entraînement isométrique des extenseurs du genou en course interne ($\approx 38^\circ$) ou externe ($\approx 87^\circ$) [222]. Seul le groupe d'entraînement en course interne présentait une amélioration de la force. Leurs résultats suggéraient d'une part des adaptations neurales sous-jacentes aux changements liés à l'entraînement en course interne et d'autre part des modifications de type hypertrophique prédominant après un entraînement en course externe.

L'entraînement excentrique provoquait une augmentation de la longueur des fascicules du muscle BF et une réduction de l'angle de pennation, alors que l'entraînement concentrique provoquait une réduction des longueurs de fascicules et une hausse de l'angle de pennation [302]. Ainsi des altérations divergentes dans l'architecture musculaire des ischio-jambiers ont été observées selon le type d'intervention (renforcement excentrique ou concentrique). L'allongement des fascicules du BF induit par l'entraînement excentrique indiquait des adaptations spécifiques au mode de contraction ainsi que des adaptations en fonction de l'état d'entraînement ou de désentraînement. De même, pour le quadriceps, un stimulus excentrique

important pourrait induire un étirement des fibres musculaires et donc l'addition en série de sarcomères [256]. De plus, l'augmentation de la longueur des fascicules a été associée à une diminution de l'angle de pennation [302,318]. Par conséquent, l'angle de pennation pourrait affecter la force générée pour une tranche anatomique donnée du quadriceps [268] : un faible angle de pennation pourrait entraîner une force active sur une plage angulaire plus large et une vitesse de raccourcissement supérieure par rapport à un muscle ayant un angle de pennation plus grand [308]. Par contre, une augmentation similaire de la longueur des fascicules a été rapportée entre des groupes d'entraînement concentrique versus excentrique, modérant l'idée que le mode de contraction puisse être un stimulus prédominant [42]. Ces données indiquaient toutefois une relation étroite entre les variations de longueur des fascicules et le décalage de la relation moment de force/angle lors de l'entraînement et du désentraînement.

L'entraînement affecte donc également la relation moment de force/angle. Des cyclistes avaient un RF plus fort pour des longueurs musculaires raccourcies alors que les coureurs à pied présentaient des résultats inversés [131]. Ces résultats pourraient être dus à une adaptation du RF aux demandes de la course à pied et du cyclisme. L'AEM peut être altéré par un entraînement spécifique comme le cyclisme (prédominance de l'entraînement concentrique aux longueurs musculaires courtes) et la course/accélération (entraînement à la fois excentrique et concentrique vers des longueurs musculaires quasi-optimales) [131]. Par rapport aux cyclistes, il a été démontré que les joueurs de football australien avaient sur le VL des angles de pennation plus faibles et de plus grandes longueurs de fascicules, produisant un pic de couple en extension à un angle plus élevé (71°) que les cyclistes (67°) [49]. Ce décalage dans la relation moment de force/angle a été expliqué par différents modes de contraction dans les deux disciplines (travail concentrique en course interne chez les cyclistes versus entraînement à base d'accélération, d'endurance et de force explosive pour les joueurs de football australien).



En résumé, la littérature suggère que des facteurs tels que le sexe, la modalité sportive, la vitesse angulaire influencent le profil de force isocinétique et l'équilibre musculaire du genou.

4. Le test isocinétique du skieur alpin

Parmi les tests physiques fonctionnels fréquemment pratiqués chez les skieurs alpins, la force musculaire des membres inférieurs est souvent testée, avec par exemple des mouvements de flexion sur jambes (*squat*), *leg press* ou des sauts verticaux [157,210,236,306,316]. La dynamométrie isocinétique est par ailleurs fréquemment utilisée chez les skieurs pour évaluer la force musculaire excentrique, concentrique ou isométrique ainsi que le ratio IQ pour diverses vitesses angulaires.

4.1. Méthodologie

Trois bases de données ont été consultées pour constituer cette revue de littérature narrative non-systématique (PubMed, Scopus, Web of Science) en utilisant les mots clés suivants : “*alpin* ski* AND isokinetic*” pour identifier les articles scientifiques pertinents publiés entre 1980 et la date de cette revue de littérature (Tableau 3). La Figure 1.30 donne une vue d’ensemble des données recensées pour identifier les articles scientifiques d’intérêt.

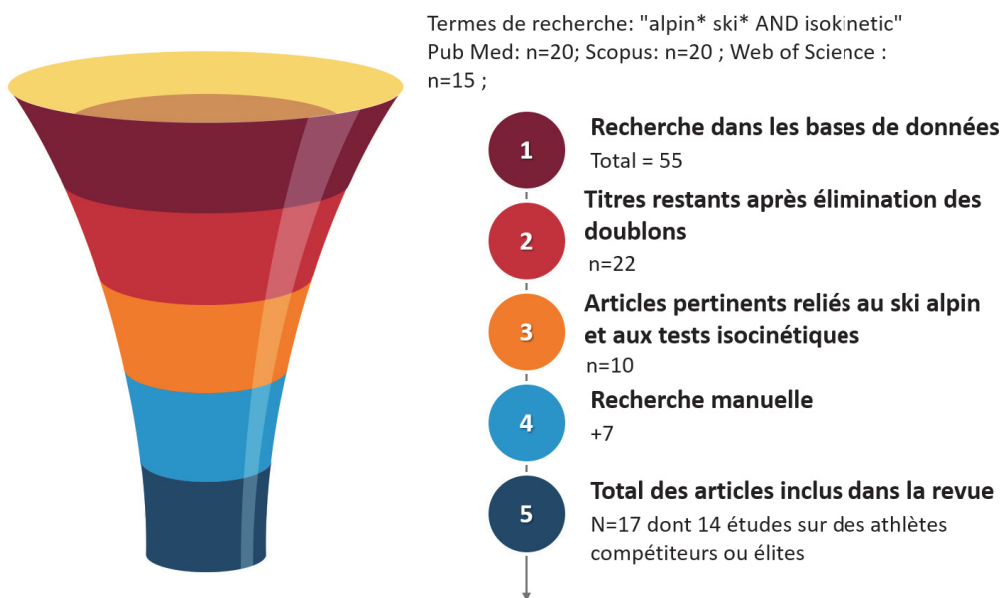


Figure 1.30 : Organigramme concernant les études isocinétiques en ski alpin. Etapes du processus d’identification des publications de la revue de littérature.

4.2. Résumé de la littérature

Tableau 3 : Force isométrique et isocinétique chez les skieurs alpins élite ou loisir

Auteur	Année	Revue	Thématique	Sujets	Vitesses angulaires / mode contraction
Haymes	1980	Med Sci Sports Exerc	fatigue, effet sexe, performance, tests physiques	54 (H et F) skieurs élites américains (ski alpin/nordique/combiné nordique)	0° à 115° (CMVI) ; 30°.s ⁻¹ et 180°.s ⁻¹ pour Q
Brown & Wilkinson	1983	Med Sci Sports Exerc	ratio IQ, endurance musculaire, sauts	42 H skieurs alpins élites canadiens (10 niveau national, 10 régional, 22 club)	30 et 180°.s ⁻¹ con pour IJ et Q ; test de fatigue : 50 contractions à 180°.s ⁻¹
Abe et al	1992	J Sports Med Phys Fitness	performance	10 F (ski alpin) entraînées et 9 F élites CM japonaises	30°.s ⁻¹ exc, con, et iso pour IJ et Q
Koutedakis et al	1992	Int J Sports Med	variations saisonnières de force	18 H skieurs élites anglais (<i>freestyle</i> , DH, vitesse)	60 et 180°.s ⁻¹ con pour IJ et Q
Spring & Jordan	1994	Schweiz Z Med Traumatol (article en allemand)	sauts (SJ, CMJ)	26 skieurs (10F, 16H) en équipe nationale suisse de ski alpin	60 et 420°.s ⁻¹ pour Q (valeurs exc ?)
Hoshino et al	2000	chapitre de livre (Science and skiing II)	niveau d'expertise	26 H sujets sains japonais (13 skieurs dont 6 élites et 7 en club, 13 non-skieurs)	30,60,90,120,180, et 240°.s ⁻¹ con et exc pour IJ et Q
Werner & Willis	2002	Int J Sports Med	chaussure de ski, prévention des blessures	25 skieurs (10 H, 10 F, 4 garçons, 1 petite fille) d'âges et niveaux différents	30,120 et 240°.s ⁻¹ con et exc pour IJ et Q
Neuymar et al	2003	Int J Sports Med	performance, physiologie, ratios IQ	48 (28 H, 20 F) skieurs alpins autrichiens élites	60 et 240°.s ⁻¹ con pour IJ et Q
Mahieu et al	2006	J Athl Train	vibrations, entraînement	33 skieurs alpins compétiteurs belges (9-15 ans)	flexion et dorsiflexion plantaires à 30 et 120°.s ⁻¹ ; 60 et 180°.s ⁻¹ con pour IJ et Q
Lembert et al	2009	chapitre de livre (Science and skiing IV)	ratio IQ, chaîne ouverte/fermée	12 skieurs alpins athlètes (~16 ans)	Con-Trex leg press à 0.4/0.4m.s ⁻¹ vs Con-Trex Multijoint à 120°.s ⁻¹ ; con/exc pour quadriceps et exc/con pour IJ (modes pliométriques)
Gross et al	2010	Int J Sports Med	entraînement excentrique, sauts (SJ, CMJ, DJ)	15 H skieurs alpins élites suisses (groupe contrôle n=7; groupe excentrique n=8)	0°.s ⁻¹ (CMVI) à 120 et 135° (180°= extension complète)
Jordan et al	2015	Med Sci Sports Exerc	ratio IQ RTD, prévention des blessures, effet sexe, asymétries bilatérales	21 skieurs alpins élites canadiens non blessés (23 H, 8 F) et 8 skieurs opérés du LCA (3 H, 5 F)	0°.s ⁻¹ (RTD, CMV isométrique)
Koller et al	2015	BMJ Open Sport Exerc Med	fatigue, régimes de contraction, asymétrie bilatérale	24 skieurs de loisir sains (14 H, 10 F)	60°.s ⁻¹ exc et con, pour IJ et Q

Auteur	Année	Revue	Thématique	Sujets	Vitesses angulaires / mode contraction
Csapo et al	2018	J Sci Med Sport	ratio IQ, RTS après LCA, niveau de performance	46 skieurs alpins élités (26 F, 20 H)	60°.s ⁻¹ con pour IJ et Q
Hörmfeldt	2018	Master Thesis	ratio IQ, asymétries bilatérales, prévention rupture LCA	34 skieurs alpins élités norvégiens (18 H, 16 F) dont 6 blessés (LCA) vs 24 non-blessés	90 et 210°.s ⁻¹ con pour IJ et Q
Steidl-Muller et al	2018	J Sport Health Sci	asymétries musculaires, prévention des blessures, niveau d'entraînement	285 skieurs alpins compétiteurs de haut niveau (125 F, 160 H)	Con-Trex linear leg press : 0.2m/s con entre 85-120° pour Q ; CMVI
Haslinger et al	2018	Front Physiol	Fatigue	50 skieurs de loisir (27 H, 23 F, ski alpinisme)	60°.s ⁻¹ con, exc pour IJ et Q

H : Homme ; F : Femme ; LCA : ligament croisé antérieur ; CMVI : contraction maximale isométrique ; IJ : ischio-jambiers ; Q : quadriceps ; RTS : retour à la compétition sportive ; DJ : *drop-jumps* ; SJ : *squat-jumps* ; CMJ : *countermovement-jump*; RTD : taux de développement de la force.

De manière générale, la performance en ski n'était pas reliée à une variable physiologique unique mais deux facteurs étaient considérés comme très importants à savoir de hauts niveaux de force musculaire et de puissance aérobie [218]. La force maximale a été souvent rapportée séparément pour les différents groupes musculaires de la cuisse (IJ et Q) de préférence aux ratios IQ dans la littérature sur le ski alpin [5,127,167,290]. Les skieurs présentent des hauts niveaux de force du quadriceps (hommes : Q = 334 Nm ; IJ = 187 Nm ; femmes : Q = 206 Nm ; IJ = 119 Nm [218]). En effet, un haut niveau de force des quadriceps est nécessaire en ski alors que le rôle des ischio-jambiers pourrait être moins prépondérant (sauf en entrée de courbe ou lors d'un rééquilibrage avant/arrière). Les ischio-jambiers interviennent principalement comme stabilisateurs du bassin et comme fléchisseurs du genou. L'entraînement des athlètes pourrait être la cause de ce déséquilibre musculaire qui pourrait être bénéfique à la performance. Neumayr et coll. [218] ont rapporté chez des skieurs élite des valeurs de moment de force maximales plus élevées chez les hommes que chez les femmes et une absence d'asymétrie bilatérale des membres inférieurs [218]. Par contre, aucune différence sur le ratio IQ (valeur 0.57-0.60 à 60°.s⁻¹) en fonction du sexe ou de la discipline n'a été mise en évidence en ski [143,155,218]. Des valeurs de RC_{max} concentriques entre 0.51-0.56 à 90°.s⁻¹ et 0.59-0.65 à 210°.s⁻¹ ont été rapportées chez 34 skieurs élite suédois [143]. De plus, les skieurs alpins élite ont des forces maximales très élevées sur les ischio-jambiers et le quadriceps en excentrique par rapport à des skieurs moins expérimentés, mais pas en concentrique [144]. Les contractions excentriques semblent donc être un prérequis spécifique de force en ski alpin.

La revue de littérature sur la spécificité des contractions musculaires du skieur en isocinétisme est toutefois assez pauvre puisqu'elle ne comporte que deux études au niveau loisir et quinze études au niveau compétiteur. Ces études sont relativement anciennes et s'intéressent rarement au ratio IQ (6/17 études, dont une seule rapporte des ratios fonctionnels). D'autre part, il n'existe pas à notre connaissance de données dans la littérature du ski sur l'équilibre du ratio IQ sur toute la plage angulaire. La pratique du ski pourrait influencer l'équilibre du ratio IQ en favorisant un développement prononcé des quadriceps, surtout dans des positions angulaires très fléchies où l'on sait que le ratio IQ isoangulaire indique une faible capacité de stabilisation dynamique des ischio-jambiers. L'étude des ratios à différentes vitesses sur toute l'amplitude du mouvement pourrait permettre de mieux comprendre l'équilibre des forces entre les extenseurs et fléchisseurs du genou chez les skieurs.

Anatomiquement, les muscles RF, *sartorius*, *tensor fascia latae* et ilio-psoas sont classés comme fléchisseurs de hanche. Les muscles *gluteus maximus* et *minimus*,

semimembranosus, *semitendinosus*, *biceps femoris* sont classés comme extenseurs de hanche. Le RF, muscle biarticulaire, est de plus extenseur du genou avec les vastes qui sont eux monoarticulaires. Les ischio-jambiers internes (SMST) et externe (BF) sont biarticulaires et ont une fonction de fléchisseurs du genou.



On propose de s'intéresser dans nos travaux spécifiquement aux muscles évalués par le ratio IQ c'est-à-dire aux ischio-jambiers et au quadriceps, traditionnellement utilisés pour décrire le risque de blessure du LCA, bien que d'autres muscles influencent la production du moment de force au niveau de la hanche et du genou.

4.3. Rôles du quadriceps et des ischio-jambiers en ski

L'athlète doit utiliser ses membres inférieurs comme amortisseurs de chocs [200] pour gérer les variations de pression imposées par le relief, la texture de la neige, les tracés, la vitesse et les choix tactiques. Cet amortissement est réalisé par le système musculaire notamment au niveau de la cuisse par le quadriceps grâce à une contraction excentrique. Le quadriceps est extenseur du genou si le tronc est fixé et fléchisseur de hanche par le RF. En raison de la nature multifonctionnelle des ischio-jambiers (stabilisation articulaire, mouvement primaire et secondaire, muscles bi-articulaires) l'interprétation de leur rôle en ski est plus complexe. Le *semimembranosus* (SM) est rotateur interne de la jambe lorsque le genou est fléchi. Il est fléchisseur du genou et extenseur de la hanche. Le *semitendinosus* (ST) est fléchisseur de la jambe, rotateur interne du genou, rotateur externe et extenseur de hanche. La contraction du BF permet la flexion et la rotation externe du genou, l'extension de la hanche. Les ischio-jambiers fonctionnent comme fléchisseurs du genou durant la phase de transition entre deux virages lorsque le skieur est exposé à de plus faibles forces de réaction au sol, puis comme stabilisateurs du genou dans la phase de conduite du virage quand le quadriceps se contracte en excentrique [35,137]. Les ischio-jambiers agissent comme extenseurs de hanche et/ou fléchisseurs du genou et leur coactivation permet de stabiliser la hanche et le genou, pour gérer l'équilibre dynamique du skieur. En position penché en avant, les ischio-jambiers sont tendus et maintiennent une contraction isométrique active. Lorsque le haut du corps et le tronc sont en position de recul, les ischio-jambiers sont détendus. Par conséquent, en chaîne cinétique fermée, la principale fonction des ischio-jambiers semble être de contrôler la position antérieure du tronc et du pelvis. Pour certains auteurs, tout rôle potentiel des ischio-jambiers pour contrecarrer les contraintes de cisaillement antérieur au

niveau tibio-fémoral est apparu secondaire par rapport à leur rôle de stabilisation statique et dynamique du tronc et du pelvis en concentrique, isométrique et excentrique [43].

En situation de blessure, la contraction des ischio-jambiers serait une protection additionnelle. Sachant que le RFKF est faible en deçà de 60-90° de flexion du genou [2-4], les ischio-jambiers pourraient avoir une capacité de stabilisation dynamique réduite lors des mouvements de flexion actifs du genou comportant une contraction quadricipitale excentrique. Dans une situation de déséquilibre arrière en chaîne cinétique fermée, les ischio-jambiers ont une capacité limitée pour contrecarrer le tiroir antérieur induit par la chaussure de ski (mécanisme du BIAD). Le vecteur du moment de force du quadriceps est dirigé vers le haut lors d'exercices en chaîne cinétique ouverte et vers le bas en chaîne fermée [43] et les forces de compression articulaires générées par la contraction quadricipitale protègent le genou [20]. Par conséquent, lorsque le skieur perd le contact ski-neige, le quadriceps pourrait ne pas être efficace en chaîne ouverte pour contrecarrer l'effet directionnel marqué du ski parabolique. Quand les hanches sont au-dessus des genoux, les ischio-jambiers peuvent fournir une protection au LCA. Quand les hanches sont plus basses que les genoux, le LCA est protégé uniquement par le quadriceps et, si le skieur perd l'équilibre, le LCA n'est plus protégé.

De plus, la technique du déclenchement des virages a changé avec le *carving*. Lorsque le skieur commence un virage à droite, la JI est la jambe droite. La contraction des ischio-jambiers (par un talon-fesse) permet d'alléger le ski intérieur, pour faciliter la mise en pression du ski extérieur. Le skieur bascule simultanément son pied sur la carre externe (supination du pied). Ensuite, pied et genou gauches vont suivre la prise d'angle initiée par le pied droit, le talon du ski gauche se soulève légèrement et peut même perdre le contact avec la neige si l'on accentue cette action des ischio-jambiers. Normalement un simple allègement suffit (décollement à peine visible) en début de virage. Quand le ski droit se replaque, la jambe est déjà très fléchie ce qui permet d'avoir un ski très peu en pression. Sur la vue de profil d'un virage à droite, le ski gauche se cintre (il décrit une courbe) pendant que le ski droit est très peu déformé. Par ailleurs, la spatule du ski gauche se soulève parfois en raison de la réaction du support (forte énergie renvoyée par un ski parabolique rigide) lorsque l'on relâche la pression sur le ski en fin de virage. Une contraction immédiate des ischio-jambiers permet au skieur dans cette situation de se reprojeter vers l'avant en replaquant le ski par la spatule.

Lors d'un virage coupé vers la droite, le concept d'indépendance des jambes s'illustre de la façon suivante : la jambe droite (JI) est beaucoup plus fléchie que la jambe gauche (JE). La flexion prononcée de la JI permet d'alléger le ski intérieur et d'augmenter la pression sur

le ski extérieur. Les deux jambes retrouvent une flexion identique lors de la remise à plat des skis pendant la phase de transition entre deux virages. En entrée de courbe, le skieur vient s'équilibrer sur le futur pied extérieur tout en relâchant la pression pour alléger la jambe droite. Cela permet de laisser remonter progressivement la JI jusqu'à ce que le skieur ait une position très asymétrique entre les deux jambes : tandis que la jambe droite se fléchit graduellement tout au long du virage coupé, la jambe gauche cherche uniquement à résister musculairement par un mélange de contraction isométrique/excentrique. La JE maintient un certain degré de flexion tout au long de la courbe pour éviter que le skieur ne s'assoie et se laisse écraser dans le virage.

4.4. Considérations méthodologiques sur le ratio en ski

4.4.1. Vitesse et modes de contraction

Les compétences requises en football, comme les tirs et les accélérations, sont basées sur l'extension rapide du genou, durant laquelle le quadriceps se contracte concentriquement alors que les ischio-jambiers se contractent excentriquement. En plus de leur entraînement habituel, les footballeurs doivent travailler leur quadriceps en concentrique et les ischio-jambiers en excentrique pour améliorer la performance de tir. C'est pourquoi le RFKE a largement été étudié car il reflète ces modes de contraction respectifs [67,99]. A l'inverse, le ski alpin est un sport dont le contexte et les séquences de mouvements sont très spéciales [29,30,306] avec un mélange de contractions dynamiques et statiques. Le skieur doit résister aux forces gravitationnelles pendant le virage par la contraction excentrique des quadriceps (absorption de l'énergie) pour freiner l'écrasement du genou [35]. Plusieurs études ont montré l'importance des contractions excentriques et du cycle d'étirement-raccourcissement lors de la compétition de ski [35,137,138]. Un ratio « fonctionnel » au regard du ski alpin pourrait donc être un ratio de flexion du genou comportant un moment excentrique du quadriceps (RFKF) effectué à faible vitesse angulaire [34]. Comme le degré de coactivation des muscles de la cuisse dépend à la fois de la vitesse angulaire et du type d'entraînement [227], cela implique un équilibre des forces musculaires antagonistes spécifique à chaque discipline. Des ratios d'équilibre de forces faciles à comprendre et interpréter seraient plus pertinents pour les athlètes mais surtout ils devraient être reliés aux activités fonctionnelles observées dans un sport.

Pour Neumayr et coll. [218], l'absence de différence de force musculaire entre les skieurs polyvalents et les spécialistes de vitesse ou de technique suggère que les contraintes musculaires sont similaires dans les quatre disciplines alpines, indiquant des demandes neuromusculaires équivalentes. Cependant, il est licite de s'interroger sur les capacités discriminantes des marqueurs utilisés dans les tests isocinétiques d'évaluation puisque la littérature suggère par ailleurs des différences entre les quatre disciplines. La méthodologie classiquement utilisée dans les précédentes études semble manquer de sensibilité (analyse des moments de force maximaux) et de validité (en termes d'angles et de vitesses angulaires utilisées).

4.4.2. Valeur normative du ratio en ski

Le ratio maximal fournit peu d'informations concernant la co-contraction des ischio-jambiers et du quadriceps sur d'autres plages angulaires que l'AEM, comme en flexion profonde où le risque de blessure en ski alpin est plus grand, lorsque les ischio-jambiers sont désavantagés dans la production de force par leur raccourcissement musculaire. L'utilisation des ratios IQ pour prédire les blessures en ski a été remise en question en raison de leur faible similitude avec les mécanismes de blessure [153]. D'un point de vue théorique, un faible ratio IQ pourrait augmenter le risque de rupture du LCA en cas de déséquilibre. Certains auteurs ont recommandé des programmes d'entraînement visant à réduire la dominance quadricipitale et améliorer la force excentrique des ischio-jambiers et donc à augmenter le ratio IQ en proposant un renforcement excentrique en course externe [82]. Cependant, dans le cadre du ski de compétition, la force quadricipitale est un facteur clé de la performance [5] et le déséquilibre induit par cette activité sportive dans le développement des muscles agonistes/antagonistes de la cuisse est visible par la diminution du ratio IQ. Il est démontré qu'un faible ratio IQ est corrélé à un meilleur niveau de performance chez des skieurs non blessés [47].

D'autre part, des déficits de force maximale pic ou explosive (RTD) du quadriceps ont été découverts chez des skieurs opérés du LCA jusqu'à 25 mois post-opératoire, bien qu'ils aient repris la compétition [155]. Ces déficits ont entraîné une augmentation artificielle du ratio IQ comparativement aux sujets non blessés. Or une baisse de la force explosive du quadriceps a été associée à une performance de saut médiocre et à une charge anormale du genou [245]. Dans une autre étude concernant 46 skieurs élite opérés du LCA, le RC_{max} était augmenté sur la jambe blessée (0.67 vs 0.58 sur la jambe saine) lors de la récupération fonctionnelle post-opératoire [71]. De plus, les skieurs compétiteurs de niveau national

avaient un RC_{max} à $30^{\circ}.s^{-1}$ plus faible comparativement à des skieurs concourant dans les clubs, en raison d'une force relative du quadriceps plus grande que celle des ischio-jambiers [47], soulignant l'importance des extenseurs du genou en ski de compétition. Une autre étude chez des footballeurs en équipe nationale a indiqué que douze semaines d'entraînement en force (forte charge et faible vitesse angulaire) a diminué le RFKF isoangulaire (à 50° et $30^{\circ}.s^{-1}$) de 0.44 à 0.39 [4], sans altération de la performance au tir. Bien qu'un faible ratio IQ ait été identifié comme facteur de risque potentiel de rupture du LCA chez les skieurs alpins [153,317] et que les skieurs élite aient présenté un haut degré de symétrie en isocinétisme [218], une seule étude à ce jour a établi en ski un lien entre le risque de blessure et une faiblesse du ratio IQ [143], probablement en raison des aspects multifactoriels de la blessure en ski mais aussi à cause du manque d'études isocinétiques.

Il est cependant important de reconnaître que bien qu'il n'y ait pas ou très peu de lésions des ischio-jambiers en ski, une faiblesse des ischio-jambiers est un facteur reconnu de blessure du genou, donc un volet majeur de la prévention des blessures en ski [247]. Le risque représenté par un faible ratio IQ est traditionnellement accepté dans la littérature [68,164,323] mais il doit être mis en balance avec l'importance capitale de la force quadricipitale en ski. Il n'existe pas de valeurs normatives en ski alpin pour le ratio IQ et les valeurs utilisées en football ou dans d'autres sports collectifs [258] paraissent inadaptées. L'argumentaire des précédentes études était basé sur le fait que les contractions quadricipitales pouvaient accentuer la translation tibiale et constituer un risque de blessure du LCA [79]. Cela a conduit certains auteurs à proposer des programmes de renforcement musculaire qui se concentrent principalement sur les ischio-jambiers pour améliorer le ratio IQ [140] et limiter la contrainte excessive placée sur le LCA. Ces considérations pourraient être biomécaniquement incorrectes puisque la compression du genou résultant d'une contraction quadricipitale pourrait augmenter la stabilisation du genou et protéger le LCA [20]. Coombs et coll. [66] ont proposé une valeur d'équilibre égale à 1 pour le RFKE. La co-contraction des ischio-jambiers est efficace lors de l'extension du genou pour diminuer le déplacement antérieur et rotatoire du tibia entre 15 et 80° de flexion du genou [139]. Le but de l'entraînement serait de décaler le point d'équilibre spécifique d'angle vers une position plus fléchie du genou pour augmenter le potentiel de stabilisation sur une plus grande plage angulaire. La capacité de stabilisation des ischio-jambiers lors de l'extension du genou est en effet augmentée suite à un entraînement excentrique des ischio-jambiers [4]. L'entraînement induisait une hausse du RFKE en raison de la hausse de la force excentrique des ischio-jambiers. De même, une hausse de la force excentrique du quadriceps était responsable de la baisse du RFKF. Les modifications des deux ratios fonctionnels pourraient refléter la capacité

de stabilisation musculaire du genou soit en flexion soit en extension. En ski alpin, plusieurs valeurs seuils du ratio IQ ont été proposées au regard du risque de rupture du LCA [143] en se basant sur la littérature concernant les sports collectifs [279]. Jusqu'à ce que des travaux expérimentaux soient réalisés pour corrélérer le point d'équilibre du ratio au risque de blessure, il n'y aura pas de réponse à cette question. Les ratios pourraient varier en fonction de la force relative des ischio-jambiers et du quadriceps, qui doit être déterminée d'après l'entraînement spécifique d'une discipline sportive et en fonction du sexe.

4.4.3. Pertinence du test isocinétique

La chaîne musculaire est l'ensemble des muscles mis en jeu lors d'un mouvement. En chaîne cinétique fermée, l'extrémité distale du sportif est fixe comme lors d'un accroupissement alors qu'en chaîne cinétique ouverte, elle est libre comme lors d'un tir de ballon au football. Une théorie couramment admise indique que les ischio-jambiers sont agonistes du LCA et que le quadriceps est un antagoniste du LCA [134,187], au moins pour les activités en chaîne cinétique ouverte comme frapper une balle ou dans une situation de déséquilibre. Cela signifie que les ischio-jambiers ont la capacité d'absorber les forces de translation tibiale antérieure induites par une contraction concentrique du quadriceps. Mais, pour les activités en chaîne cinétique fermée comme le ski ou semi-ouverte comme la course à pied et les sauts, le quadriceps est le principal protecteur du LCA quelle que soit l'activité des ischio-jambiers [43]. Cela a des implications pour le ratio IQ des skieurs. En effet, des différences significatives dans les forces tibio-fémorales ont été démontrées entre les exercices en chaîne ouverte et fermée (*leg press, squat*) : il existe en EMG une plus grande co-contraction des ischio-jambiers et du quadriceps durant le *squat* par rapport aux exercices en chaîne ouverte [319]. Une étude précédente a montré l'absence de corrélation des ratios IQ obtenus en chaîne ouverte comparativement à la chaîne fermée chez les skieurs de compétition [182]. Par conséquent, l'utilisation d'ergomètres isocinétiques en chaîne ouverte semble adaptée pour l'évaluation des groupes musculaires spécifiques isolés au regard d'une situation de déséquilibre en chaîne ouverte, mais pas pour l'évaluation des co-contractions en situation d'équilibre dynamique du skieur en chaîne fermée qui maintient le contact ski-neige. Le skieur en position aérodynamique fléchit le haut du corps (hanche) donc le ratio IQ est plus haut que quand la hanche est en extension en raison d'une hausse du pic de couple des ischio-jambiers [115]. Si le ratio IQ n'est pas calculé avec un angle de hanche comparable au ski, son intérêt devient limité.



Bien que la littérature suggère des différences substantielles en ski parmi les disciplines alpines, les données de profil isocinétique en fonction de la spécialité des skieurs (technique, vitesse ou polyvalent) sont rares et n'ont pas montré de différences selon la discipline favorite pour le profil isocinétique [218], pour les ratios du RTD en isométrique [157] ou pour les ratios maximaux conventionnels [71,218].

IV. JUSTIFICATION DE L'ÉVALUATION NEUROMUSCULAIRE EN SKI ALPIN

La revue de la littérature fait clairement apparaître des lacunes qui limitent l'interprétation des évaluations musculaires du skieur au regard des risques de blessure, des critères de retour à la compétition, de la programmation de l'entraînement et de la rééducation :

1. Les intensités de contractions et les stratégies de recrutement des extenseurs et fléchisseurs du genou ne sont pas clairement définies pour les différentes épreuves à haut niveau depuis l'arrivée du ski *carving*. Les caractéristiques du cycle de ski sont peu connues en termes d'angles et de vitesses angulaires notamment en ski de vitesse.
2. Les tests isocinétiques actuels n'ont pas été établis au regard de la spécificité du ski alpin en termes de position articulaire, de vitesse angulaire, de contraction musculaire et d'activité EMG. Leur spécificité doit être analysée d'après des mesures réalisées sur la neige en condition réelle d'entraînement. En l'absence d'informations récentes ou suffisantes sur le degré d'activation musculaire des skieurs élite, il est difficile de déterminer si les tests isocinétiques répondent aux contraintes neuromusculaires de l'activité. Il est nécessaire de compléter l'étude des réponses neuromusculaires en ski par celle des réponses neuromusculaires durant les tests isocinétiques afin de développer des modalités d'évaluation et de renforcement musculaire en adéquation avec les demandes du ski alpin.
3. Les outils actuels d'évaluation neuromusculaire manquent de sensibilité. Jusqu'à ce jour, les protocoles isocinétiques basés sur l'analyse des pics de couple n'offraient qu'une vision étroite des capacités musculaires des skieurs élite. Il n'existe pas d'étude ayant utilisé des métriques spécifiques à l'angle pour décrire les moments de force et les ratios IQ sur une large plage angulaire du mouvement. D'autres outils tels que la SPM ainsi que des marqueurs tels que le RTD semblent intéressants dans l'évaluation neuromusculaire des athlètes.

En résumé, le ski alpin implique des contractions répétées des muscles extenseurs du genou à haute intensité lors d'épreuves durant jusqu'à 150 s, dans un environnement imprévisible et à haute vitesse. Des capacités importantes et rapides de production de force

des muscles de la cuisse sont donc déterminantes pour la performance sportive mais également pour la prévention des blessures. Dans ce contexte, les skieurs de haut niveau effectuent régulièrement des évaluations de leur capacité de production de force des membres inférieurs lors de leur préparation physique et au cours du suivi médical. En particulier des tests isocinétiques sont couramment réalisés pour déterminer les capacités de production de force maximale des muscles extenseurs et fléchisseurs du genou. Cependant, seulement deux facteurs de risque de rupture du LCA ont été clairement identifiés chez les skieurs : 1) une réduction du ratio de flexion/extension des muscles du tronc chez des jeunes skieurs [253] ; 2) un facteur génétique chez des skieurs adolescents [316]. Par conséquent l'évaluation isocinétique n'est probablement pas assez spécifique au regard du risque de blessures. Parmi les raisons possibles, nous pouvons citer l'utilisation des valeurs pics des moments de force, à un angle articulaire donné, à des vitesses articulaires conçues pour des sports collectifs, sans fatigue, en normoxie et en l'absence d'exposition au froid. Afin de rendre toute leur pertinence aux tests mentionnés ci-dessus dans le cadre du ski alpin il est nécessaire de les adapter au mieux aux conditions spécifiques de ce sport unique. Partant de ce principe, il semble notamment pertinent d'analyser les capacités de production de force sur l'ensemble de l'amplitude articulaire fonctionnelle. La méthode de cartographie statistique paramétrique permet de considérer l'ensemble de la relation force/angle. Il paraît également nécessaire d'inclure des marqueurs de production de force rapide sensibles tels que le RTD. Les programmes préventifs d'entraînement neuromusculaire sont efficaces pour réduire le nombre de ruptures du LCA dans d'autres sports, et cela devrait être pris en compte en ski alpin. L'évaluation isocinétique devrait dépendre du niveau de performance du skieur, du sexe, de la discipline. Il est donc important de préparer des tests isocinétiques préventifs spécifiques de chaque sous-groupe lors de l'évaluation de pré-saison. De plus, une des utilisations clés de l'évaluation isocinétique est d'assurer que les athlètes blessés sont aptes à reprendre la compétition en termes de contrôle neuromusculaire pour résister aux forces extérieures dans le virage et en raison de la présence de déficits neuromusculaires persistant tardivement après une reconstruction du LCA. Toutefois, il n'existe pas de directives validées scientifiquement pour le retour à la compétition en ski qui seraient basées sur des tests isocinétiques spécifiques. Des études prospectives sont nécessaires pour explorer ces différents aspects.

V. OBJECTIFS DU TRAVAIL

Pour répondre à ces lacunes, nous avons conduit des expérimentations en centre médical et sur le terrain afin d'évaluer la spécificité des skieurs élite ainsi que de l'activité ski elle-même. L'objectif général de de travail de thèse est d'évaluer la fonction neuromusculaire et la performance des skieurs alpins élite avec de nouveaux outils. Ceci devrait permettre de proposer de nouvelles modalités de tests spécifiques pour les skieurs de l'équipe de France utilisables en routine. Les objectifs spécifiques de recherche sont :

1. Objectifs

- Décrire la structure caractéristique du cycle de ski alpin dans les 4 disciplines : comparaison en termes de stratégie d'activation musculaire, mais également en termes de combinaisons des déplacements ? du genou et de la hanche.
- Décrire l'activation musculaire et la production de force des ischio-jambiers et du quadriceps lors de tests isocinétiques pour évaluer la spécificité de ces derniers.
- Développer des tests neuromusculaires plus sensibles et spécifiques au ski pour détecter les déficits lors de l'examen médical en présaison chez des skieurs élite sains ou blessés.

2. Hypothèses de travail

- Le ski *carving* a modifié l'activation musculaire des ischio-jambiers et quadriceps, les positions articulaires du genou et de la hanche et les vitesses angulaires décrites anciennement. Les tests isocinétiques actuels qui servent à la prévention des blessures ne sont pas assez spécifiques au ski en termes d'amplitude articulaire, de vitesse angulaire et d'actions musculaires évaluées.
- La discipline influence la stratégie de recrutement moteur des muscles de la cuisse sur la piste et lors de tests isocinétiques mais ces derniers sont peu discriminants et manquent de sensibilité.

PARTIE 2 : METHODES GENERALES

Considérations éthiques. Les données de ces travaux ont été traitées de façon confidentielle et aucune personne non autorisée n'a eu accès aux informations concernant les participants, en accord avec la déclaration d'Helsinki. La participation des athlètes était basée sur le volontariat et tous les athlètes ont reçu une lettre d'information et de consentement écrit et oral de la part de leur médecin d'équipe qui était le principal investigateur (Annexe 1). Les athlètes étaient informés du déroulement de l'étude ainsi que de la possibilité de retirer leur participation à n'importe quel moment. Les données personnelles ont été stockées sur un ordinateur protégé par un mot de passe auquel seules les personnes autorisées avaient accès.

I. EXPERIMENTATION ISOCINETIQUE

1. Etude 1

2.1. Procédure générale

Le protocole isocinétique a été réalisé sur un ergomètre CON-TREX. Une correction automatique de la gravité lors de mouvements passifs était effectuée par le logiciel ConTrex-MJ (Contrex, CMV AG, Dübendorf, Switzerland). Les sujets étaient assis avec la hanche positionnée à 80° (0° = extension complète pour genou et hanche), correctement sanglés au niveau du thorax et de la jambe testée. Le protocole de fatigue comportait 35 répétitions maximales à $180^\circ \cdot s^{-1}$, genou fléchi entre 45° et 90° . Chaque contraction durait 250 ms (durée totale de l'exercice : 61.25 ms) et le sujet relâchait sa jambe (retour passif du bras de levier à $30^\circ \cdot s^{-1}$ à sa position initiale) après chaque extension maximale (soit 1.5 s de repos). La consigne suivante était donnée : « pousse aussi vite et fort que tu peux ».

Le moment de force et la vitesse angulaire ont été enregistrées (Fréquence d'acquisition : 256 Hz) pour calculer le moment de force maximal (T_{peak}) et le taux de développement de la force (RTD). Le RTD était calculé comme la pente moyenne de la courbe moment de force / temps entre 0 et 100 ms après le début de la contraction.

L'activité EMG du VL a été enregistrée à l'aide d'électrodes de surface (EMG Triode, diamètre = 1 cm, distance inter-électrodes = 2 cm) à une fréquence d'acquisition de 2048 Hz à l'aide du système Flexcomp Infiniti (Thought Technology, Montréal, Canada). L'EMG brut a été filtré (Butterworth, ordre 2, filtre passe-bande 10-500 Hz) et amplifié (gain = 500). Les analyses ont été effectuées sous MATLAB (Mathworks, Natick, MA). Le début des bouffées RMS était détecté en utilisant une méthode de seuils basée sur ± 3 déviations standards par rapport à la ligne de base après avoir calculé la valeur RMS avec une fenêtre glissante de 50 ms. Les variables EMG suivantes ont ensuite été extraites : EMG pic (EMG_{peak}) correspondant à la moyenne la plus élevée sur une période de 50 ms, taux de développement de l'EMG (*Rate of EMG Rise* : RER) défini comme la pente moyenne de la courbe EMG / temps entre 0 et 100 ms après le début de l'activation.

La normalité des distributions (test de Lilliefors) et l'homogénéité des variances (test de Levene) ont été vérifiées. Les données ont ensuite été analysées à l'aide d'ANOVA en mesures répétées (temps * condition). Les tests post hoc de Tukey ont été utilisés.

2. Etude 2

2.1. Procédure générale

Le protocole isocinétique a été réalisé sur un ergomètre CYBEX NORM avec le logiciel HUMAC (CSMI, Stoughton, MA, USA). La précision de mesure du moment de force maximal a précédemment été établie pour cet appareil avec des coefficients de corrélations supérieurs à 0.93 [150]. Les coefficients de corrélation intra-classe calculés pour les ratios conventionnels et fonctionnels sont modérés (0.70-0.87), sauf à haute vitesse angulaire (0.34 at $180^{\circ} \cdot s^{-1}$) [150]. La validité du CYBEX HUMAC NORM a été comparée à un autre ergomètre, le BIODEX 3, et les deux ergomètres avaient des valeurs similaires (CV sous 8% pour le moment de force maximal et 11% pour les ratios) [74].

Les mesures sont obtenues en une seule session afin d'avoir une bonne reproductibilité en évitant la réinstallation du sportif. Les étapes suivantes ont été respectées : Après un échauffement de 10 min sur cycloergomètre (résistance $1 \text{ W} \cdot \text{kg}^{-1}$), le sportif a été informé sur le déroulement du test isocinétique. Le sujet s'est assis (inclinaison du siège à 85° pour l'angle de la hanche, 0° = extension complète) avec le condyle fémoral latéral aligné sur l'axe de rotation du dynamomètre. Il portait une sangle thoracique et un contre-appui a été mis au niveau du tibia (jambe testée) 2 cm au-dessus de la malléole latérale, en adaptant la longueur du bras de levier pour chaque participant. L'appareil a été calibré et la gravité compensée selon la procédure habituelle de l'ergomètre. Un retour d'information visuelle sur l'écran d'ordinateur en temps réel et des encouragements verbaux ont été donnés aux sportifs (« pousser et tirer le plus fort et le plus vite possible »). L'échauffement spécifique comportait 3 contractions isocinétiques sous-maximales à chaque vitesse angulaire et la plage angulaire utilisée allait de 95° de flexion du genou (position de départ) à 5° . L'extension complète 0° était déterminée comme l'extension anatomique maximale volontaire pour chaque participant. En cas de déficit du zéro anatomique du patient, l'angle était adapté à -10° par exemple et on reproduisait cette extension du côté opposé.

Le protocole expérimental suivant était réalisé en routine par les skieurs des équipes de France sur les deux jambes lors de l'évaluation médicale précédant la saison de compétition (Tableau 4). Les séries 1 et 2 comportent des mouvements d'extension et de flexion continues réciproques à 60 et $180^{\circ} \cdot s^{-1}$ dans un mode concentrique/concentrique. Les séries suivantes étaient effectuées dans une seule direction (mouvement non réciproque) avec un retour passif

: 5 contractions excentriques des ischio-jambiers à $90^{\circ}.s^{-1}$, 5 contractions concentriques du quadriceps à $90^{\circ}.s^{-1}$ puis 5 contractions excentriques du quadriceps à $-60^{\circ}.s^{-1}$. Ce protocole de flexion/extension du genou comportait 5 séries de 5 contractions maximales, avec 1 min de repos entre chaque bloc. Il a été développé par la FFS mais n'a pas été validé. Cependant ces vitesses angulaires ont déjà été utilisées pour évaluer les skieurs alpins [143]. Les mesures excentriques lentes des fléchisseurs et extenseurs du genou ont été choisies car les actions excentriques en ski alpin sont déterminantes [35,310]. Bien que $180^{\circ}.s^{-1}$ soit une vitesse supérieure aux vitesses angulaires du genou observées en ski alpin ($34^{\circ}.s^{-1}$ en GS and $69^{\circ}.s^{-1}$ en SL [34]), elle a été gardée en raison de l'importance du taux de montée en force chez les skieurs [155].

Tableau 4 : Protocole isocinétique de la Fédération Française de Ski.

Série	Répétition	Contraction		Vitesse angulaire ($^{\circ}.s^{-1}$)
		Quadriceps	Ischio-jambiers	
1	5	Concentrique	Concentrique	60
2	5	Concentrique	Concentrique	180
3	5	Passif	Excentrique	-90
4	5	Concentrique	Passif	90
5	5	Excentrique	Passif	-60

2.2. Extraction des courbes de moment de force et des scalaires

Après avoir redressé les moments de force bruts, les début et fin de contraction étaient déterminés lorsque la dérivée de la position angulaire du genou était nulle. La valeur de moment de force pour chaque position angulaire (pas = 1°) était déterminée par une interpolation polynomiale (**Figures 2.1-2.3**). Les contractions 1 et 5 ont été systématiquement supprimées afin d'enlever notamment un possible effet d'habituation ou de fatigue. De plus, lorsque la force pic d'une contraction était inférieur de 10% de la contraction maximale, le signal était retiré de l'analyse suivante. Un signal moyen était calculé sur la base des signaux conservés pour la jambe droite.

Le moment de force maximal absolu a été extrait de la courbe de moment de force et normalisé à la masse du sujet pour permettre une comparaison par sexe. Le ratio IQ a été calculé comme le moment de force maximal des ischio-jambiers divisé par le moment de force maximal du quadriceps. Le ratio conventionnel maximal est obtenu en divisant le moment de force maximal des ischio-jambiers à $60^{\circ}.s^{-1}$ ou à $180^{\circ}.s^{-1}$ par le moment de force maximal du quadriceps à la même vitesse en concentrique. Le ratio fonctionnel maximal a été

calculé en divisant le moment de force maximal excentrique des ischio-jambiers par le moment de force maximal concentrique du quadriceps à $90^{\circ}.s^{-1}$. Après une analyse exploratoire des signaux uniquement les angles entre 30° et 90° de flexion du genou ont été analysés afin d'exclure phases d'accélération/décélération [24] pour l'analyse SPM. Il est important de noter que les extensions du genou à $180^{\circ}.s^{-1}$ ne remplissaient pas complètement cette condition car la vitesse isocinétique ne pouvait être maintenue, en moyenne, au-delà de $36.9 \pm 1.7^{\circ}$. Cependant, la vitesse angulaire était toujours supérieure à $150^{\circ}.s^{-1}$, bien au-dessus de la vitesse concentrique suivante testée ($90^{\circ}.s^{-1}$).

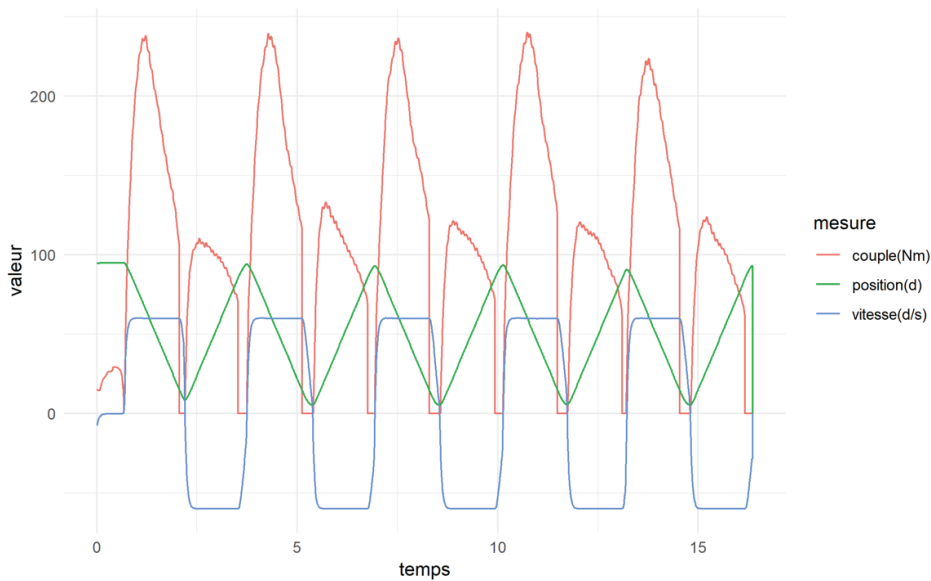


Figure 2.1 : Données brutes isocinétiques. Courbes du moment de force à $60^{\circ}.s^{-1}$ avant découpage, de la position du genou ($5-95^{\circ}$), et de la vitesse angulaire (positive pour le quadriceps, négative pour les ischiojambiers).

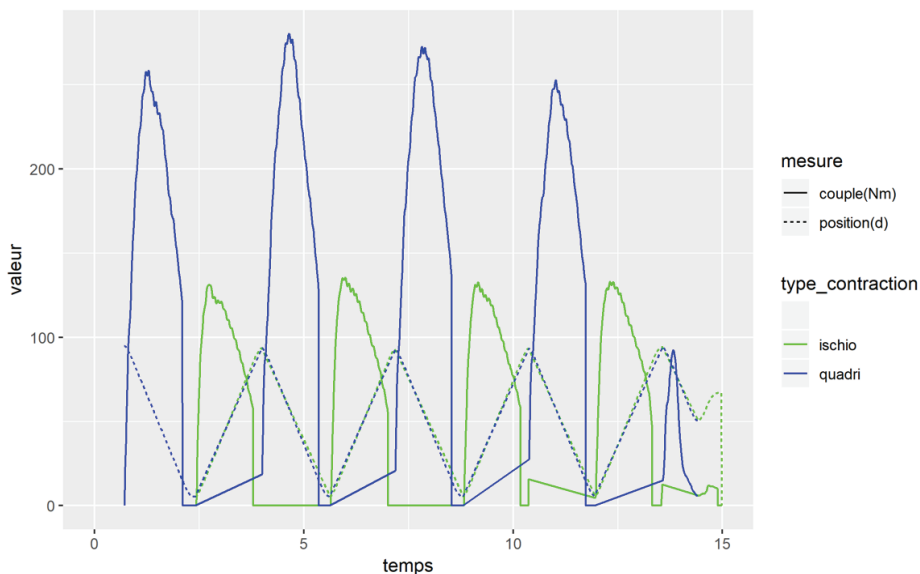


Figure 2.2 : Identification des muscles. Utilisation de la position angulaire pour découper les contractions isocinétiques en les indexant comme contractions produites soit par le quadriceps soit par les ischiojambiers.

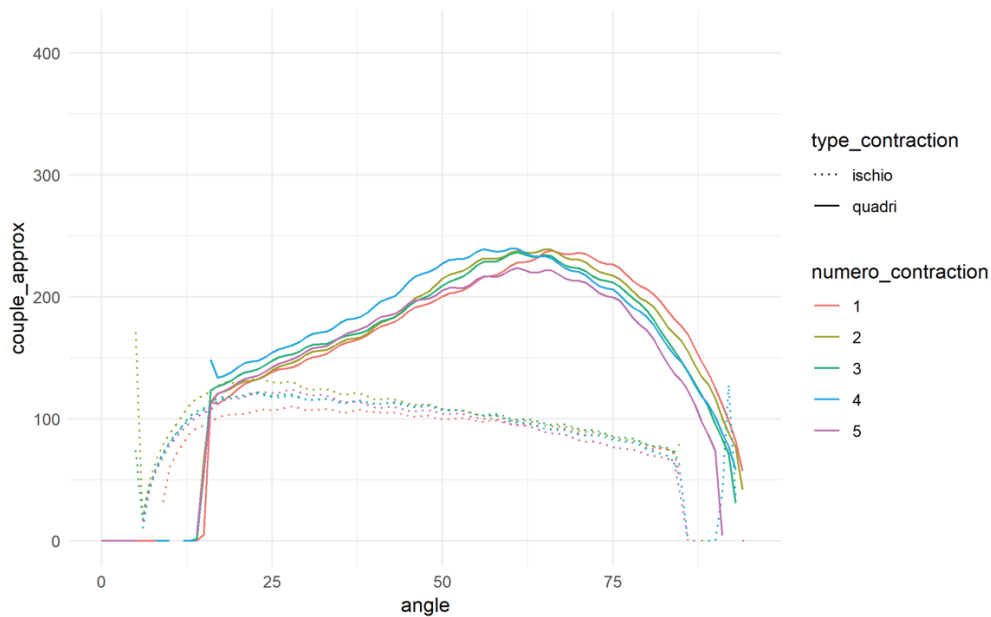


Figure 2.3 : Interpolation et découpage des contractions isocinétiques.

2.3. Cartographie paramétrique statistique

Nous avons effectué une analyse comparative spécifique d'angle sur le signal entier des séries temporelles du moment de force en utilisant SPM-1D (© Todd Pataky, 2014, version M0.1) dans Matlab (R2013b, The Mathworks Inc, Natick, MA), une boîte à outils de cartographie paramétrique statistique pour séries temporelles unidimensionnelles. La valeur normalisée du moment de force (N.m.kg^{-1}) en fonction de l'angle du genou était comparée entre les conditions. Pour cela une ANOVA SPM{F} avec 3 facteurs (discipline x sexe x vitesse angulaire) a été réalisée. SPM-1D effectue également les tests d'inférence statistique SPM{t} [231]. Les tests post hoc SPM{t} ont été effectués pour chaque effet simple ou interactions significative révélé par l'ANOVA [233]. Après correction de Bonferroni, les tests post hoc ont été considérés comme significatifs s'ils atteignaient la valeur critique t (**Figures 2.4-2.5**).

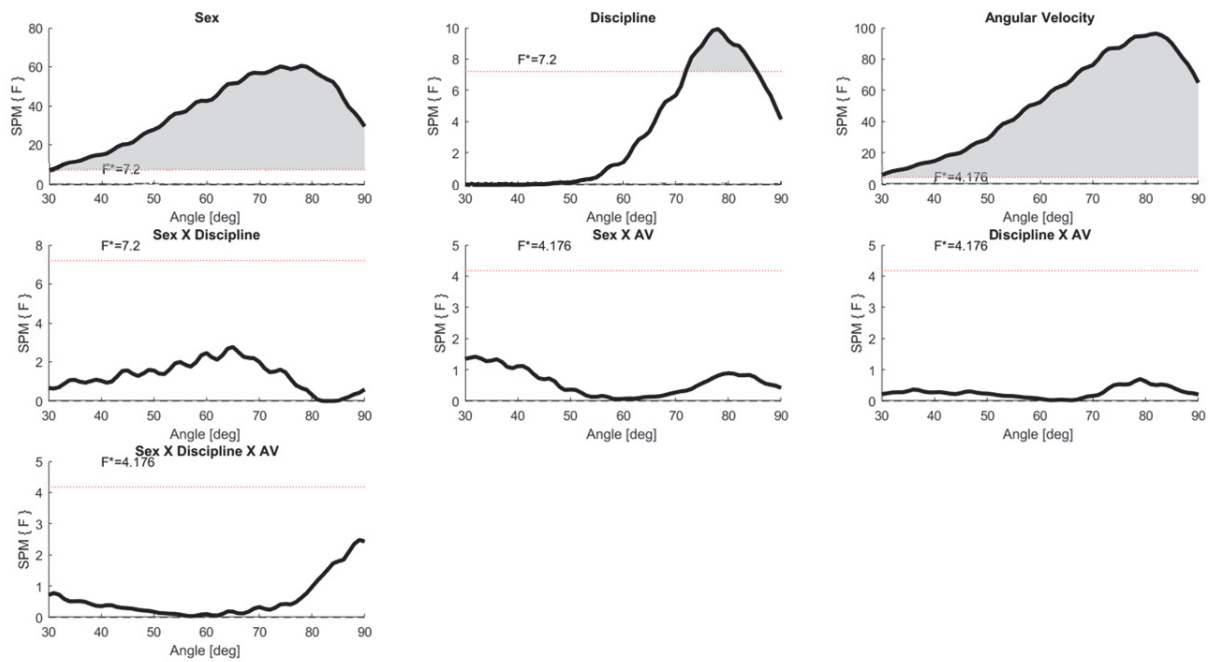


Figure 2.4 : Analyse statistique SPM{F} pour le moment de force du quadriceps. AV : vitesse angulaire.

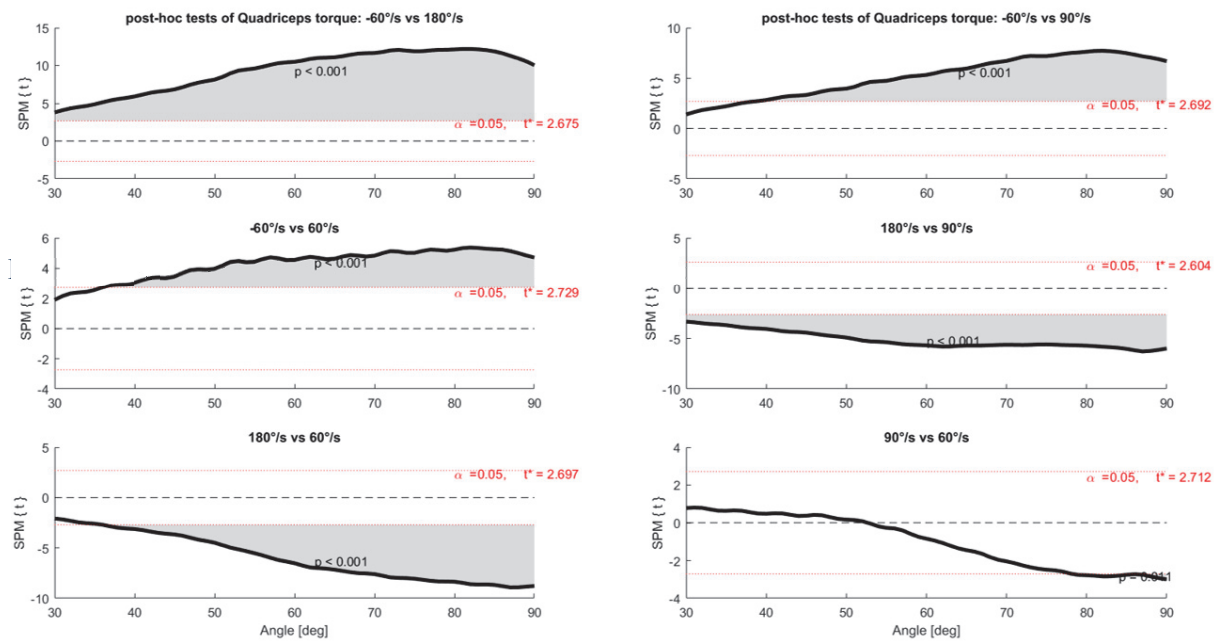


Figure 2.5 : Tests post hoc SPM{t} pour le moment de force du quadriceps.

2.4. Modèles mixtes

Un modèle linéaire mixte a été effectué dans R avec les effets fixes suivants : sexe (Homme, Femme), discipline (Technique, Vitesse), vitesse angulaire (3 modalités pour les ischio-jambiers ($60^{\circ} \cdot s^{-1}$, $-90^{\circ} \cdot s^{-1}$, $180^{\circ} \cdot s^{-1}$) et 4 modalités pour le quadriceps ($-60^{\circ} \cdot s^{-1}$, $60^{\circ} \cdot s^{-1}$, $90^{\circ} \cdot s^{-1}$, $180^{\circ} \cdot s^{-1}$)). Les interactions ont été prises en compte et un effet aléatoire sur le sujet (car plusieurs mesures sont effectuées sur le même skieur) a été ajouté selon la formule suivante :

Variable \sim Sexe + Discipline + Vitesse + Sexe: Vitesse + Sexe: Discipline + Discipline: Vitesse + (1|Nom)

Les variables dépendantes étaient les suivantes : angle d'efficacité maximale, moment de force pic brut et normalisé, ratio IQ. Les analyses statistiques ont été effectuées à l'aide du package *lmerTest*, avec une correction de Holm appliquée sur les valeurs p. Les tests post hoc ont été effectués à l'aide de la fonction *diffsmeans*. Une vérification du graphe des résidus lors de l'analyse de variance a été effectuée. Les tailles d'effets ont été calculées d'après Cohen et coll. [64] et les données exprimées en moyenne \pm écart-type.

Afin de vérifier l'absence d'impact d'un antécédent de chirurgie du genou, des tests de comparaison de moyennes (t tests) ont été effectués entre groupe de sujets blessés et non-blessés après vérification de la normalité des échantillons (test d'Anderson Darling) et de l'égalité des variances. En cas d'absence de normalité, un test de Wilcoxon a été utilisé et un test de Welsch en cas d'absence d'égalité des variances.

II. EXPERIMENTATION SUR LE TERRAIN : VUE GLOBALE

1. Considérations pratiques

Dans les études pionnières, les skieurs portaient un sac à dos ce qui perturbait nécessairement l'athlète pendant la manche de ski. Dans cette expérimentation, le système d'acquisition EMG et les électrodes devaient donc permettre une mobilité totale du skieur sans ajouter de résistance ou d'inconfort. Il devait être léger et enregistrer les données pendant plusieurs heures et sur une piste longue de plus de 1000 m (autonomie de batterie suffisante). Le système devait permettre d'enregistrer au moins 5 muscles et 2 angles (genou, hanche) sans gêner l'entraînement de ski afin que les mesures reflètent l'activité de compétition. Les électrodes devaient résister aux chocs violents dus au contact avec les piquets et les portes. Le boîtier enregistreur de données devait être petit pour ne pas risquer de blesser le skieur en cas de chute à plus de 100 km.h⁻¹. Le temps d'équipement devait rester bref pour ne pas gêner la préparation et l'échauffement du skieur le matin. Les entraîneurs ont imposé un temps d'équipement inférieur à 10 min. Nous avons donc porté une grande attention à la mise en place de technologies nouvelles, miniatures et sans fils pour rester au plus près possible des conditions réelles d'entraînement et supprimer toute gêne pour le sportif de haut niveau que ce soit en termes de concentration, de sollicitation ou de sensations. Les résultats présents peuvent donc être considérés comme une représentation fidèle du ski alpin de compétition actuel.

Les skieurs alpins doivent s'adapter à la topographie de l'environnement, or la pente [61] et la dureté de la neige [93] font partie des facteurs qui influent sur le signal EMG. Nous n'avons cependant pas imposé de tracé de course uniforme afin de sortir des visions très focalisées (analyse d'un seul virage, sur un seul tracé de course par discipline), pour conserver une variabilité représentative de la discipline.

2. Sujets

Vingt skieurs en équipe nationale (9 femmes, 11 hommes ; skieurs de Coupe d'Europe [CE, n=7] et de Coupe du Monde [CM, n=13]) appartenant au groupe Technique (n=15) ou Vitesse (n=5) ont participé aux études de terrain (Tableau 5). Ils avaient des points FIS en moyenne à 12 ± 7 (plus la valeur est faible, meilleure est la performance).

Tableau 5 : Données anthropométriques

	Femmes (n=9)	Hommes (n=11)
Age (années)	23.0±2.4	24.1±5.3
Taille (cm)	169±5	178±7
Masse (kg)	64.3±4.7	76.2±7.0
Masse grasse (%)	19.5±2.6	10.0±2.35
Meilleurs points FIS	14±8	11±6
Meilleur rang mondial	61±30	69±51
Volume MI droit (L)	7.9±1.3	8.8±0.6
Volume musculaire MI (L)	6.8±1.3	7.8±0.6

Moyenne ± écart type, MI : membre inférieur

3. Procédure générale sur site

Les participants ont suivi le programme d'entraînement habituel dans des tracés de course standardisés (distance horizontale et verticale des portes) selon les règles de compétition de la FIS. Les skieurs avaient l'autorisation médicale de concourir. Un total de 253 manches de ski ont été enregistrées : 85 SL, 123 GS, 29 Super G et 16 DH. Pendant chaque manche de ski, nous avons enregistré en continu l'activité EMG de la jambe droite de façon synchronisée avec les angles du genou et de la hanche. Toutes les données ont été collectées lors de l'entraînement de compétition dans la station de Cerro Castor (Ushuaïa, Argentine) pendant deux saisons consécutives (septembre 2016 et août 2017). Les athlètes ont skié avec leur propre équipement et les manches de ski étaient chronométrées. Un à deux skieurs au maximum par jour ont été testés, certains ont été testés plusieurs fois dans la même discipline ou dans les autres disciplines. Une manche de ski comportait ~30 min de rotation en comptant le temps passé sur le télésiège et 1-2 min de course selon le tracé. Un accéléromètre placé sur le portillon de départ a facilité la resynchronisation des manches de ski consécutives au sein de chaque session. Les vidéos des entraînements ont été conservées afin de permettre une analyse qualitative descriptive du mouvement au regard des particularités cinématiques.

4. Mesures

Unité mobile. Les participants portaient un boîtier enregistreur (TPM, Trigno Personal Monitor, Delsys) au niveau de l'abdomen, sous la combinaison (**Figures 2.6-2.8**). Le TPM enregistrait l'accélération triaxiale à 148.15Hz. L'accélération totale (AccR) a été calculée à partir des accéléromètres 3D individuels comme suit : $AccR (g) = \sqrt{X^2 + Y^2 + Z^2}$.

Angles. Nous avons positionné des électrogoniomètres bi-axiaux sur le genou droit et la hanche droite (SG150, Biometrics Ltd, VA USA, **Figure 2.9**). Pour 92 manches, un troisième goniomètre a été utilisé pour le genou gauche (16 sessions d'entraînement). Le TPM enregistrait les données angulaires à 148.15Hz à l'aide d'un adaptateur Trigno sans fil pour goniomètre (SP-W01H, Delsys, Boston, USA).

Electromyographie. Les capteurs EMG sans fil (Trigno, Delsys, Boston, USA) ont été positionnés sur le *vastus medialis* (VM), *rectus femoris* (RF), *vastus lateralis* (VL), *biceps femoris* (BF) and *semimembranosus/semitendinosus* (SMST) sur la jambe droite (**Figure 2.9**). Les ischio-jambiers internes ont été étudiées comme un seul groupe musculaire, en l'absence de possibilité de les individualiser (pas d'échographe) ni d'éliminer un possible phénomène de *cross-talk* dans le signal. La peau a été rasée et nettoyée avec une compresse alcoolisée avant le placement des électrodes, dans le sens des fibres sur le ventre musculaire en accord avec les recommandations du SENIAM [130].

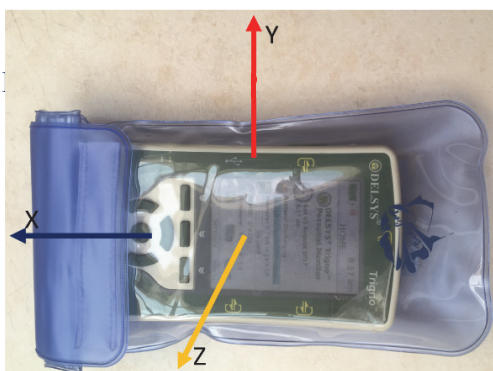


Figure 2.6 : Unité TPM portable. Le boîtier est positionné dans cette orientation sur l'abdomen du skieur (écran vers le sujet).



Figure 2.7 : Skieur équipé au départ d'une manche de Géant. Il se prépare dans le portillon de départ et sa jambe droite est instrumentée sous la combinaison.

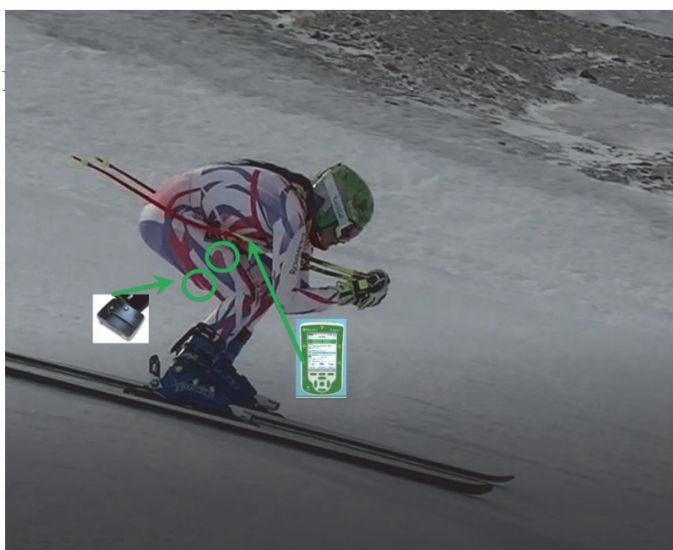


Figure 2.8 : Matériel embarqué sur la piste. Skieuse portant l'équipement sous la combinaison de ski pendant un entraînement de descente.



Figure 2.9 : Placement des électrodes.

Positionnement des goniomètres de la hanche et du genou droits et des électrodes EMG sur la cuisse droite pour le VM, RF, VL, BF, SMST.

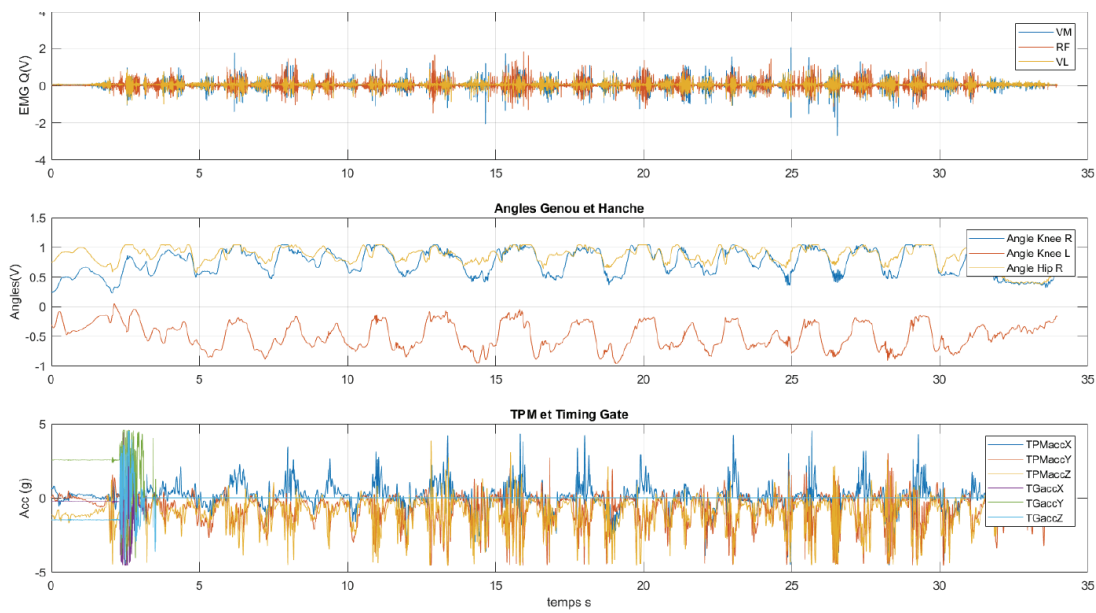


Figure 2.10 : Extraction du signal brut. Exemple de signal pour une manche de Slalom, extrait d'un plus gros fichier enregistré initialement (~30 min : manche de ski plus télésiège).

III. ANALYSE DU SIGNAL

1. Extraction et synchronisation des données

Toutes les analyses ont été réalisées à l'aide de scripts développés dans Matlab (version 2017a) pour resynchroniser les données des canaux accélérométriques, angulaires et EMG. Les données brutes ont été téléchargées du TPM et les manches de ski identifiées puis extraites et réenregistrées dans des fichiers plus légers sans la partie télésiège (**Figure 2.10**).

Des triplets "skieur-date-discipline" ont été définis pour l'analyse et les manches de ski ont été découpées à partir du portillon de départ par une procédure visuelle. Les temps de chaque manche ont été chronométrés lors de l'entraînement. La fin de chaque manche a été déterminée grâce à l'addition du temps chronométré après le franchissement du portillon de départ. La manche a pu être extraite automatiquement grâce au temps final ainsi déterminé et superposée avec les manches suivantes (**Figures 2.11-2.13**).

2. Détection automatique du début des virages

2.1. Début du virage

Le gain de l'accélération a été enlevé (données divisées par 0.8 en 2016 et par 0.36 en 2017). L'accélération résultante a été filtrée par un filtre passe-bas avec une fréquence de coupure à 1 Hz. Aucune détection de virage n'était appliquée pendant la phase de poussée du départ jusqu'à la première porte (temps déterminé par l'analyse vidéo du départ). Nous avons découpé les manches de ski en virages en identifiant les débuts de virage lorsque la dérivée du signal d'accélération résultante passait d'une valeur négative à positive [92]. Le point minimal de l'AccR était identifié comme le début du virage [175,191,215,286]. A partir de ce point, une période réfractaire (400 ms en SL, 500 ms dans les autres disciplines) était appliquée pour éviter une nouvelle détection de virage. Selon que le premier virage était à droite ou à gauche (cf. description du tracé de course relevé chaque jour), la jambe testée (droite) était déterminée comme étant une jambe intérieure (JI) ou extérieure (JE), respectivement. Après la détection du premier virage, les suivants étaient automatiquement détectés et renommés comme une succession de jambes intérieure/extérieure. Les signaux combinés de l'EMG du

RF (bouffée prédominante en JI) et du VL (bouffée prédominante en JE) ainsi que des angles du genou et de la hanche ont permis de vérifier visuellement la correspondance pour indexer correctement chaque virage automatiquement détecté (**Figure 2.13**). En cas de discordance avec le descriptif du tracé, une procédure de vérification visuelle dans le script permettait d'ajouter ou d'enlever manuellement un virage mal détecté. Lorsque le skieur sortait du tracé (DNF, *did not finish*) le restant de la manche de ski comportant les virages invalides était exclu. Lorsque la première manche était découpée de façon satisfaisante en virages, les manches suivantes étaient affichées d'après la détection initiale des virages afin de garantir une reproductibilité du découpage entre les manches de ski. Après traitement de toutes les manches, les données (signaux accélérométriques, EMG et angles) étaient sauvegardées dans une matrice indexant les manches et les cycles des virages pour chaque skieur-session (cf. paragraphe III.5).

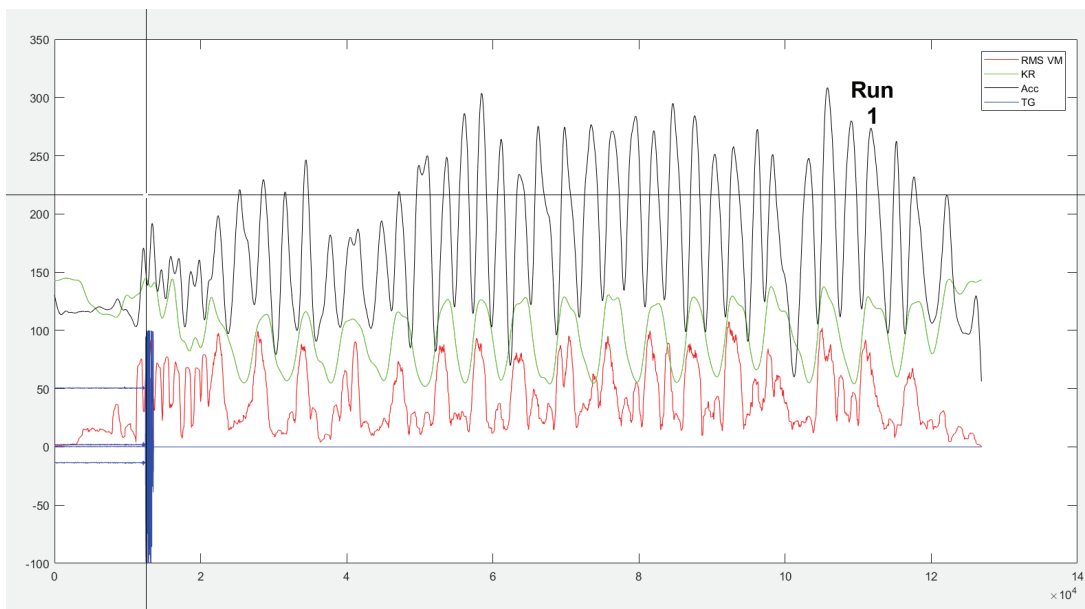


Figure 2.11 : Identification du début de la manche grâce au signal accélérométrique du portillon de départ (signal bleu).

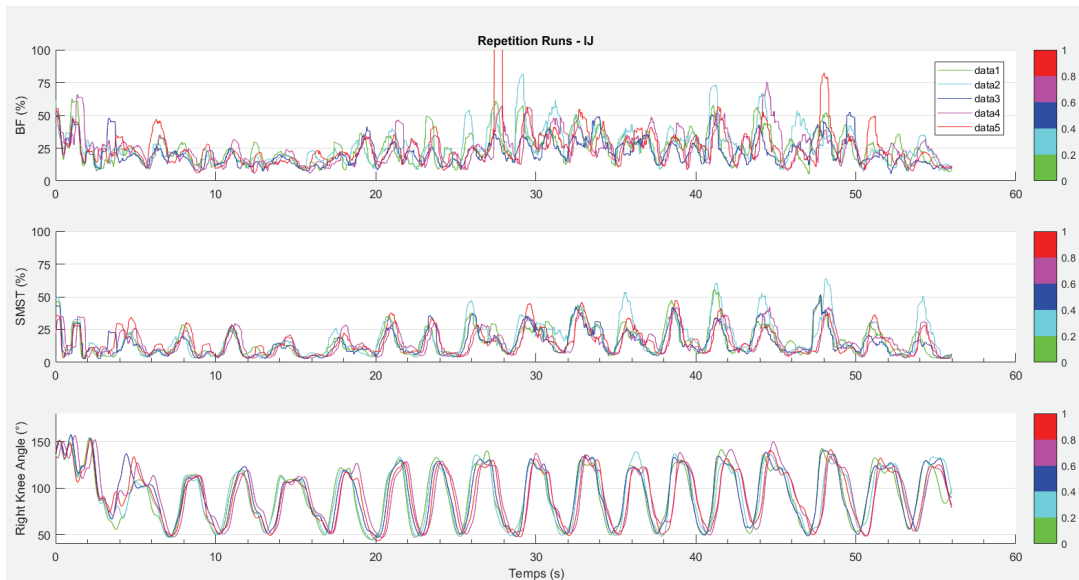


Figure 2.12 : Synchronisation des manches de ski. Manches de ski 1 à 5 superposées (session d'entraînement de Géant) pour les signaux EMG des ischiojambiers et goniométriques (genou) après synchronisation sur le portillon de départ.

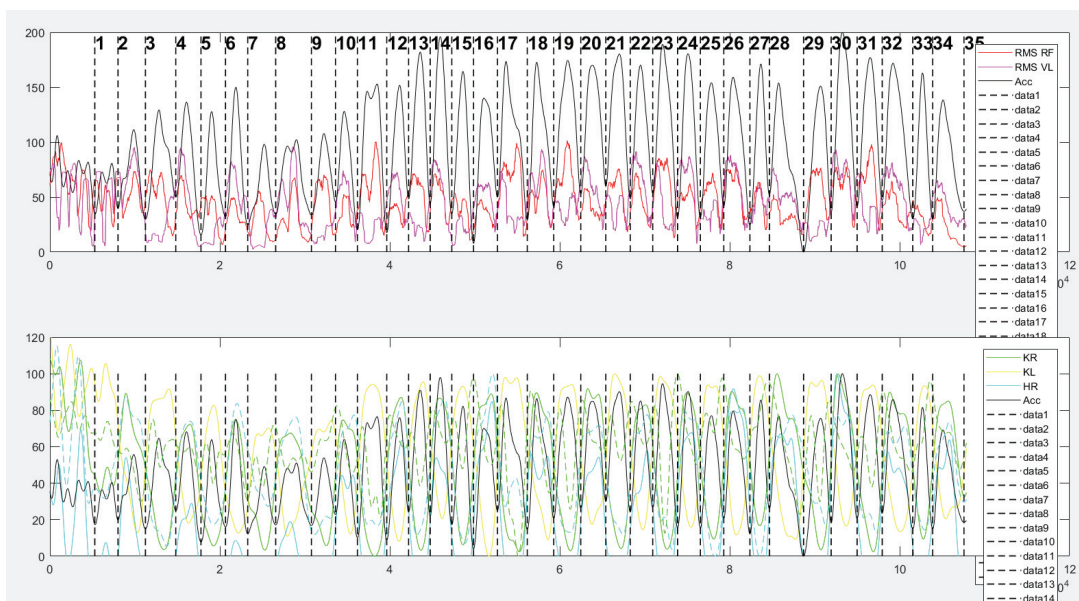


Figure 2.13 : Routine de découpage des virages. Traitement semi-automatique d'une manche de ski à partir du portillon de départ jusqu'à la fin de la manche déterminée par le chrono.



Figure 2.14 : Cycle de ski déterminé d'après la jambe droite. Skieuse lors d'une manche de Super G. La jambe droite instrumentée est extérieure au virage vers la gauche.

Les données ont été analysées en définissant le cycle de ski (CY) comme un virage vers la droite (jambe intérieure, JI) plus un virage vers la gauche (jambe extérieure, JE) [176](**Figure 2.14**). Comme la jambe droite était testée, la jambe intérieure était définie comme un virage vers la droite et la jambe extérieure comme un virage vers la gauche (**Figures 2.15-2.16**). En raison d'un antécédent de blessure au genou droit, un skieur a été instrumenté sur la jambe gauche. Dans ce cas les JI/JE étaient indexées en conséquence (jambe extérieure = jambe gauche lors d'un virage à droite). Les données ont été analysées par cycles séparés par les phases de changement de carres (40-60% et entre 0-10% plus 90-100% du cycle) [215].

Le premier et le dernier cycle ont été sortis de l'analyse pour prendre en compte les phases d'accélération et de décélération. Un total de 1977 cycles a été obtenu : 642 cycles de SL, 1147 cycles de GS, 146 cycles de SG and 42 cycles de DH (**Tableau 6**). La longueur des différentes phases (initiation 0-10% et 50-60%, changement de direction 10-40% et 60-90%, complétion 40-50% et 90-100%) a été représentée d'après de précédentes études en GS [172] ou lors de petits virages coupés (style SL) où la phase de changement de carres regroupe ce qui est défini avant comme déclenchement et complétion [215] (**Figure 1.21**).

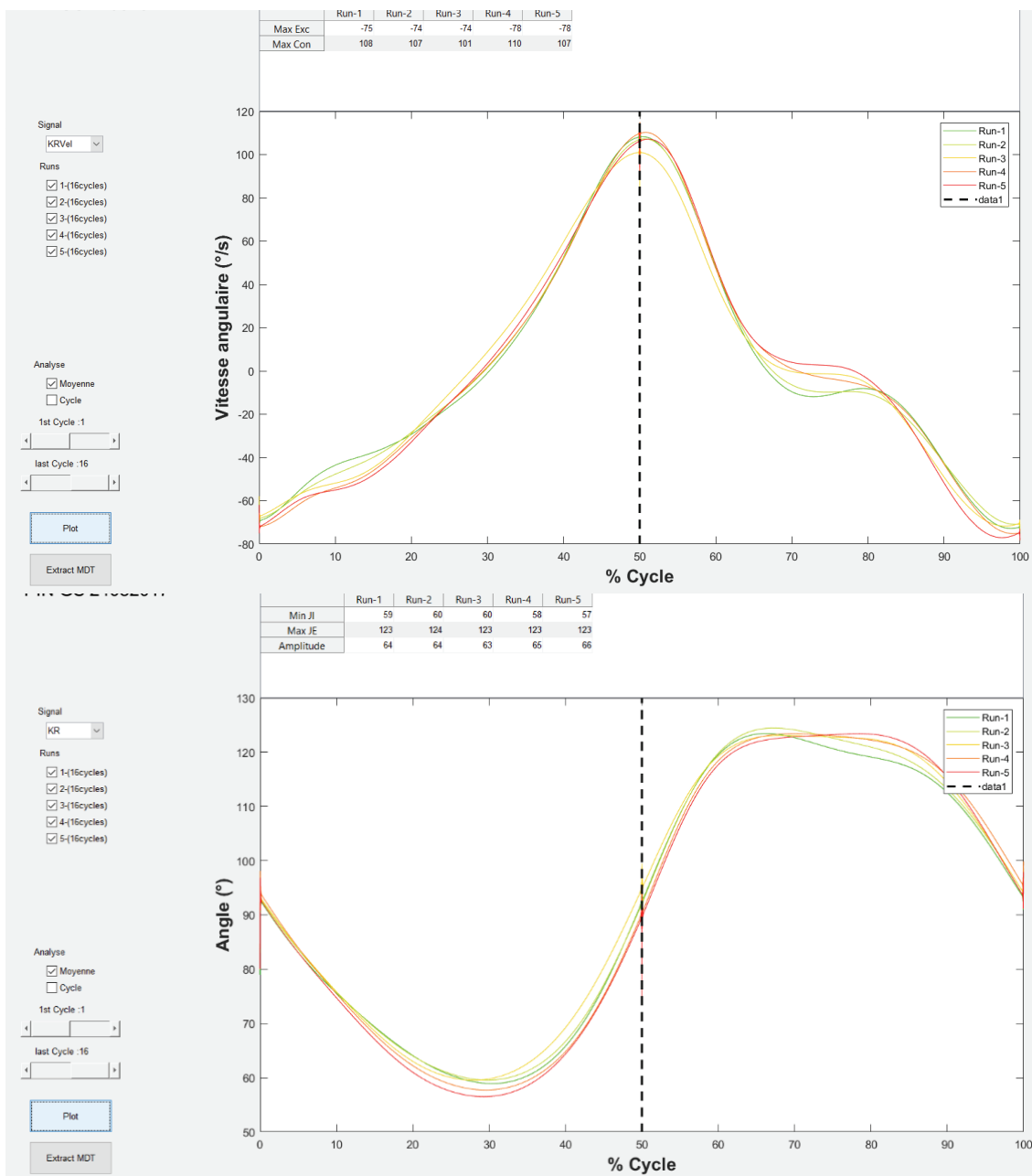


Figure 2.15 : Analyse inter-manche lors d'une session de Géant. Angle du genou (panneau supérieur) et vitesse angulaire correspondante (panneau inférieur). Superposition des moyennes de cycles pour chaque manche pour le signal de l'angle du genou droit et de la vitesse angulaire chez un skieur. La jambe intérieure est représentée de 0 à 50% du cycle et la jambe extérieure est représentée de 50 à 100% du cycle.

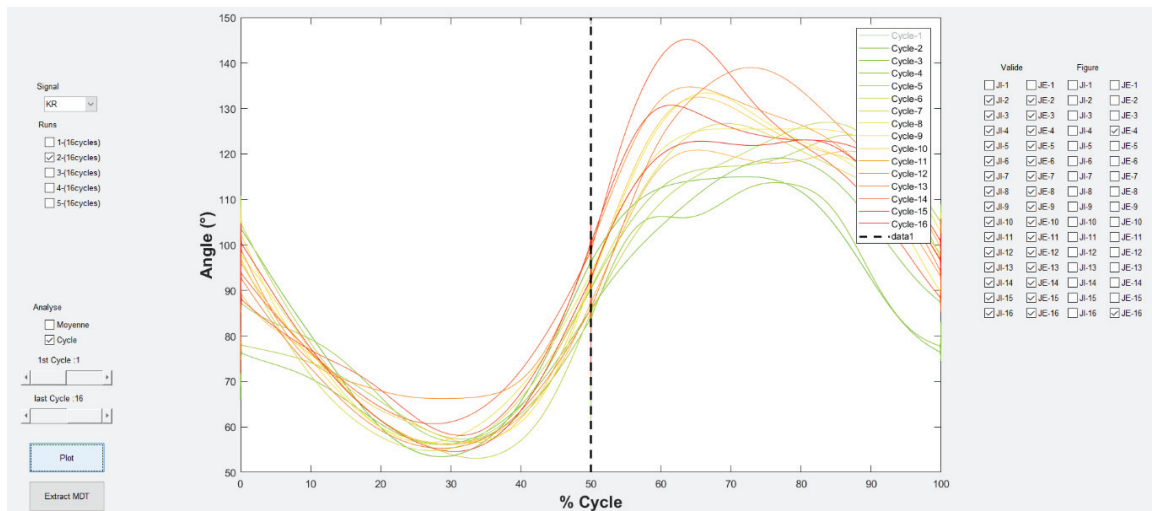


Figure 2.16 : Analyse intra-manche lors d’une session de SL. Tous les cycles de l’angle du genou droit sont superposés et normalisés temporellement chez un skieur.

Tableau 6 : Description des données par discipline

Discipline	Skieurs-sessions	Manches	Cycles	Jl	JE
SL	16	85	607±31	763±41	788±43
GS	24	123	1129±13	1258±20	1222±10
SG	6	29	141±4	161±3	203±2
DH	3	16	41±0	66±0	67±0
Total	49	253	1918±32	2249±46	2281±48

Nombre de manches de ski analysées, nombre moyen (± écart-type) de cycles/jambes résiduels (signaux musculaires) après nettoyage de la base et exclusion des figures.

Jl : jambe intérieure, JE : jambe extérieure.

3. Traitement de l’EMG

Le TPM a enregistré l’EMG pour 5 muscles de la cuisse avec un gain de 300 (fréquence d’acquisition 1925.93Hz). Les signaux EMG ont été synchronisés avec les mesures goniométriques enregistrées à 148.15Hz.

3.1. Filtrage

Après avoir divisé le signal par le gain, nous avons appliqué un filtre passe-bande (20-450Hz, ordre 2) de Butterworth. Une moyenne glissante sur 1 s a été soustraite au signal pour

enlever les oscillations de la ligne de base. Afin de retirer automatiquement les grands artefacts typiquement dus aux vibrations incontrôlées sur la piste le signal était normalisé ($Z\text{-score} = \frac{\text{Data} - \text{moyenne}(\text{Data})}{\text{ET}(\text{Data})}$). (Figure 2.17). Lorsque le score Z était inférieur ou supérieur à -6 et 6 respectivement, les valeur EMG était remplacé par NaN (*not a number*) afin de ne pas créer de décalage temporel. Les études EMG en ski ont rapporté des RMS sur 15 ms [137,138], 44 ms [35] ou 150 ms [229]. Des moyennes glissantes sur 42 ms [224], 50 ms [202], 250 ms [284] voire 500 ms [163] ont été utilisées en traitement du signal EMG en ski. L'activité RMS a été calculée sur une fenêtre de 125 ms qui représente un compromis acceptable évitant d'avoir trop d'oscillations ou trop de pertes d'informations temporelles sur le cycle de ski (durée 1-4 s).

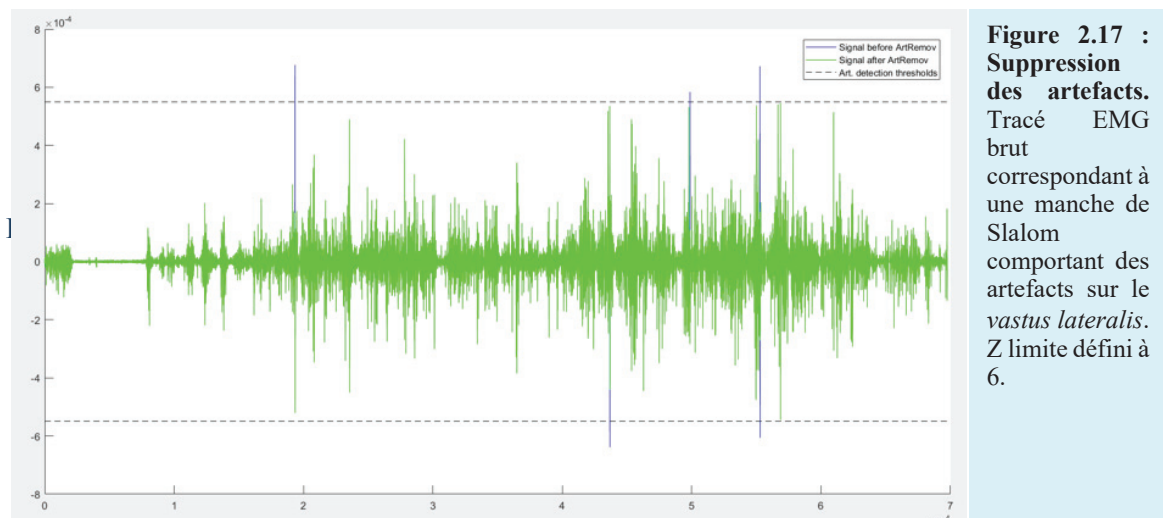


Figure 2.17 :
Suppression des artefacts.
Tracé EMG brut correspondant à une manche de Slalom comportant des artefacts sur le *vastus lateralis*. Z limite défini à 6.

3.2. Procédures de normalisation

Les goniomètres ont été calibrés individuellement (canal accéléromètre, plan sagittal) sur les participants la veille précédant la session d'entraînement en utilisant une analyse vidéo (Kinovea) de 3 positions (debout, assis, flexion profonde) et l'emplacement du goniomètre marqué au feutre indélébile (Figure 2.18).

L'amplitude EMG a été normalisée à la valeur RMS mesurée lors d'une contraction maximale volontaire (CMV) isométrique [137,331] le jour précédant la session de ski et la position des électrodes marquée au feutre indélébile (Figures 2.19-2.21). La reproductibilité de cette procédure a été validée pour le quadriceps ($ICC > 0.70$) [251] et les ischio-jambiers ($ICC > 0.70$ à > 0.90) [52]. Nous avons évalué la reproductibilité des CMV isométriques entre les jours de test lors d'une expérimentation séparée sur 10 sujets dans les mêmes conditions que nos skieurs et les ICCs obtenus étaient hauts voire très hauts ($0.749 \leq ICCs \leq 0.966$) [280].

Pour le quadriceps (VL, RF, VM), les participants ont fait une extension isométrique en position assise, genou fléchi à 70° (180° = extension complète) et hanche à 90°. Pour les ischio-jambiers (BF, SMST) les participants ont fait une flexion isométrique du genou en position allongée, genou à 45°. L'activité RMS maximale était mesurée sur 500 ms pendant le plateau de force pour déterminer l'activité pic de l'EMG pour chaque muscle. Au moins trois essais par groupe musculaire ont été réalisés et seuls les essais dont la force atteignait au moins 90% de la CMV ont été moyennés.



Figure 2.18 : Calibration des goniomètres. Les repères osseux sont indiqués avec les marqueurs réfléchissants sur la hanche (épine iliaque antéro-supérieure, épine iliaque postéro-supérieure, grand trochanter), le genou (condyle fémoral latéral) et la cheville (malléole externe).

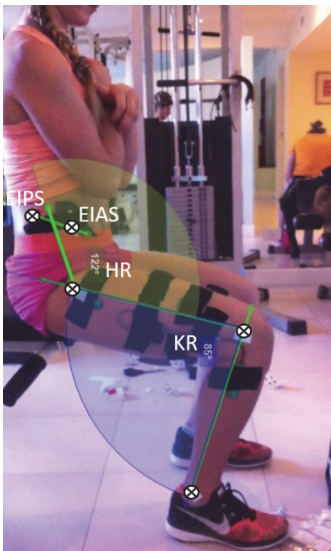


Figure 2.19 : Définition des angles du genou et de la hanche. EIAS : épine iliaque antéro supérieure, EIPS : épine iliaque postéro-supérieure. HR représente l'angle de la hanche et KR représente l'angle du genou.

4. Traitement des angles

Après avoir enlevé le gain des signaux angulaires bruts (facteur 1.57), les angles ont été lissés par un filtre passe-bas de Butterworth (1Hz, ordre 2). Plusieurs problèmes lors du traitement du signal se sont posés. Certains signaux étaient partiellement saturés et quelques goniomètres ont été cassés à cause des piquets, donc la deuxième année de test les goniomètres ont été placés sur la face interne du genou. Les signaux saturés ont donc été enlevés à partir du seuil de saturation puis interpolés (en base *spline*) car cette interpolation respectait la forme du signal d'angle en fonction du temps observée dans la littérature et dans nos données. Par conséquent, les valeurs angulaires comportent une marge d'imprécision et doivent être interprétées dans les limites de l'expérience réalisée. Les angles étaient convertis en degrés à partir de la calibration (cf. ci-dessus) et les vitesses angulaires instantanées calculées comme la dérivée de la position angulaire en fonction du temps. Berg et coll. [34] ayant rapporté des vitesses angulaires très lentes en SG de l'ordre de $20^{\circ}.s^{-1}$, nous avons défini une plage de vitesse angulaire quasi-isométrique entre $0 \pm 20^{\circ}.s^{-1}$ pour le genou et la hanche, alors que les vitesses au-dessus et en dessous de cette fenêtre étaient respectivement définies comme concentrique et excentrique.



Figure 2.20 : Contractions isométriques maximales volontaires. Panneau de gauche : position pour CMV des ischiojambiers effectuées à la salle de sport. Panneau de droite : position pour CMV du quadriceps.



Figure 2.21 : Enregistrement de la force lors des CMV isométriques. Capteur de force synchronisé directement avec l'EMG par un adaptateur émettant vers la station de base Delsys.

5. Structure de la base de données

Le séquençage des manches de ski en virages a été effectué par une fonction créée spécifiquement et les données ont été stockées dans une matrice à 5 dimensions contenant les informations suivantes : temps, numéro de cycle, JI/JE, numéro de la manche et signal. Chaque virage contenait 1 s avant et 1 s après les limites de phases pour éviter les effets de bord lors du traitement ultérieur des données. La base de données contenait des signaux EMG bruts et traités (RMS 125 ms) pour les muscles {VM, RF, VL, BF, SMST} ainsi que des signaux accélérométriques et angulaires bruts et filtrés. Pour chaque skieur-session, une base de données a ainsi été créée soit 49 au total.

6. Indexation des métadonnées

Une routine de visualisation a été développée pour nettoyer et indexer les données de chaque cycle des bases de données. Ce script permettait d'inspecter visuellement l'ensemble des signaux afin d'indiquer leur validité/invalidité en cochant/décochant une case (**Figure 2.22, Tableau 5**). Les critères permettant d'exclure les signaux étaient les suivants : présence d'artefacts résiduels sur l'EMG, valeurs d'angles saturées ou aberrantes ($<30^\circ$ ou $>180^\circ$) Le premier et le dernier cycle ont été systématiquement décochés pour chaque manche.

Les figures étaient renseignées par des cases à cocher (banane, double, triple, saut) puis indexées (système binaire) afin de pouvoir prendre en compte leurs particularités dans une analyse ultérieure. Pour chaque skieur-session, une base de métadonnées a été ainsi créée pour permettre un traitement en aveugle des cycles ultérieurement. Il s'agissait d'une matrice à 4 dimensions comportant les informations suivantes : numéro de cycle, 4 données indexées (système binaire) {1- JI valide, 2-JE valide, 3-figure sur la JI 4- figure sur la JE}, numéro de la manche de ski, pour 8 signaux (5 muscles {VM, RF, VL, BF, SMST} et 3 goniomètres {KR, KL, HR}) (**Figures 2.23-2.24**).

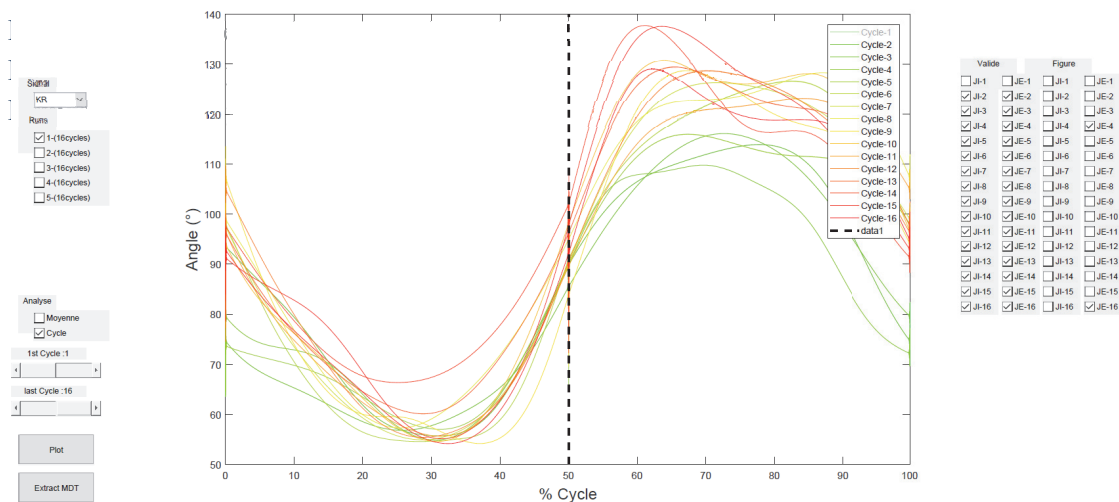


Figure 2.22 : Processus d'indexation des métadonnées. Exemple pour la session de Géant d'un skieur avec les angles du genou lors de la manche numéro 1 qui comportait 16 cycles (32 virages).

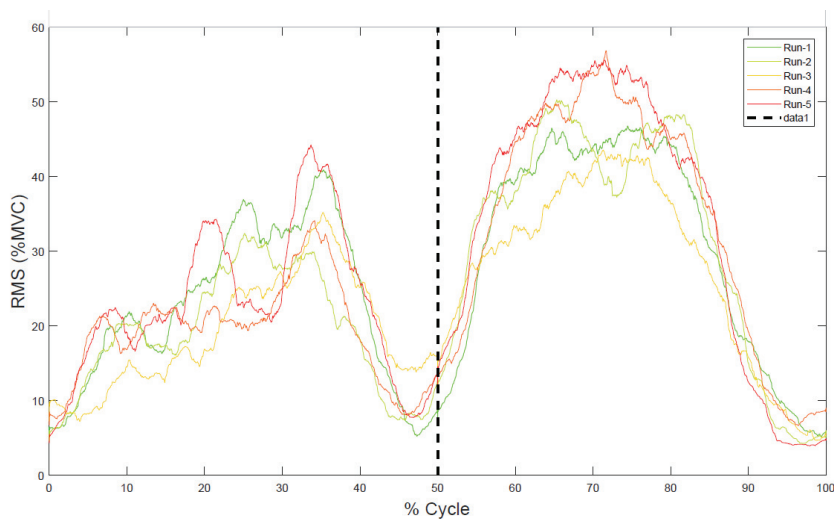


Figure 2.23 : Analyse EMG inter-manches pour le vastus medialis. Exemple d'une session de GS pour un skieur. Les cycles du vastus medialis (RMS 125 ms) sont moyennés pour chaque manche.

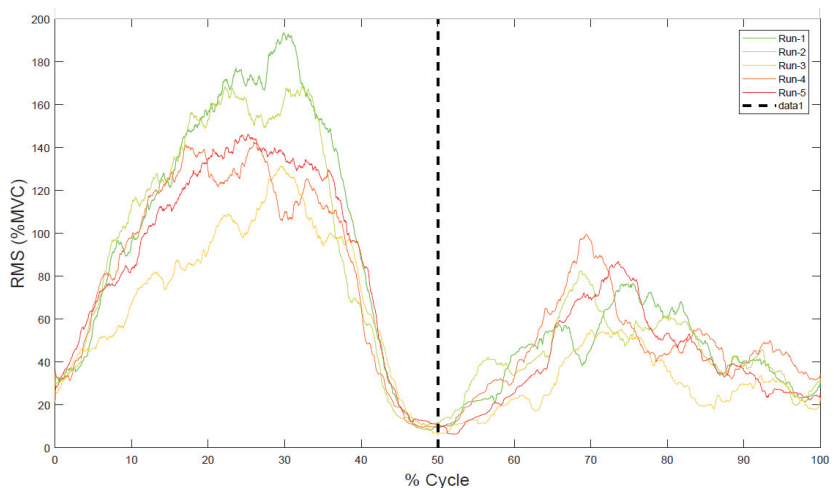


Figure 2.24 : Analyse EMG inter-manches pour le rectus femoris. Exemple d'une session de GS pour un skieur. Les 14 cycles du rectus femoris (RMS 125 ms) sont moyennés pour chaque manche.

Tableau 7 : Base de données sans figures.

		Signal	Cycles	JI	JE
SL	Muscles	VM	618	785	807
		RF	638	797	819
		VL	624	778	812
		BF	593	761	790
		SMST	560	694	714
	Angles	Genou	529	639	686
		Hanche	366	465	482
GS	Muscles	VM	1123	1246	1233
		RF	1147	1284	1227
		VL	1113	1234	1210
		BF	1136	1270	1228
		SMST	1128	1258	1214
	Angles	Genou	1026	1157	1113
		Hanche	874	988	948
SG	Muscles	VM	136	157	204
		RF	139	164	201
		VL	141	161	202
		BF	142	161	205
		SMST	146	164	203
	Angles	Genou	147	166	221
		Hanche	95	104	151
DH	Muscles	VM	42	66	68
		RF	41	66	67
		VL	41	66	67
		BF	41	66	67
		SMST	41	66	67
	Angles	Genou	37	53	67
		Hanche	6	24	18

Nombre exact par signal de jambes intérieures / extérieures ainsi que de cycles analysés pour les études 3-4 après nettoyage des données.

7. Analyses statistiques des études 2 à 5

La description de l'activité EMG et des régimes de contraction des muscles de la cuisse en ski pour les 4 disciplines alpines a été effectuée avec des modèles mixtes pour l'analyse des valeurs scalaires dans un premier temps puis avec SPM sur les courbes entières.

7.1. Variables dépendantes

Une fonction a été codée dans Matlab pour calculer une liste de variables (cf. ci-dessous) à partir des 49 bases de données et métadonnées correspondant aux 49 skieurs-sessions. Les signaux EMG bruts ont été filtrés avec un filtre passe-bas de Butterworth d'ordre 2 avec une fréquence de coupure à 5Hz. L'EMG était normalisé (%CMV) et décrit en pourcentage du cycle temporel :

- **RMSmean et RMS max** : activation RMS moyenne et maximale (125 ms). Ces activations ont été calculées sur les parties spécifiques de la JI (10-40%) et de la JE (60-90%) correspondant à la conduite du virage, et sur 60% du cycle résultant ainsi réduit (10-40% + 60-90%), pour chacun des 5 muscles.

Pour le reste des variables, les valeurs ont été calculées pendant la phase du cycle considérée (JI/JE/CY) sans enlever les phases de changement de carres. Le début et la fin des bouffées (*bursts*) ont été définis comme la période pendant laquelle le signal (enveloppe linéaire EMG) était au-dessus de 20% de la différence entre l'EMG pic et la ligne de base sur le cycle entier :

- **ActivTime** : durée absolue (ms) et relative (% cycle) des bouffées pour chacun des 5 muscles. Le seuil de 20% a été choisi d'après une autre étude réalisée en cyclisme [80]. Comme il n'y a jamais de dérecrutement total en ski, nous avons préféré utiliser une méthode basée sur la différence de pourcentage minimal et maximal contrairement à la méthode utilisée en isocinétisme où il était possible d'utiliser un seuil à ± 3 ET de la ligne de base d'un muscle non activé.

D'après Berg et coll. [35] la phase concentrique est définie entre l'angle du genou minimum à maximum, la phase excentrique est définie entre l'angle du genou maximum à minimum. Les vitesses angulaires (concentriques, excentriques) moyennes et pics ont été calculées sur ces 2 périodes traditionnelles ainsi que le temps du cycle passé dans chacun de ces 2 régimes de contraction :

- Angles pics (**MinAngle**, **MaxAngle**) et **amplitude** pour le genou et la hanche.
- **MaxExc**, **MaxCon** : vitesses angulaires maximales excentriques et concentriques pendant les 3 phases fonctionnelles (JI/JE/CY).
- **MeanExc**, **MeanCon** : vitesses angulaires moyennes excentriques et concentriques pendant les 3 phases fonctionnelles (JI/JE/CY).
- **TimeCon**, **TimeExc** : durées absolue (ms) et relative (% du cycle/jambe) cumulées en concentrique (vitesse angulaire positive) ou excentrique (vitesse angulaire négative) pendant la phase du cycle considérée (JI/JE/CY).

Nous avons également défini une phase pseudo-isométrique du cycle entre $\pm 20^{\circ}.s^{-1}$. Les variables suivantes ont été calculées sur le cycle entier (CY) et pendant les 2 phases fonctionnelles JI/JE en incluant les phases de changements de carres :

- **MeanExc20**, **MeanCon20** : Vitesse angulaire moyenne au-dessus de $+20^{\circ}.s^{-1}$ pour le régime concentrique et en dessous de $-20^{\circ}.s^{-1}$ pour le régime excentrique.

Le temps (en ms et en pourcentage des phases JI/JE/CY) passé dans chaque mode de contraction (concentrique, quasi-isométrique, excentrique) ainsi que l'activité EMG RMS correspondant à chaque régime ont été calculés :

- **TimeCon20**, **TimeIso20**, **TimeExc20** : temps absolu (ms) et relatif (% du temps normalisé) passé en concentrique, excentrique ou quasi-isométrie (vitesse angulaire $>20^{\circ}.s^{-1}$, vitesse angulaire $<20^{\circ}.s^{-1}$, $-20^{\circ}.s^{-1} \leq$ vitesse angulaire $\leq 20^{\circ}.s^{-1}$ respectivement) en considérant les 3 phases fonctionnelles du cycle (IL/OL/CY) sans enlever les phases de changement de carres.
- **RMS_iso20_pctCMV**, **RMS_con20_pctCMV**, **RMS_ecc20_pctCMV** : activation EMG relative pendant les phases définies ci-dessus.

L'EMG moyen élimine les erreurs lors de la détermination de l'EMG pic dues aux oscillations du signal. Les durées temporelles des virages et les amplitudes EMG sont influencées par les conditions particulières d'une manche de ski comme la vitesse, le rayon du virage, la pente. Cependant, les durées normalisées (%) relatives à la durée totale du virage sont des aspects plus généraux et peuvent être comparées pour différents types de virages dans différentes disciplines.

Pour ce jeu de données, les variables indépendantes étaient les suivantes : phase du cycle (JI/JE/CY), sexe (Homme/Femme), année de test (2016/2017), niveau du skieur (CE/CM), signal (5 muscles, 3 goniomètres), numéros de la manche de ski et du cycle.

7.2. Modèles linéaires mixtes

En raison de la répétition des observations au cours du temps, la condition d'indépendance des mesures n'est pas remplie et une analyse de variance classique n'est pas adaptée. Le plan d'étude n'est ni équirépété ni complet. L'analyse par modèles mixtes est la méthode la plus appropriée puisqu'elle prend en compte la variabilité intra-sujet (mesures répétées sur les skieurs-sessions) mais elle tient compte aussi du déséquilibre du nombre de données entre les disciplines.

Les analyses ont été effectuées sous R 3.5.3 (R Foundation for Statistical Computing, Vienna, Austria) en utilisant le package *lmerTest* [178]). Les données ont été transformées (log) en cas de distribution non-normale. Les données descriptives (moyenne et écart-type ET) sont présentées pour les 4 disciplines (SL, GS, SG, DH) : angles maximaux et minimaux, amplitude, activité EMG, temps passé dans chaque mode de contraction (concentrique, excentrique, quasi-isométrique), durée des phases fonctionnelles (JI/JE/CY) et des bouffées EMG. Nous avons effectué des modèles mixtes avec les effets fixes Discipline et Jambe (JI/JE/CY) et un effet aléatoire sur le triplet « skieur-discipline-date ».

- ❖ Modèle 1 appliqué sur les cycles CY : $Y \sim \text{Discipline} + (1|\text{ID})$
- ❖ Modèle 2 appliqué sur JI/JE : $Y \sim \text{Discipline} + \text{IL_OL} + \text{Discipline} \times \text{IL_OL} + (1|\text{ID})$

L'estimation des moyennes marginales et les tests *post hoc* ont été effectués à l'aide du package *emmeans* qui permet l'analyse de toutes les comparaisons par paires. Les tests *post hoc* ont permis de comparer JI et JE par discipline, ainsi que de comparer les disciplines 2 à 2 par jambe avec une correction de Tukey pour tests multiples. La significativité des effets fixes simples ainsi que de leur interaction a été évaluée par une analyse de la variance (ANOVA, estimation REML). Le seuil de significativité est défini à $p < 0.05$ et les tendances à $p \leq 0.10$.

7.3. Cartographie statistique paramétrique

Les signaux continus ont été extraits pour l'analyse vectorielle des demi-jambes (JI/JE) pour 5 muscles (VM, RF, VL, BF, SMST) et pour les angles du genou et de la hanche {KR, HR} avec les vitesses angulaires correspondantes, puis indexés à l'aide d'une matrice de facteurs contenant les variables indépendantes skieur-session (triplet « skieur-discipline-date »), discipline (DH, SG, GS, SL), jambe (JI, JE). La boîte à outils SPM-1D (© Todd Pataky, 2014, version M0.1) permettait de détecter des différences dans l'aspect des courbes

entières dans Matlab 2017a [232]. Nous avons effectué une ANOVA SPM{F} à 1 facteur sur chaque jambe séparément pour détecter un effet principal de la discipline. Les tests *post hoc* SPM{t} ont été effectués avec une correction de Bonferroni pour chaque *cluster* dépassant le seuil critique. La JI (0-50%) et la JE (50-100%) ont été juxtaposées pour reconstruire le cycle de ski, ce qui génère de petits décrochages visuellement dans les courbes en raison d'un nombre légèrement inégal de JI/JE (en raison de la suppression des jambes contenant des artefacts). La courbe moyenne est présentée avec son intervalle de confiance à 95% (IC 95%) et elle est calculée sur la base d'un nombre variable de virages effectués selon la discipline (Tableau 8).

Tableau 8 : Base de données avec figures.

		Cycles	JI	JE	
SL	Muscles	VM	1132	1214	1198
		RF	1163	1233	1213
		VL	1127	1221	1187
		BF	1083	1157	1178
		SMST	997	1071	1024
	Angles	Genou	943	1005	1001
		Hanche	687	736	729
GS	Muscles	VM	1290	1359	1337
		RF	1315	1364	1373
		VL	1260	1350	1325
		BF	1281	1343	1401
		SMST	1272	1365	1341
	Angles	Genou	1163	1248	1239
		Hanche	991	1052	1060
SG	Muscles	VM	201	203	213
		RF	203	216	212
		VL	205	210	213
		BF	204	208	222
		SMST	203	223	211
	Angles	Genou	213	229	219
		Hanche	139	144	147
DH	Muscles	VM	74	76	78
		RF	71	78	77
		VL	72	78	76
		BF	72	76	78
		SMST	75	76	75
	Angles	Genou	61	71	67
		Hanche	26	22	24

Nombre exact de jambes intérieures / extérieures ainsi que de cycles analysés pour l'étude 5 après nettoyage des données.

PARTIE 3 : RESULTATS ET PUBLICATIONS

I. ETUDE 1

Publication associée : [13]

Alhammoud, M., B. Morel, O. Girard, S. Racinais, V. Sevrez, A. Germain, T. Chamu, et C. Hautier. 2018. « Hypoxia and Fatigue Impair Rapid Torque Development of Knee Extensors in Elite Alpine Skiers ». *Frontiers in Physiology* 9: art. no. 962.

1. Résumé

Pour la première étude de thèse, nous avons souhaité décrire les caractéristiques neuromusculaires des skieurs alpins de haut niveau. Nous avons sélectionné un protocole fatigant et nous l'avons également réalisé en altitude simulée pour évaluer deux facteurs de stress de l'activité que sont la fatigue et l'altitude.

Pour ce faire, 22 athlètes des équipes de France de ski alpin ont réalisé un test de fatigue sur un ergomètre isocinétique. Le protocole comportait 35 extensions maximales du genou ($180^{\circ}.s^{-1}$) et a été réalisé au niveau de la mer ainsi qu'en hypoxie (F_{iO_2} 0.13 correspondant à une altitude de 3800 m). L'activité EMG du *vastus lateralis* (VL) était enregistrée parallèlement au moment de force (**Figure 3.1**).

Les résultats montrent une baisse du moment de force pic au cours de la tâche fatigante. L'absence de modification de l'activité EMG pic durant les 15 premières contractions indique que cette fatigue était initialement d'origine périphérique. Conformément à la littérature, les résultats de cette étude montrent que l'hypoxie n'affecte pas le pic du moment de force lors d'une contraction unique. De plus, nos résultats ne mettent pas en évidence d'effet de l'altitude sur les moments de force pics ou sur l'activité EMG pic au cours d'une tâche fatigante, ce qui n'est pas exactement en accord avec la littérature (*voir Figure 2 et 3 de l'article pour détails*). Malgré un changement des valeurs absolues de saturation artérielle et de désoxyhémoglobine musculaire, les résultats ne montrent pas non plus d'effet de l'altitude sur l'extraction d'oxygène (*voir Figure 1 de l'article pour détails*) ou sur l'accumulation de lactate. Cette absence d'effet de l'altitude est probablement liée à la faible

masse musculaire sollicitée ainsi qu'à la spécificité de notre population de skieurs, ceux-ci s'entraînant régulièrement aussi bien en altitude terrestre qu'en hypoxie simulée.

Par contre, nos résultats montrent que l'hypoxie, un stress environnemental inhérent au ski alpin, affecte le taux de développement du moment de force. Au-delà des effets de l'hypoxie, ceci montre également que le moment de force maximal atteint au cours d'une contraction n'est pas forcément discriminant dans des conditions où d'autres portions de la courbe, telles que les premières millisecondes, pourraient être affectées.

De plus, la baisse de RTD due à l'hypoxie était uniquement visible durant les 12 premières contractions, avant d'être masquée par les effets de la fatigue (*voir Figure 2 de l'article pour détails*). Il semblerait que cette baisse puisse être attribuée à une diminution de la commande motrice comme le suggèrent les valeurs inférieures du taux de développement de l'activité EMG (RER) pendant les premières contractions en hypoxie par rapport à la normoxie (*voir Figure 3 de l'article pour détails*).

En résumé, cette étude montre un effet de la fatigue périphérique sur le moment de force pic lors de la répétition de contractions maximales. L'altitude n'a toutefois pas d'effet visible sur ce paramètre. Par contre, nos résultats montrent que le RTD est affecté aussi bien par la fatigue que par l'altitude. Ces effets de l'altitude sur le RER sont probablement dus à des changements de commande motrice (diminution du RER) non détectés par l'analyse des valeurs pics. Ces résultats suggèrent donc la nécessité d'inclure des mesures continues en complément des mesures pics dans les protocoles d'évaluation.



Figure 3.1 : Installation sur le CON-TREX avec l'Altitrainer. Spectroscopie dans le proche infrarouge (NIRS) et EMG du *vastus lateralis*.

2. Article



Hypoxia and Fatigue Impair Rapid Torque Development of Knee Extensors in Elite Alpine Skiers

Marine Alhamoud^{1,2}, Baptiste Morel³, Olivier Girard^{4,5}, Sebastien Racinais^{5,6*},
Violaine Sevrez⁷, Alexandre Germain⁸, Thomas Chamu⁸ and Christophe Hautier^{1*}

¹ Inter-university Laboratory of Human Movement Biology (EA 7424), Claude Bernard University Lyon 1, Lyon, France,

² French Ski Federation, Annecy, France, ³ Laboratory "Movement, Interactions, Performance" (EA 4334), Le Mans University, Le Mans, France, ⁴ School of Psychology and Exercise Science, Murdoch University, Perth, WA, Australia,

⁵ Athlete Health and Performance Research Centre, Aspetar Orthopedic and Sports Medicine Hospital, Doha, Qatar,

⁶ Laboratory Sport, Expertise and Performance, French Institute of Sport (INSEP), Paris, France, ⁷ French National Center

for Scientific Research, Institute of Movement Sciences, Aix-Marseille University, Marseille, France, ⁸ Orthopedic and Sports Medicine Hospital La Sauvegarde, Lyon, France

OPEN ACCESS

Edited by:

Gianluca Vernillo,
Università degli Studi di Milano, Italy

Reviewed by:

Tadej Debevec,
University of Ljubljana, Slovenia
Martin Burtscher,
Universität Innsbruck, Austria
Stuart Goodall,
Northumbria University,
United Kingdom

*Correspondence:

Sebastien Racinais
sebastien.racinais@aspetar.com
Christophe Hautier
christophe.hautier@univ-lyon1.fr

Specialty section:

This article was submitted to
Exercise Physiology,
a section of the journal
Frontiers in Physiology

Received: 25 May 2018

Accepted: 29 June 2018

Published: 25 July 2018

Citation:

Alhamoud M, Morel B, Girard O,
Racinais S, Sevrez V, Germain A,
Chamu T and Hautier C (2018)
Hypoxia and Fatigue Impair Rapid
Torque Development of Knee
Extensors in Elite Alpine Skiers.
Front. Physiol. 9:962.
doi: 10.3389/fphys.2018.00962

This study examined the effects of acute hypoxia on maximal and explosive torque and fatigability in knee extensors of skiers. Twenty-two elite male alpine skiers performed 35 maximal, repeated isokinetic knee extensions at 180°s⁻¹ (total exercise duration 61.25 s) in normoxia (NOR, FiO₂ 0.21) and normobaric hypoxia (HYP, FiO₂ 0.13) in a randomized, single-blind design. Peak torque and rate of torque development (RTD) from 0 to 100 ms and associated *Vastus Lateralis* peak EMG activity and rate of EMG rise (RER) were determined for each contraction. Relative changes in deoxyhemoglobin concentration of the VL muscle were monitored by near-infrared spectroscopy. Peak torque and peak EMG activity did not differ between conditions and decreased similarly with fatigue ($p < 0.001$), with peak torque decreasing continuously but EMG activity decreasing significantly after 30 contractions only. Compared to NOR, RTD, and RER values were lower in HYP during the first 12 and 9 contractions, respectively (both $p < 0.05$). Deoxyhemoglobin concentration during the last five contractions was higher in HYP than NOR ($p = 0.050$) but the delta between maximal and minimal deoxyhemoglobin for each contraction was similar in HYP and NOR suggesting a similar muscle O₂ utilization. Post-exercise heart rate (138 ± 24 bpm) and blood lactate concentration (5.8 ± 3.1 mmol.l⁻¹) did not differ between conditions. Arterial oxygen saturation was significantly lower (84 ± 4 vs. 98 ± 1%, $p < 0.001$) and ratings of perceived exertion higher (6 ± 1 vs. 5 ± 1, $p < 0.001$) in HYP than NOR. In summary, hypoxia limits RTD via a decrease in neural drive in elite alpine skiers undertaking maximal repeated isokinetic knee extensions, but the effect of hypoxic exposure is negated as fatigue develops. Isokinetic testing protocols for elite alpine skiers should incorporate RTD and RER measurements as they display a higher sensitivity than peak torque and EMG activity.

Keywords: isokinetic, maximal torque production, near-infrared spectroscopy, neural drive, repeated knee extensions, simulated altitude

INTRODUCTION

Alpine skiing requires a high activation level of the knee extensor muscles to sustain repeated, near maximal contractions (Ferguson, 2010) for 45–120 s (Berg and Eiken, 1999). Exercise-induced muscle fatigue can be defined as a reduction in the maximum force that a muscle can exert and/or sustain (Enoka, 2002). Reportedly, skiing-induced fatigue is manifested by decreases in hamstring and quadriceps eccentric torque for 1–24 h following a 4-h skiing session (Koller et al., 2015). Hence, skiing-induced fatigue alters force production capacity and electromyographic (EMG) activity in the lower extremities (Kröll et al., 2005, 2011; Ushiyama et al., 2005; Akutsu et al., 2008; Tomazin et al., 2008; Kiryu et al., 2011). Neuromuscular consequences of fatigue development for the *vastus lateralis* (VL) muscle also include a decline in mean power frequency in the first half of a 1–2 min ski run (Ushiyama et al., 2005) and the presence of high-frequency fatigue after ~45 s of slalom (Tomazin et al., 2008).

Recent studies have suggested that the rate of torque development (RTD) within the initial phase of a contraction represents a more functional outcome measure than maximal torque *per se* (Girard and Millet, 2009; Jordan et al., 2015). A decreased RTD was also associated with poor jumping/hopping performance and abnormal knee loading, potentially increasing injury risk (Pua et al., 2017). RTD is important to stabilize the musculo-skeletal system in response to mechanical perturbation (Folland et al., 2014). This may especially be true in skiing where the time available to develop force is short. Arguably, a high RTD may help preventing falls and injury in alpine skiing, where anterior cruciate ligament (ACL) injury typically occurs in a time-window of 200 ms (Bere et al., 2011). Indeed, alpine skiing requires immediate postural adjustments to prevent falls in response to a loss of balance onto uneven ski slopes at high speed. Importantly, a greater injury risk was reported in World Cup skiers in the final section of the course pointing out fatigue as a possible contributing factor (Bere et al., 2014). Thus, studying the effect of fatigue on RTD may help to shed more light on the underpinning neuromuscular factors responsible for the high injury rate in elite skiers (Jordan et al., 2015, 2017; Haaland et al., 2016).

The repetition of near maximal contractions while skiing also generate high intramuscular pressures, likely reducing muscle perfusion and thereby oxygen delivery/waste removal (Szmedra et al., 2001). This effect may be more prominent in Giant Slalom (GS) than Slalom (SL) due to a more flex position with higher forces (Turnbull et al., 2009), and even more pronounced in Super Giant Slalom where the average knee angular velocity is low (Berg and Eiken, 1999). Using near-infrared spectroscopy (NIRS) a 33% greater oxygen desaturation of the VL along with a 30% greater blood volume change have been reported during GS than SL (Szmedra et al., 2001). In competitive speed-skating, increased deoxygenation in the capillary bed of the exercising quadriceps was demonstrated during characteristic low sitting

versus upright position (Rundell et al., 1997). Given that the rhythmic pattern of GS or SL only allows a partial reperfusion of working muscles in alpine skiers (Szmedra et al., 2001), a comprehensive investigation of the time course and etiology of fatigue development in skiers should also include quadriceps muscle deoxygenation trends.

Lastly, the vascular occlusions during the forceful contractions of ski racing (Tesch et al., 1978) increase lactate production, as does the hypoxic environment when competing at altitude (Turnbull et al., 2009). Indeed, alpine skiing is performed at moderate-to-high terrestrial altitude, with sometimes starting gate as high as ~3,500 m above sea level (Beaver Creek, CO, United States), creating a unique challenge on skiers. Hypoxia has been demonstrated to impair exercise capacity during repeated, maximal leg extensions (Goodall et al., 2010; Christian et al., 2014) partly through an alteration in neural drive (Amann and Calbet, 2008; Goodall et al., 2010; Billaut et al., 2013). Such alterations, when altitude severity is >2000 m, can increase risk of fall and injury occurrence in recreational skiers (Burtscher et al., 2009). The acute effects of hypoxia on performance involving repeated bouts of short high intensity efforts without long recovery time are not negligible and deserve more research attention in elite skiers (Chapman et al., 2010).

The aim of this study was to assess the time course and magnitude of changes in peak and rapid torque production together with neuromuscular and metabolic adjustments in the VL during repeated maximal leg extensions in elite alpine skiers. We hypothesized that, compared to normoxia, hypoxia exposure would exacerbate muscle deoxygenation causing further reductions in maximal torque and rapid torque development through a lower central motor drive.

MATERIALS AND METHODS

Participants

Twenty-two elite male alpine skiers (mean \pm SD stature 179 \pm 4 cm, body mass 83 \pm 6 kg, age 26 \pm 4 years) participated in this study. All were members of the French national team (including world champions and Olympic medalists) with a background training of >200 days per year for several years. The project was approved by the Aspetar scientific committee (approval number CMO/000058/fj) and the ADL-Q ethics committee (approval number E2014000011). All subjects gave written informed consent in accordance with the Declaration of Helsinki.

Experimental Design

Participants performed a fatiguing exercise (see below) in normoxic [NOR, sea level, inspired O₂ fraction (FiO₂) 0.21] and normobaric hypoxic (HYP, simulated altitude of 3,800 m, FiO₂ 0.13) conditions, in a random order and using a single-blind design. The two exercise tests took place on the same day and were separated by 2 h, during which the participants resting quietly on a chair with no specific recovery intervention. This was based on the observation that 10–30-min rest periods allow an almost complete recovery of neuromuscular function

Abbreviations: EMG_{peak}, peak EMG; HYP, normobaric hypoxia; NOR, normoxia; RER, rate of EMG rise; T_{peak}, peak torque.

parameters after high-intensity single-joint quadriceps exercise (Gruet et al., 2014) or repeated sprint running exercise (Perrey et al., 2010). Additionally, the elite athletes recruited here were used to train twice a day and were accustomed to heavy resistance training. This procedure also permitted to keep the EMG sensors at the exact same location to avoid methodological difficulty in comparing EMG data on separate days. All participants were tested between 9:00 and 19:00 in a temperate room, with no other training done on that day. Participants were instructed to avoid strenuous activities for 48 h before testing and to follow their normal diet and sleeping habits. Prior to the fatiguing exercise, participants completed a standardized warm-up including 10 min of cycling at $1 \text{ W}\cdot\text{kg}^{-1}$ followed by knee extensions ($8 \times 240^\circ\text{s}^{-1}$; $6 \times 180^\circ\text{s}^{-1}$; $4 \times 90^\circ\text{s}^{-1}$; $2 \times 30^\circ\text{s}^{-1}$; $2 \times 0^\circ\text{s}^{-1}$; with 45 s recovery between sets) at progressively increased subjective awareness of effort (70–100% of maximal perceived intensity). Thereafter, participants rested in a seated position for 5 min before exercise commencement. For both trials, a facemask connected to a portable hypoxic generator (Altitrainer, SMTEC, Nyon, Switzerland), controlling the FiO_2 at the required level during the warm-up knee extensions and the fatiguing exercise, was attached on subjects. All participants were used to the system as they regularly use it during their training. However, they were not specifically acclimated to hypoxia when experiments were conducted as testing occurred during the early pre-season (June), approximately 1 month before engaging in a complete block of altitude training (July–August).

Exercise

The fatigue protocol was performed on an isokinetic dynamometer (Contrex, CMV AG, Dübendorf, Switzerland). Calculation of the limb weight was carried out during passive movements and gravity correction was performed with the ConTrex-MJ software (Contrex, CMV AG, Dübendorf, Switzerland). The subjects were seated with their hip joint angles set at 80° (0° is full extension) and their chest and working leg tightly fixed against the chair. They were asked to cross their arms over the chest during the contractions. The protocol consisted of 35 maximal, repeated isokinetic knee extensions of the dominant leg at $180^\circ\cdot\text{s}^{-1}$, from 90° to 45° of knee flexion (0° is full knee extension). Each contraction lasted 250 ms and the total exercise duration was 61.25 s. At the end of each maximal knee extension, the participants were instructed to relax their leg while the isokinetic device returned to its initial position at 30°s^{-1} (i.e., 1.5 s). Participants were instructed to “push as fast and as hard as possible.” While the protocol involves the completion of 35 knee extensions only the first 34 were further analyzed to avoid the bias of the apparatus stop. Participants were provided with a real-time feedback allowing them to visualize the torque produced during each maximal knee extension. Strong verbal encouragement was provided throughout.

Torque Measurements

Torque and angular velocity were recorded (sampling rate: 256 Hz) to calculate peak torque (T_{peak}) and RTD. RTD was calculated as the slope of the torque vs. time curve between 0 and 100 ms relative to the contraction onset. We have decided to focus

our analysis on the initial 100 ms after contraction onset for the following reasons: (1) RTD seems to be mainly determined by the capacity to produce maximal voluntary activation in the early phase of an explosive contraction (within 100 ms) particularly as a result of increased motor unit discharge rate; (2) there is a greater variability during the early phase of the contraction (especially the first 50 ms); (3) despite rapid muscle activation being a critical determinant of RTD, the voluntary RTD becomes increasingly influenced by muscle properties and maximal force for duration longer than 100 ms (Maffiuletti et al., 2016).

Electromyography

EMG activity of the VL was recorded using surface electrodes (EMG Triode, nickel-plated brass, electrode diameter = 1 cm, inter-electrode distance = 2 cm, Thought Technology, Montreal, QC, Canada). The same electrodes were kept in place for both tests sessions to ensure that EMG activity signals representative of the same muscle area could be compared by using repeated measures. Albeit surface EMG recordings can be affected by extreme environmental temperatures (Bell, 1993; Racinais, 2013), the current protocol was performed under temperate ambient conditions. EMG signals were sampled at 2048 Hz using the Flexcomp Infiniti system (Thought Technology, Montreal, Canada). The system had an input impedance and common mode rejection ratio of $2 \text{ M}\Omega$ and $> 110 \text{ dB}$, respectively. The skin was shaved and cleaned with alcohol before placing electrodes to improve the contact between skin and electrode and to reduce skin impedance. Raw EMGs were filtered (Butterworth order 2, bandpass 10–500 Hz) and amplified (gain = 500) before calculating root mean squared values (RMS) with a 50-ms moving rectangular window (MATLAB scripts, Mathworks, Natick, MA). The onset of the RMS bursts was detected using the threshold method described by Morel et al. (2015) based on $\pm 3 \text{ SD}$ of the resting baseline. For each contraction, the following EMG variables were extracted: Peak EMG (EMG_{peak}) calculated over a 50 ms period and RER defined as the slope of the EMG–time curve between 0 and 100 ms relative to the activation onset.

Muscle Oxygenation Trends

Relative changes in deoxyhemoglobin concentration [HHb] of the VL muscle were monitored (sampling frequency 20 Hz) by NIRS (Portamon, Artinis, Zetten, Netherlands). Whereas various parameters can be extracted by NIRS, we selected [HHb] as it is insensitive to blood volume during exercise (De Blasi et al., 1993; Ferrari et al., 1997), and thus represents a reliable indicator of changes in oxygen extraction when investigating exercise-induced fatigue (De Blasi et al., 1994; Ferrari et al., 1997). The optodes were fixed at 40 mm distance between the light source and the detector. The optode assembly was secured on the cleaned skin surface with tape and then covered with a black cotton tissue. The light emitted by the infrared probe is assumed to reach a tissue depth of 50% of the interoptode spacing (Matsushita et al., 1998). Skinfold thickness was measured using a skinfold caliper. The obtained value was $6.5 \pm 2.9 \text{ mm}$, which was well below the penetration depth of the NIRS photons. A differential pathlength factor of 3.8 was used for the VL muscle

(DeLorey et al., 2005). Changes in [HHb] were reported as an absolute change from baseline that was measured during 1 min at rest before the exercise and were used as an estimator of changes in intramuscular oxygenation. Total hemoglobin (tHb) was also calculated. Changes in [HHb] and tHb during the exercise were analyzed during the last 5 contractions (i.e., at steady state) as the mean difference between maximal and minimal values (Δ min-max [HHb], Δ min-max tHb, respectively) (Figure 1).

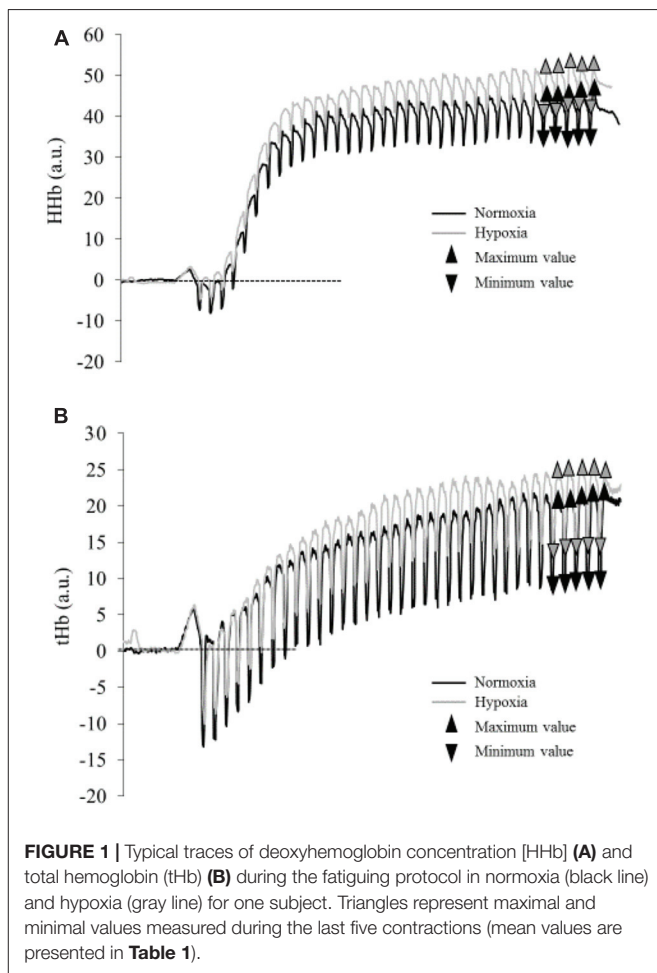
Systemic Responses

Heart Rate

Heart rate (HR) was continuously monitored at 5-s intervals during all trials using a heart rate monitor connected to a chest strap (RS800, Polar Electro OY, Kempele, Finland) and the resting and post-exercise (i.e., 15 s after exercise cessation) values were extracted.

Ratings of Perceived Exertion

After each session, participants were asked to indicate their ratings of perceived exertion (RPE) using a Borg CR-10 scale (Borg, 1990).



Arterial Saturation

Percent arterial oxygen saturation (SpO_2 , %) was measured before and at the end of the exercise using a fingertip pulse oximeter (Onyx II, Model 9560, Nonin, Plymouth, MN, United States).

Blood Lactate

A micro blood sample was taken from the fingertip before and 3 min after the end of the exercise. The sample was analyzed for lactate concentration using a Lactate Pro (LT-1710, Arkray, Japan) portable analyzer.

Statistical Analysis

Data were analyzed with Statistica 8.0 Software (Stat Soft Inc., Tulsa, OK, United States). The normality of the error distribution was examined with Lilliefors' test. Homogeneity of variance was verified using Levene's test. With the assumption of normality and homogeneity of variance confirmed, data were analyzed using two-ways repeated-measures ANOVAs (time x condition). Tukey's *post hoc* tests were used. Finally, a paired Student's *t*-test was performed to compare the blood lactate accumulation, SpO_2 , end exercise heart rate, and rate of perceived exertion during NOR and HYP. Effect-sizes are described in terms of partial eta-squared (η^2 , with $\eta^2 \geq 0.06$ representing a moderate effect and $\eta^2 \geq 0.14$ a large effect). Alpha level for statistical significance was set at $p \leq 0.05$. Data are presented as means \pm Standard Deviation (SD). 95% confidence interval (CI95%) are reported for [HHb] and tHb data.

RESULTS

Torque

T_{peak} decreased steadily during the exercise (Figure 2A, $p < 0.001$; $\eta^2 = 0.84$), without a significant difference between conditions ($p = 0.992$) or any interaction effect ($p = 0.725$). Conversely, there was an interaction effect on RTD (Figure 2B, $p = 0.002$; $\eta^2 = 0.50$) with significantly lower values in HYP vs. NOR during the first 12 contractions only. Compared to the first contraction, RTD values decreased significantly from the nineteenth contraction in NOR and from the twenty-eighth contraction in HYP.

EMG

EMG_{peak} significantly decreased with fatigue ($p < 0.001$; $\eta^2 = 0.24$) and was lower during the last four contractions as compared to the first contraction (Figure 3A), yet without a significant difference between conditions ($p = 0.951$) or any interaction effect ($p = 0.324$). Conversely, there was an interaction effect on RER (Figure 3B, $p < 0.001$; $\eta^2 = 0.43$) with significantly lower values in HYP vs. NOR during the first 9 contractions only. RER significantly decreased with fatigue in NOR, whereas it remained unchanged in HYP (Figure 3B).

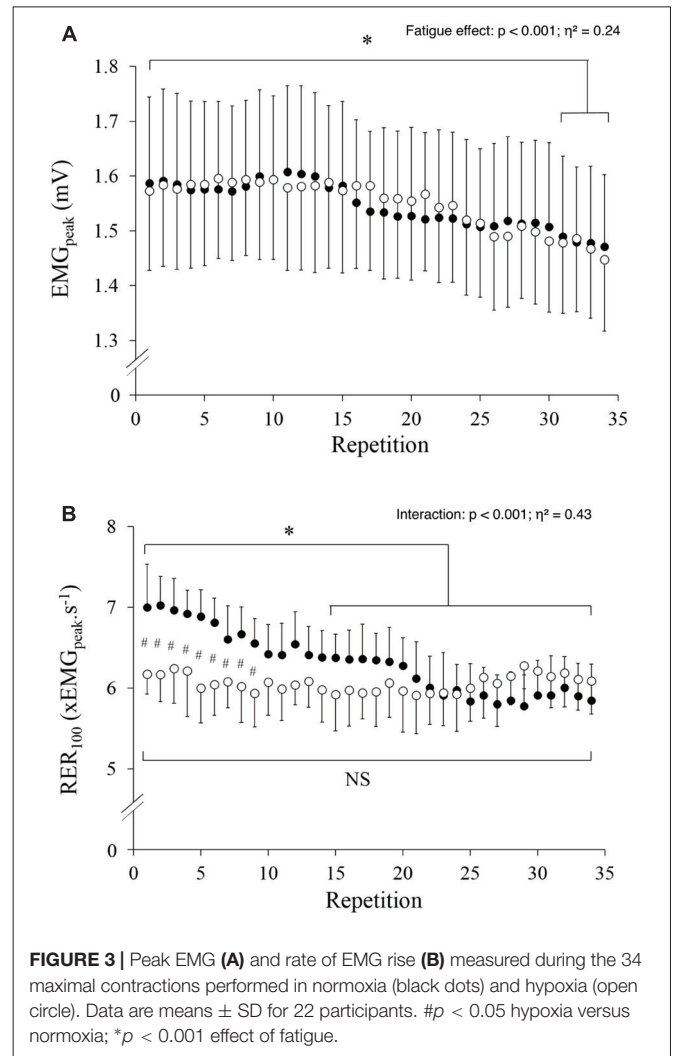
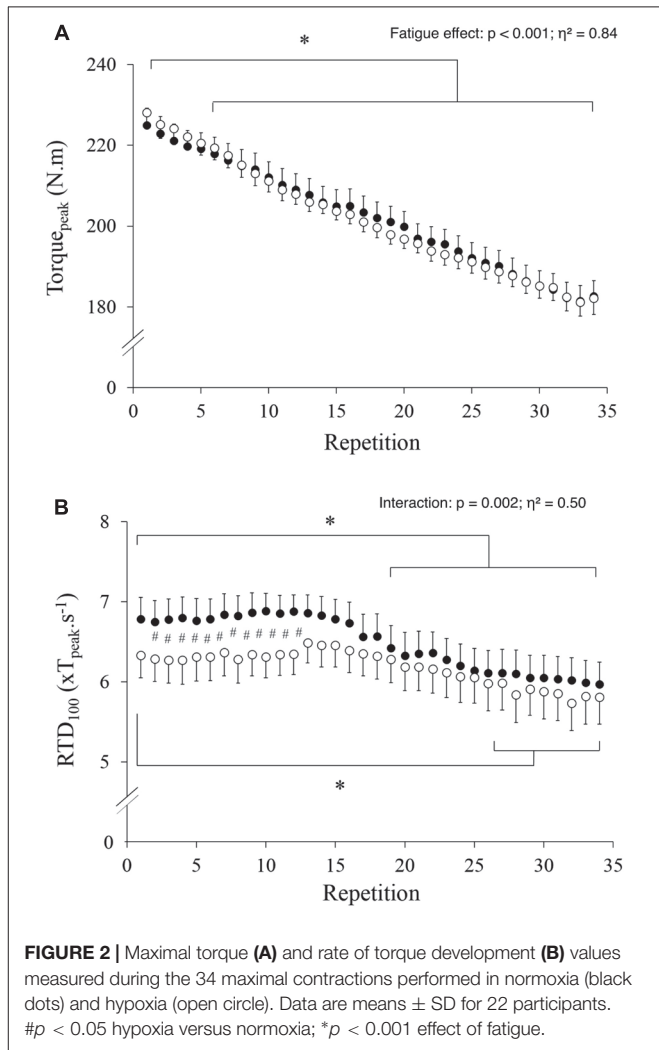
Muscle Deoxygenation

The maximal [HHb] ($p = 0.050$; $\eta^2 = 0.25$) but not tHb ($p = 0.186$; $\eta^2 = 0.12$) measured during the last 5 contractions

TABLE 1 | Deoxyhemoglobin [HHb] and total hemoglobin (tHb) averaged over the last five contractions in normoxia and hypoxia.

	[HHb]		tHb	
	Normoxia	Hypoxia	Normoxia	Hypoxia
Peak value (a.u.)	38.9 ± 15.7	41.0 ± 12.8*	17.5 ± 8.6	15.8 ± 8.1
CI95% peak	32.3–45.4	35.6–46.3	13.9–21.1	12.4–19.2
Δmin-max (a.u.)	10.1 ± 9.8	11.0 ± 5.5	14.6 ± 8.7	13.9 ± 7.2
CI95% Δmin-max	6.0–14.2	8.7–13.2	10.9–18.2	10.9–16.9

* $p \leq 0.05$.



was higher in HYP compared to NOR (Table 1 and Figure 1). However, the delta between maximal and minimal [HHb] and tHb throughout the last five contractions (Table 1) did not differ between conditions (Δ [HHb] $p = 0.956$, Δ tHb $p = 0.252$).

Systemic Responses

HR (77 ± 16 vs. 138 ± 24 bpm; $p < 0.001$; $\eta^2 = 0.90$) and lactate (2.5 ± 1.4 vs. 5.8 ± 3.1 mmol.l⁻¹; $p < 0.001$;

$\eta^2 = 0.72$) increased from pre to post-exercise (both $p < 0.001$), independently of condition (HR $p = 0.890$, lactate $p = 0.630$). A significant interaction between time and condition was revealed for SpO₂ ($p < 0.001$; $\eta^2 = 0.81$); SpO₂ values decreased from pre to post-exercise in HYP ($92 \pm 2\%$ vs. $84 \pm 4\%$; $p < 0.001$), whereas it did not change in NOR ($98 \pm 2\%$ vs. $98 \pm 1\%$; $p = 0.99$). RPE values were higher in HYP (5.9 ± 2.8) vs. NOR (5.1 ± 1.1) ($p < 0.001$; $\eta^2 = 0.56$).

DISCUSSION

The objective of the present study was to determine the effects of acute hypoxic exposure on alterations in maximal and rapid torque production and accompanying neuromuscular and metabolic adjustments during maximal, repeated isokinetic knee extensions in elite alpine skiers. Our main findings were that hypoxia caused reductions in RTD and RER, whereas T_{peak} and EMG_{peak} remained unchanged. Importantly, the subsequent exercise-induced decreases in RTD and RER were of smaller magnitude when exercising under hypoxia, leading to similar end-exercise values with also matched muscle de-oxygenation levels between conditions.

T_{peak} and EMG_{peak}

In line with previous studies (Kawahara et al., 2008; Goodall et al., 2012; Christian et al., 2014), hypoxia exposure *per se* had no effect on maximal torque during a single contraction (**Figure 2A**). However, the effect of hypoxia on fatigue when contractions are repeated is more contentious in the literature with some studies reporting larger decline in torque in HYP than NOR (Goodall et al., 2010; Christian et al., 2014), whereas other concluded to no differences (Kawahara et al., 2008). Our current results confirmed the later, with a similar decrement in T_{peak} induced by fatigue in HYP and NOR. However, with only one single severity of altitude simulation tested, it remains to be verified if graded hypoxia (with lower or more severe hypoxic conditions) actually modifies the extent of maximal force and EMG responses to our exhaustive exercise. Interestingly, the magnitude and nature (contribution of neural vs. peripheral factors) of fatigue-induced adjustments in neuromuscular function after unilateral knee extensions is dependent of hypoxia severity (Goodall et al., 2010). This implies that interpretation of our results remains specific to FiO_2 0.13 (3,800 m), acknowledging that there is currently no alpine ski race starting at a higher altitude. The current results may also be specific to the population tested who is possibly less vulnerable to fatigue. Indeed, the skiers participating in this study routinely trained at altitude and elite athletes are likely to have a higher capillary density and capillary-to-fiber ratio than untrained participants (Zoladz et al., 2005); fatigue and recovery has been correlated with capillary density (Tesch and Wright, 1983) in the VL after 50 repeated consecutive maximal voluntary contractions at 180°s^{-1} but not with fiber type distribution.

As for T_{peak} , our data show an effect of fatigue on EMG_{peak} but no effect of hypoxia (**Figure 3A**). This indicates that hypoxia didn't exaggerate fatigue-induced decrease in maximal neural drive to the VL of elite skiers. This partly differs from a previous report suggesting that a diminished O_2 availability in the brain could cause a failure of drive from the motor cortex during whole-body exercise (Goodall et al., 2012), with the downregulation in quadriceps muscle recruitment under hypoxia limiting muscle fatigue (Billaut et al., 2013). However, this is in line with the observation that hypoxia does not modify central regulation of motor drive during localized exercise involving a small muscle mass (Rupp et al., 2015). EMG_{peak} was maintained for the first 15 contractions in the current study despite an overall decrease in T_{peak} and a lower SpO_2 in HYP, suggesting

that the decrease in T_{peak} was mainly due to peripheral fatigue with no or limited recruitment downregulation during maximal contractions. This also complete previous reports showing that elite skiers better tolerate fatigue (Akutsu et al., 2008) or environmental conditions such as cold (Racinais et al., 2017) than the general population.

RTD and RER

There has been a shift toward power training and heavier skiers over the past years in alpine ski racing (Turnbull et al., 2009) and top-level power athletes are characterized by a markedly greater knee extensor RTD measured during the initial 150 ms than habitually active individuals (Tillin et al., 2010). However, our results showed that RTD is reduced by hypoxia, i.e., a common environmental stressor for alpine skiers. The unique finding that hypoxia impairs RTD with a preserved T_{peak} might at first appear in contradiction with the further reduction in T_{peak} , but not RTD, that was previously reported following repeated sprints in hypoxia (Girard et al., 2016). However, in that previous study, the neuromuscular test battery was performed in normoxia before and after the fatiguing task. When only considering end of exercise values, our results also failed to show any significant difference in RTD between HYP and NOR. In the current study, RTD was reduced in HYP compared to NOR during the first 12 contractions only (**Figure 2B**). According to Edman and Josephson (Edman and Josephson, 2007), RTD is influenced by passive stiffness, fiber type composition, cross-bridge kinetics and neural drive. Because the two first muscular factors were probably not modified under hypoxia at the beginning of the protocol, RTD decrease could possibly be explained by cross-bridge kinetics and neural drive. Cross-bridge kinetics is influenced by metabolites accumulation and it is unlikely that this parameter was different during the first few contractions between HYP and NOR. Thus, a lower neural drive, as demonstrated by the lower RER under hypoxia in the first contractions (**Figure 3B**), likely is the primarily cause of hypoxia-induced decrement in RTD. While it may appear counterintuitive that HYP affected RER during the first 9 contractions, it should be clarified that some physiological responses were already impacted by HYP from the beginning of the exercise (e.g., SpO_2 was 92% in HYP vs. 98% in NOR). No changes in EMG_{peak} were observed with such rather narrow (yet clinically relevant) difference in SpO_2 , which may, however, have triggered a decrement in RER by teleoanticipation of the upcoming 61 s of exercise. In support, it was previously demonstrated that "all-out" pacing strategies are adopted for exercise up to 15 s, but pacing becomes apparent when exercise is expected to last 30 s or more despite the instruction to go "all-out" (Wittekind et al., 2011). This observation adds to a previous report that whereas T_{peak} alterations are related to peripheral perturbations, RTD losses were associated to both central and peripheral fatigue in non-athletes in normoxic environment (Morel et al., 2015).

It should be acknowledged that other factors (not investigated in the current protocol) are also likely to affect RTD while skiing. Indeed, skiing is generally performed in cold environments. Both cold and hypoxia exposure individually decrease constant-workload (high-intensity) knee extension time to exhaustion,

with the decrements being additive when both stressors are combined (Lloyd et al., 2016). This decrease was attributed to a faster rate of peripheral fatigue development (Lloyd et al., 2016). Moreover, colder muscle temperature is also known to specifically decrease RTD (Zhou et al., 1998). Lastly, there is an ongoing debate on the potential physiological differences between hypobaric and normobaric hypoxia (Millet et al., 2012). However, this debate mainly concerns aerobic adaptations or acute mountain sickness rather than neuromuscular function adjustments (Millet et al., 2012). The only specificity of real altitude while skiing relates to a decrease in aerodynamic resistances, which remains challenging to replicate under controlled laboratory conditions.

SpO₂ and NIRS Data

As expected, hypoxia lowered SpO₂ before and after the exercise, which occurred along with higher muscle [HHb] values (Figures 1A,B). It should, however, be acknowledged that muscle oxygen desaturation may be larger during skiing than during isokinetic testing due to low posture, prolonged near-maximal muscle contraction and a rhythmic pattern with insufficient time to adequately re-perfuse working muscle (Szmedra et al., 2001). This may affect blood flow and oxygen delivery to working muscle. Reportedly, changes in hemoglobin/myoglobin oxygen desaturation between rest and exercise, expressed relatively to maximal oxygen desaturation determined with cuff ischemia, are greater during GS (79.2%) than SL (65.7%) (Szmedra et al., 2001). Because our data were not normalized to maximal oxygen desaturation obtained with cuff ischemia, no comparison could be made for the relative desaturation observed in the current study with this previous literature. However, irrespectively, of the absolute levels, it is of interest to note that the delta between maximal and minimal [HHb] values calculated during the last contractions were identical in the two conditions, using repeated measures with the same methods, indicating that muscle O₂ utilization was similar. In addition, the blood lactate accumulation was similar in NOR and HYP, suggesting an identical anaerobic energy production. These observations differ from Calbet et al. (2003) who proposed that aerobic ATP production is reduced under hypoxia and compensated by an enhanced anaerobic energy production during a Wingate test. However, the active muscle mass was relatively small in the present study compared to cycling sprint, and O₂ delivery to the quadriceps muscle may thus be sufficient to maintain the aerobic energy supply even when oxygen availability is reduced. Thus, the similar O₂ utilization and lactate production, with lower SpO₂ and higher RPE in HYP, indicate similar muscle energy turnover but higher whole-body stress during single leg exercise under reduced O₂ availability.

Limitations

We selected the first 100 ms as the importance of a high RTD for superior sprint/acceleration capacity, in rugby players for instance, was strongly related to the proportion of maximal force achieved in the initial phase (i.e., only for RTD 100 ms) of explosive-isometric squats (Tillin et al., 2013). However, the relative contribution of the central and peripheral factors to

RTD throughout the rising phase of the force-time curve may depend on the time intervals considered for analysis. A number of different windows (0–50, 50–100, 0–150, or 100–200 ms) have been used in previous studies (Jordan et al., 2015; Maffiuletti et al., 2016) and shorter (<100 ms) or longer (>100 ms) analyses may have shown slightly different results, shorter windows being more influenced by central factors (Maffiuletti et al., 2016).

In order to mimic alpine skiing, it would be necessary to sequentially decrease the severity of hypoxic exposure during the exercise as vertical drop in official competition typically ranges from 180 m (SL) to 1100 m (Downhill) within 2 min. In addition, the exercise-to-rest ratio together with the number of contractions of the fatiguing protocol could also be extended. Indeed, the gate number is 55–75 for a SL and above 30 gates for GS. Besides, the angular velocity chosen and contraction mode (concentric) may not be representative of alpine skiing discipline, even though an angular velocity of 180°/s has often been used in fatigue isokinetic protocols in footballers (Sangnier and Tourny-Chollet, 2008). Indeed, lower angular velocity (20–70°/s) with deeper knee flexion (67–140°) and predominance of eccentric/isometric work in a closed kinetic chain has been previously seen in alpine skiing (Berg and Eiken, 1999). However, RTD is typically measured under isometric conditions despite speed-related differences in motor unit activation pattern influencing rapid muscle force production (Maffiuletti et al., 2016). Occasionally, RTD has been measured during squat or leg-press which may be more relevant for practical outcomes (Maffiuletti et al., 2016). Thus, future studies should consider measuring RTD in skiers with press or during squat exercises and testing movement patterns that mimic the ski activity pattern. We acknowledge that our protocol may not be representative of alpine skiing exercise for the above-mentioned reasons, nonetheless we choose it as it allowed assessing RTD under controlled conditions.

Practical Applications

Recent reviews point out the critical need to develop ski-specific neuromuscular screening tests and prevention programs (Jordan et al., 2017). Our results seem to support the notion that isokinetic testing protocols for elite skiers should incorporate RTD measurements. A more specific testing should also incorporate an evaluation of fatigue and hypoxia effects to better understand the skier neuromuscular function in a practical context of performing a ski run at altitude.

Because of the tremendous strength demands of ski racing especially on the quadriceps (Abe et al., 1992), the implementation of regular hamstring and quadriceps strength assessments with special reference to RTD seems warranted in the physical evaluation of uninjured skiers. In addition, Jordan et al. (2015) observed quadriceps maximal torque and RTD deficits in the ACL-reconstructed limb of the skiers up to 25 months after the surgery, whereas skiers received medical clearance to return to full competition. These deficits led to an inflated hamstring / quadriceps ratio compared with that in uninjured controls. Considering the high ACL injury and re-injury rate in elite skiers (Pujol et al., 2007), hamstring and quadriceps strength should be assessed over a long-term

period after surgery to identify chronic strength deficits in ACL-reconstructed skiers. In summary, developing higher RTD values may help preventing falls and injury in alpine skiing, where ACL injury typically occurs within the first 200 ms of muscle contraction (Bere et al., 2011). Practically, RTD can be improved both by heavy-resistance and explosive strength training through hypertrophic and neural adaptations (Aagaard et al., 2002; Maffiuletti et al., 2016), which is already included in strength and conditioning program in elite skiers.

Resistance training in hypoxia (either systemic or with blood flow restriction) is a novel and popular training method potentially causing greater muscular development and strength gains versus similar training at sea level (Heitkamp, 2015; Inness et al., 2016) and a decreased fatigue in repeated sprints (Ramos-Campo et al., 2018a). Nevertheless, a recent meta-analysis concluded that resistance training in hypoxia did not produce significant change in muscular size or maximal strength when compared to normoxic resistance training (Ramos-Campo et al., 2018b). These strength gains concern usually maximal voluntary contraction but remain unclear for RTD as hypoxia-mediated neural adaptations have not yet been discovered. Further studies are therefore needed to evaluate the effectiveness of training using repeated maximal explosive contractions under simulated altitude as well as to document the dose-response relationship. We would expect an improvement in fatigue resistance on RTD (lesser drop), which is often considered a more sensitive parameter than maximal torque.

CONCLUSION

Whereas fatigue-induced decrements in peak torque and EMG were similar in normoxia and hypoxia, the RTD and RER were

initially lower during repeated, maximal isokinetic contractions in elite alpine skiers when oxygen availability was reduced. This suggests that hypoxia limits RTD via decreased neural drive to active musculature, but this effect is negated by fatigue as muscle oxygenation trends as well as RTD and RER decrements were of smaller magnitude under hypoxia. As such, muscle function integrity may be first negatively impacted by hypoxia exposure before fatigue mediated its effect on rapid torque production during alpine ski races.

DATA AVAILABILITY

The raw data supporting the conclusions of this manuscript will be made available by the authors, without undue reservation, to any qualified researcher.

AUTHOR CONTRIBUTIONS

MA, SR, and CH designed the study. MA, BM, SR, VS, AG, TC, and CH collected the data. MA, BM, OG, SR, and CH analyzed the data and drafted the manuscript. All authors revised and approved the manuscript.

ACKNOWLEDGMENTS

We thank the skiers for their patience, kindness, and investment. We also thank Thibaut Trameau and Nicolas Cabaret (physical coaches) for their strong support and making this experiment possible.

REFERENCES

- Aagaard, P., Simonsen, E. B., Andersen, J. L., Magnusson, P., and Dyhre-Poulsen, P. (2002). Increased rate of force development and neural drive of human skeletal muscle following resistance training. *J. Appl. Physiol.* 93, 1318–1326. doi: 10.1152/jappphysiol.00283.2002
- Abe, T., Kawakami, Y., Ikegawa, S., Kanehisa, H., and Fukunaga, T. (1992). Isometric and isokinetic knee joint performance in Japanese alpine ski racers. *J. Sports Med. Phys. Fitness* 32, 353–357.
- Akutsu, T., Kiryu, T., Ushiyama, Y., and Murayama, T. (2008). Evaluation of functional activities during skiing exercise by knee joint angles and surface EMG signals. *Trans. Soc. Instrum. Control Eng.* 44, 905–910. doi: 10.9746/ve.sicetr1965.44.905
- Amann, M., and Calbet, J. A. L. (2008). Convective oxygen transport and fatigue. *J. Appl. Physiol.* 104, 861–870. doi: 10.1152/jappphysiol.01008.2007
- Bell, D. G. (1993). The influence of air temperature on the EMG/force relationship of the quadriceps. *Eur. J. Appl. Physiol.* 67, 256–260. doi: 10.1007/BF00864225
- Bere, T., Flørenes, T. W., Krosshaug, T., Haugen, P., Svandal, I., Nordsletten, L., et al. (2014). A systematic video analysis of 69 injury cases in world cup alpine skiing. *Scand. J. Med. Sci. Sports* 24, 667–677. doi: 10.1111/sms.12038
- Bere, T., Flørenes, T. W., Krosshaug, T., Koga, H., Nordsletten, L., Irving, C., et al. (2011). Mechanisms of anterior cruciate ligament injury in world cup alpine skiing: a systematic video analysis of 20 cases. *Am. J. Sports Med.* 39, 1421–1429. doi: 10.1177/0363546511405147
- Berg, H. E., and Eiken, O. (1999). Muscle control in elite alpine skiing. *Med. Sci. Sports Exerc.* 31, 1065–1067. doi: 10.1097/00005768-199907000-00022
- Billaut, F., Kerris, J. P., Rodriguez, R. F., Martin, D. T., Gore, C. J., and Bishop, D. J. (2013). Interaction of central and peripheral factors during repeated sprints at different levels of arterial O₂ saturation. *PLoS One* 8:e77297. doi: 10.1371/journal.pone.0077297
- Borg, G. (1990). Psychophysical scaling with applications in physical work and the perception of exertion. *Scand. J. Work Environ. Health* 16(Suppl. 1), 55–58. doi: 10.5271/sjweh.1815
- Burtscher, M., Pühringer, R., Werner, I., Sommersacher, R., and Nachbauer, W. (2009). “Predictors of falls in downhill skiing and snowboarding,” in *Science and Skiing IV*, eds E. Müller, S. Lindinger, and T. Stöggl (Aachen: Meyer & Meyer Sport), 183–187.
- Calbet, J. A., De Paz, J. A., Garatachea, N., Cabeza de Vaca, S., and Chavarren, J. (2003). Anaerobic energy provision does not limit wingate exercise performance in endurance-trained cyclists. *J. Appl. Physiol.* 94, 668–676. doi: 10.1152/jappphysiol.00128.2002
- Chapman, R. F., Stickford, J. L., and Levine, B. D. (2010). Altitude training considerations for the winter sport athlete. *Exp. Physiol.* 95, 411–421. doi: 10.1113/expphysiol.2009.050377
- Christian, R. J., Bishop, D. J., Billaut, F., and Girard, O. (2014). Peripheral fatigue is not critically regulated during maximal, intermittent, dynamic leg extensions. *J. Appl. Physiol.* 117, 1063–1073. doi: 10.1152/jappphysiol.00988.2013
- De Blasi, R. A., Cope, M., Elwell, C., Safoue, F., and Ferrari, M. (1993). Noninvasive measurement of human forearm oxygen consumption by near infrared spectroscopy. *Eur. J. Appl. Physiol.* 67, 20–25. doi: 10.1007/BF00377698
- De Blasi, R. A., Ferrari, M., Natali, A., Conti, G., Mega, A., and Gasparetto, A. (1994). Noninvasive measurement of forearm blood flow and oxygen

- consumption by near-infrared spectroscopy. *J. Appl. Physiol.* 76, 1388–1393. doi: 10.1152/jappl.1994.76.3.1388
- DeLorey, D. S., Kowalchuk, J. M., and Paterson, D. H. (2005). Adaptation of pulmonary O₂ uptake kinetics and muscle deoxygenation at the onset of heavy-intensity exercise in young and older adults. *J. Appl. Physiol.* 98, 1697–1704. doi: 10.1152/jappphysiol.00607.2004
- Edman, K. A., and Josephson, R. K. (2007). Determinants of force rise time during isometric contraction of frog muscle fibres. *J. Physiol.* 580, 1007–1019. doi: 10.1113/jphysiol.2006.119982
- Enoka, R. M. (2002). "Movement forces," in *Neuromechanics of Human Movement*, 3rd Edn, (Champaign, IL: Human Kinetics), 57–118.
- Ferguson, R. A. (2010). Limitations to performance during alpine skiing. *Exp. Physiol.* 95, 404–410. doi: 10.1113/expphysiol.2009.047563
- Ferrari, M., Binzoni, T., and Quaresima, V. (1997). Oxidative metabolism in muscle. *Philos. Trans. R. Soc. Lond. B Biol. Sci.* 352, 677–683. doi: 10.1098/rstb.1997.0049
- Folland, J. P., Buckthorpe, M. W., and Hannah, R. (2014). Human capacity for explosive force production: neural and contractile determinants. *Scand. J. Med. Sci. Sports* 24, 894–906. doi: 10.1111/sms.12131
- Girard, O., Brocherie, F., and Millet, G. P. (2016). High altitude increases alteration in maximal torque but not in rapid torque development in knee extensors after repeated treadmill sprinting. *Front. Physiol.* 7:97. doi: 10.3389/fphys.2016.00097
- Girard, O., and Millet, G. (2009). Maximal rate of force development can represent a more functional measure of muscle activation. *J. Appl. Physiol.* 107, 359–360; discussion 367–368.
- Goodall, S., González-Alonso, J., Ali, L., Ross, E. Z., and Romer, L. M. (2012). Supraspinal fatigue after normoxic and hypoxic exercise in humans. *J. Physiol.* 590, 2767–2782. doi: 10.1113/jphysiol.2012.228890
- Goodall, S., Ross, E. Z., and Romer, L. M. (2010). Effect of graded hypoxia on supraspinal contributions to fatigue with unilateral knee-extensor contractions. *J. Appl. Physiol.* 109, 1842–1851. doi: 10.1152/jappphysiol.00458.2010
- Gruet, M., Temesi, J., Rupp, T., Levy, P., Verges, S., and Millet, G. Y. (2014). Dynamics of corticospinal changes during and after high-intensity quadriceps exercise. *Exp. Physiol.* 99, 1053–1064. doi: 10.1113/expphysiol.2014.078840
- Haaland, B., Steenstrup, S. E., Bere, T., Bahr, R., and Nordsetten, L. (2016). Injury rate and injury patterns in FIS world cup alpine skiing (2006–2015): have the new ski regulations made an impact? *Br. J. Sports Med.* 50, 32–36. doi: 10.1136/bjsports-2015-095467
- Heitkamp, H. C. (2015). Training with blood flow restriction: mechanisms, gain in strength and safety. *J. Sports Med. Phys. Fitness* 55, 446–456.
- Inness, M. W. H., Billaut, F., Walker, E. J., Petersen, A. C., Sweeting, A. J., and Aughey, R. J. (2016). Heavy resistance training in hypoxia enhances 1RM squat performance. *Front. Physiol.* 7:502. doi: 10.3389/fphys.2016.00502
- Jordan, M. J., Aagaard, P., and Herzog, W. (2015). Rapid hamstrings/quadriceps strength in ACL-reconstructed elite alpine ski racers. *Med. Sci. Sports Exerc.* 47, 109–119. doi: 10.1249/MSS.0000000000000375
- Jordan, M. J., Aagaard, P., and Herzog, W. (2017). Anterior cruciate ligament injury/reinjury in alpine ski racing: a narrative review. *Open Access J. Sports Med.* 8, 71–83. doi: 10.2147/OAJSM.S106699
- Kawahara, Y., Saito, Y., Kashimura, K., and Muraoka, I. (2008). Relationship between muscle oxygenation kinetics and the rate of decline in peak torque during isokinetic knee extension in acute hypoxia and normoxia. *Int. J. Sports Med.* 29, 379–383. doi: 10.1055/s-2007-965567
- Kiryu, T., Murayama, T., and Ushiyama, Y. (2011). Influence of muscular fatigue on skiing performance during parallel turns. *Conf. Proc. IEEE Eng. Med. Biol. Soc.* 2011, 8187–8190. doi: 10.1109/IEMBS.2011.6092019
- Koller, A., Fuchs, B., Leichtfried, V., and Schobersberger, W. (2015). Decrease in eccentric quadriceps and hamstring strength in recreational alpine skiers after prolonged skiing. *BMJ Open Sport Exerc. Med.* 1:bmjsem-2015-000028. doi: 10.1136/bmjsem-2015-000028
- Kröll, J., Müller, E., Seifert, J. G., and Wakeling, J. M. (2011). Changes in quadriceps muscle activity during sustained recreational alpine skiing. *J. Sports Sci. Med.* 10, 81–92.
- Kröll, J., Seifert, J., Scheiber, P., Schwameder, H., and Müller, E. (2005). "Muscle fatigue in alpine skiing: determination through phase shifting in EMG?" in *Proceedings of the European College of Sports Science*, eds N. Dikic, S. Zivanic, S. Ostojic, and Z. Tornjanski, Belgrade, 178–179.
- Lloyd, A., Raccuglia, M., Hodder, S., and Havenith, G. (2016). Interaction between environmental temperature and hypoxia on central and peripheral fatigue during high-intensity dynamic knee extension. *J. Appl. Physiol.* 120, 567–579. doi: 10.1152/jappphysiol.00876.2015
- Maffiuletti, N. A., Aagaard, P., Blazevich, A. J., Folland, J., Tillin, N., and Duchateau, J. (2016). Rate of force development: physiological and methodological considerations. *Eur. J. Appl. Physiol.* 116, 1091–1116. doi: 10.1007/s00421-016-3346-6
- Matsushita, K., Homma, S., and Okada, E. (1998). Influence of adipose tissue on muscle oxygenation measurement with an NIRS instrument. *Proc. SPIE* 3194, 159–166. doi: 10.1117/12.301048
- Millet, G. P., Faiss, R., and Pialoux, V. (2012). Point: hypobaric hypoxia induces different physiological responses from normobaric hypoxia. *J. Appl. Physiol.* 112, 1783–1784. doi: 10.1152/jappphysiol.00067.2012
- Morel, B., Rouffet, D. M., Saboul, D., Rota, S., Cléménçon, M., and Hautier, C. A. (2015). Peak torque and rate of torque development influence on repeated maximal exercise performance: contractile and neural contributions. *PLoS One* 10:e0119719. doi: 10.1371/journal.pone.0119719
- Perrey, S., Racinais, S., Saimouaa, K., and Girard, O. (2010). Neural and muscular adjustments following repeated running sprints. *Eur. J. Appl. Physiol.* 109, 1027–1036. doi: 10.1007/s00421-010-1445-3
- Pua, Y.-H., Mentiply, B. F., Clark, R. A., and Ho, J.-Y. (2017). Associations among quadriceps strength and rate of torque development 6 weeks post anterior cruciate ligament reconstruction and future hop and vertical jump performance: a prospective cohort study. *J. Orthop. Sports Phys. Ther.* 47, 845–852. doi: 10.2519/jospt.2017.7133
- Pujol, N., Blanchi, M. P. R., and Chambat, P. (2007). The incidence of anterior cruciate ligament injuries among competitive Alpine skiers: a 25-year investigation. *Am. J. Sports Med.* 35, 1070–1074. doi: 10.1177/0363546507301083
- Racinais, S. (2013). Hot ambient conditions shift the force / EMG relationship. *Springerplus* 2:317. doi: 10.1186/2193-1801-2-317
- Racinais, S., Gaoua, N., Mtibaa, K., Whiteley, R., Hautier, C., and Alhammoud, M. (2017). Effect of cold on proprioception and cognitive function in elite alpine skiers. *Int. J. Sports Physiol. Perform.* 12, 69–74. doi: 10.1123/ijsp.2016-0002
- Ramos-Campo, D. J., Martínez-Guardado, I., Olcina, G., Marín-Pagán, C., Martínez-Noguera, F. J., Carlos-Vivas, J., et al. (2018a). Effect of high-intensity resistance circuit-based training in hypoxia on aerobic performance and repeat sprint ability. *Scand. J. Med. Sci. Sports* doi: 10.1111/sms.13223 [Epub ahead of print].
- Ramos-Campo, D. J., Scott, B. R., Alcaraz, P. E., and Rubio-Arias, J. A. (2018b). The efficacy of resistance training in hypoxia to enhance strength and muscle growth: a systematic review and meta-analysis. *Eur. J. Sport Sci.* 18, 92–103. doi: 10.1080/17461391.2017.1388850
- Rundell, K. W., Nioka, S., and Chance, B. (1997). Hemoglobin/myoglobin desaturation during speed skating. *Med. Sci. Sports Exerc.* 29, 248–258. doi: 10.1097/00005768-199702000-00014
- Rupp, T., Racinais, S., Bringard, A., Lapole, T., and Perrey, S. (2015). Modulation of exercise-induced spinal loop properties in response to oxygen availability. *Eur. J. Appl. Physiol.* 115, 471–482. doi: 10.1007/s00421-014-3032-5
- Sangnier, S., and Tourny-Chollet, C. (2008). Study of the fatigue curve in quadriceps and hamstrings of soccer players during isokinetic endurance testing. *J. Strength Cond. Res.* 22, 1458–1467. doi: 10.1519/JSC.0b013e318181ab41
- Szmedra, L., Im, J., Nioka, S., Chance, B., and Rundell, K. W. (2001). Hemoglobin/myoglobin oxygen desaturation during Alpine skiing. *Med. Sci. Sports Exerc.* 33, 232–236. doi: 10.1097/00005768-200102000-00010
- Tesch, P., Larsson, L., Eriksson, A., and Karlsson, J. (1978). Muscle glycogen depletion and lactate concentration during downhill skiing. *Med. Sci. Sports* 10, 85–90.
- Tesch, P. A., and Wright, J. E. (1983). Recovery from short term intense exercise: its relation to capillary supply and blood lactate concentration. *Eur. J. Appl. Physiol.* 52, 98–103. doi: 10.1007/BF00429033
- Tillin, N. A., Jimenez-Reyes, P., Pain, M. T. G., and Folland, J. P. (2010). Neuromuscular performance of explosive power athletes

- versus untrained individuals. *Med. Sci. Sports Exerc.* 42, 781–790. doi: 10.1249/MSS.0b013e3181be9c7e
- Tillin, N. A., Pain, M. T. G., and Folland, J. (2013). Explosive force production during isometric squats correlates with athletic performance in rugby union players. *J. Sports Sci.* 31, 66–76. doi: 10.1080/02640414.2012.720704
- Tomazin, K., Dolenc, A., and Strojnik, V. (2008). High-frequency fatigue after alpine slalom skiing. *Eur. J. Appl. Physiol.* 103, 189–194. doi: 10.1007/s00421-008-0685-y
- Turnbull, J. R., Kilding, A. E., and Keogh, J. W. L. (2009). Physiology of alpine skiing. *Scand. J. Med. Sci. Sports* 19, 146–155. doi: 10.1111/j.1600-0838.2009.00901.x
- Ushiyama, Y., Chigira, T., Murayama, T., and Kiryu, T. (2005). Muscle fatigue evaluation system applicable while skiing using EMG and knee joint angles. *Trans. Jpn. Soc. Med. Biol. Eng.* 43, 616–622. doi: 10.11239/jsmbe.43.616
- Wittekind, A. L., Micklewright, D., and Beneke, R. (2011). Teleoanticipation in all-out short-duration cycling. *Br. J. Sports Med.* 45, 114–119. doi: 10.1136/bjism.2009.061580
- Zhou, S., Carey, M. F., Snow, R. J., Lawson, D. L., and Morrison, W. E. (1998). Effects of muscle fatigue and temperature on electromechanical delay. *Electromyogr. Clin. Neurophysiol.* 38, 67–73.
- Zoladz, J. A., Semik, D., Zawadowska, B., Majerczak, J., Karasinski, J., Kolodziejski, L., et al. (2005). Capillary density and capillary-to-fibre ratio in vastus lateralis muscle of untrained and trained men. *Folia Histochem. Cytobiol.* 43, 11–17.

Conflict of Interest Statement: The authors declare that the research was conducted in the absence of any commercial or financial relationships that could be construed as a potential conflict of interest.

Copyright © 2018 Alhammoud, Morel, Girard, Racinais, Sevez, Germain, Chamu and Hautier. This is an open-access article distributed under the terms of the Creative Commons Attribution License (CC BY). The use, distribution or reproduction in other forums is permitted, provided the original author(s) and the copyright owner(s) are credited and that the original publication in this journal is cited, in accordance with accepted academic practice. No use, distribution or reproduction is permitted which does not comply with these terms.

3. Conclusion

L'objectif de cette première étude était de caractériser la fonction neuromusculaire des skieurs alpins de haut niveau en réponse à la fatigue et l'altitude, deux facteurs de stress inhérents à la pratique du ski. Nous avons observé un effet de la fatigue périphérique sur le moment de force pic lors de la répétition de contractions maximales, sans que ce paramètre soit affecté par l'altitude. Le RTD et le RER se sont par contre révélés être des mesures plus sensibles pour mettre en évidence un effet de l'altitude non visible sur les pics de force.

Ces résultats ont été obtenus avec une vitesse de mouvement ($180^{\circ} \cdot s^{-1}$), une définition temporelle du RTD (100 ms) et un protocole (chaîne ouverte) particuliers. Ils devraient être confirmés par des études ultérieures en utilisant des régimes et des vitesses de contraction plus spécifiques au ski alpin de haut niveau. La définition de ces régimes et vitesses de contraction a donc été un des objectifs de cette thèse (*voir étude 3*).

D'un point de vue pratique, ces résultats suggèrent que les skieurs pourraient bénéficier d'un entraînement à la force visant à améliorer le RTD. Ces résultats montrent également la nécessité d'inclure des mesures continues en complément des mesures pics dans les protocoles d'évaluation. La mise en place de méthodes d'analyse de courbe allant au-delà d'une simple mesure des pics a donc été une orientation forte des travaux de thèse suivants (*voir études 2 et 5*).

II. ETUDE 2

Publication associée : [14]

Alhammoud Marine, Baptiste Morel, Clint Hansen, Mathew Wilson, Regis Mecca, Erick Nael, et Christophe Hautier. 2019. « Discipline and Sex Differences in Angle-Specific Isokinetic Analysis in Elite Skiers ». *International Journal of Sports Medicine*, mars. <https://doi.org/10.1055/a-0850-0016>.

1. Résumé

La première étude de thèse a permis de démontrer l'importance des tests dynamiques chez les skieurs alpins. Nous avons notamment montré que l'analyse du RTD permettait de mettre en évidence des effets sur le début de la contraction qui n'étaient pas visibles sur le paramètre standard de force maximale lors de tests isocinétiques. Lors de la deuxième étude, nous avons donc mis en place une méthode innovante de cartographie paramétrique statistique (SPM) permettant d'étudier l'ensemble de la courbe de moment de force au cours de tests isocinétiques.

Pour ce faire, 28 skieurs des équipes de France Technique (n=14) et Vitesse (n=14) ont été testés sur la base de leur protocole isocinétique habituel. Le test comportait une évaluation concentrique des extenseurs et des fléchisseurs du genou à $60^{\circ}.s^{-1}$ et $180^{\circ}.s^{-1}$, une évaluation concentrique des quadriceps à $90^{\circ}.s^{-1}$, puis une évaluation excentrique des quadriceps à $-60^{\circ}.s^{-1}$ et des ischio-jambiers à $-90^{\circ}.s^{-1}$.

Les ratios conventionnels (IJ concentrique / Q concentrique) étaient aux alentours de 0.50-0.56. Toutefois, ces ratios de contractions concentriques simultanées de muscles antagonistes représentent une impossibilité physiologique. Un ratio dit « fonctionnel » a donc été calculé entre la contraction excentrique des ischio-jambiers et la contraction concentrique du quadriceps. Ce ratio présentait des valeurs supérieures aux alentours de 0.73. Toutefois, ce ratio évalue l'extension du genou et correspond donc à des activités de tir de ballon, mais ne semble pas non plus applicable au ski pour lequel le quadriceps a une forte composante excentrique. Nous avons donc créé et calculé un ratio fonctionnel des fléchisseurs du genou à une vitesse lente de $60^{\circ}.s^{-1}$ (IJ concentrique / Q excentrique) montrant des valeurs aux alentours de 0.40. Cette valeur relativement faible ne doit pas forcément être interprétée comme une faiblesse des ischio-jambiers mais plutôt comme une force très importante des

quadriceps dans un sport où le quadriceps (et non pas les ischio-jambiers) a un puissant rôle freinateur.

Dans tous les cas, ces ratios dits fonctionnels restent basés sur la comparaison de deux valeurs maximales, obtenues à des angles différents pour le quadriceps et les ischio-jambiers. Ils ne représentent donc pas une mesure des capacités de stabilisation du genou au cours du mouvement. Nous avons donc mis en place une analyse SPM. Cette nouvelle méthode d'analyse illustre la dépendance des ratios à l'angle du genou puisqu'ils diminuent en position fléchie (voir *Figure 8 de l'article pour détails*). La cartographie statistique paramétrique s'est également révélée plus sensible pour détecter des différences de courbes, en montrant par exemple des ratios plus faibles chez les femmes que chez les hommes lors de l'extension de jambe (une position correspondant à l'angle de travail en GS) alors que les ratios reconstruits ne montraient pas de différence. L'analyse SPM permet donc de compléter le « coup d'œil » du praticien qui jusqu'ici évaluait la forme des courbes en l'absence de critères objectifs, et de fournir des indications spécifiques aux positions articulaires.

Cette analyse permet également de différencier les disciplines en ski alpin. En effet, une analyse traditionnelle montre que l'AEM atteint par les ischio-jambiers des skieurs de vitesse était décalé vers l'extension par rapport aux skieurs du groupe technique (voir *Tableau 3 de l'article pour détails*), mais ne montre aucune autre différence de force ou de ratio. L'analyse SPM était par contre suffisamment sensible pour montrer des forces du quadriceps plus importantes chez les techniciens par rapport aux skieurs de vitesse pour des angles de flexion du genou prononcée (72-85°) avec une marge suffisante pour être considérée comme cliniquement importante (voir *Figure 2 de l'article pour détails*). La force des ischio-jambiers était également plus importante chez les techniciens par rapport aux skieurs de vitesse aux angles de flexion prononcée (58-83°), et ce spécifiquement chez les hommes.

Ces résultats suggèrent l'existence d'adaptations musculaires spécifiques à la discipline préférée, et que ces adaptations dépendent de l'angle et du mode de contraction.

2. Article

Discipline and Sex Differences in Angle-specific Isokinetic Analysis in Elite Skiers

Authors

Marine Alhammoud^{1,2}, Baptiste Morel³, Clint Hansen⁴, Mathew Wilson⁵, Regis Mecca^{2,6}, Erick Nael⁷, Christophe Hautier¹

Affiliations

- 1 Inter-university Laboratory of Human Movement Biology (EA 7424), Claude Bernard University Lyon 1, Lyon, France
- 2 French Ski Federation, Annecy, France
- 3 Laboratory "Movement, Interactions, Performance" (EA 4334), Le Mans University, Le Mans, France
- 4 Department of Neurology, Christian-Albrechts-Universität zu Kiel Medizinische Fakultät, Kiel, Germany
- 5 Athlete Health and Performance Research Centre ASPETAR, Qatar Orthopaedic and Sports Medicine Hospital, Doha, Qatar
- 6 Aqua Kiné Sport, Challes-les-Eaux, France
- 7 Geronimo Sport Academy, Villars-de-Lans, France

Key words

hamstrings-to-quadriceps ratio, knee joint imbalances, torque angle relationship, knee injury prevention, statistical parametric mapping

accepted 22.01.2019

Bibliography

DOI <https://doi.org/10.1055/a-0850-0016>

Published online: 11.3.2019

Int J Sports Med 2019; 40: 317–330

© Georg Thieme Verlag KG Stuttgart · New York

ISSN 0172-4622

Correspondence

Dr. Marine Alhammoud
LIBM, Laboratoire Inter-Universitaire de Biologie de la Motricité (EA 7424)
UFR STAPS – Université Claude Bernard – Lyon 1
27, 29 Boulevard du 11 Novembre 1918,
69222 Villeurbanne
France
Tel.: +33/472/43 16 25, Fax: +33/472/43 28 46
marine.alhammoud@gmail.com

ABSTRACT

Standard outcomes of traditional isokinetic testing do not detect differences between various muscle mechanical proper-

ties. This study i) explored a novel analysis throughout the range of motion based on statistical parametric mapping and ii) examined the impact of sex and discipline on hamstrings/quadriceps torque in elite alpine skiers. Twenty-eight national team skiers (14 females, 14 males; 14 technical, 14 speed) undertook an isokinetic evaluation of the knee flexors/extensors (range 30–90°, 0° representing full extension). There was no effect of sex ($p = 0.864$, $d = 0.03$) and discipline ($p = 0.360$, $d = 0.17$) on maximal hamstrings-to-quadriceps ratio and no effect of discipline on maximal torque ($p > 0.156$, $d \leq 0.25$). Hamstrings torque and hamstrings-to-quadriceps ratio were lower in females than males toward knee extension only ($p < 0.05$). Quadriceps torque was greater after 72° of knee flexion in technicians than downhill skiers ($p < 0.05$). The current data showed that statistical parametric mapping analysis identified angle-specific differences that could not be evidenced when analyzing only maximal torques and reconstructed ratios. This may enhance screening methods to identify pathologic knee function or monitor rehabilitation programs, and inform sex- and discipline-specific training in alpine skiing.

ABBREVIATIONS

AMT	Angle of Maximal Torque or optimal angle
HQ	hamstrings-to-quadriceps ratio
RC	Hcon / Qcon, non-angle-specific concentric-to-concentric conventional torque ratio
RC _θ	Hcon _θ / Qcon _θ , angle-specific concentric-to-concentric torque ratio
RFKE	Hecc / Qcon, non-angle-specific eccentric-to-concentric torque ratio
RFKF	Hcon / Qecc, non-angle-specific concentric-to-eccentric functional torque ratio
RFKE _θ	Hecc _θ / Qcon _θ , angle-specific eccentric-to-concentric torque ratio
RFKF _θ	Hcon _θ / Qecc _θ , angle-specific concentric-to-eccentric torque ratio
SPEED	Speed group (i. e., Downhill and Super Giant Slalom)
SPM	Statistical Parametric Mapping
TECH	Technical group (i. e., Slalom and Giant Slalom)

Introduction

Alpine skiing requires a high quadriceps muscle strength [11] for both performance [46] and prevention of severe knee injuries especially under changing, unstable and dynamic conditions during the turn [65]. Thus, elite skiers perform regular strength evaluations as part of their strength and conditioning program, as well as for medical screening purposes. Strength is usually described as the maximal torque achieved during isometric or isokinetic mono-articular movements [40] or as the maximum weight that can be lifted once during a given resistance training exercise (i. e., 1 RM). Considering that the conclusions obtained from maximal torque analysis at a given knee angle may differ non-trivially from those obtained with the analyses of strength capacities over the entire range of motion [51], Statistical Parametric Mapping (SPM) analysis method has been developed to consider the entire force curve without reducing its dimensionality to a single point [50, 51]. This method was initially used in neuroimaging to analyse 3D brain images and has now been utilized in biomechanics and isokinetic testing of team sport athletes who had a knee surgery [7, 50, 51, 53]. However, we are unaware of studies that have applied this method to determine the isokinetic profile of elite alpine skiers.

The hamstrings-to-quadriceps (HQ) ratio is one parameter that SPM analysis can be particularly relevant to [7]. The HQ imbalance has been considered as a risk factor for hamstrings strains and knee injuries [21, 69]. In alpine skiing, the active dynamic stabilization of the knee joint by hamstrings and quadriceps co-contraction protects the skier from knee injury during the turning phase [34] as well as during self-release of the ski bindings [68]. Conventional HQ ratios were historically calculated by dividing the maximal hamstrings torque by the maximal quadriceps torque measured concentrically (H_{con}/Q_{con}) [1]. However, hamstrings and quadriceps muscles do not simultaneously contract in a concentric manner [49]. Thus, it has been suggested that the agonist-antagonist strength relationship for knee extension and flexion may be better described by a functional HQ ratio of eccentric hamstrings-to-concentric quadriceps strength (H_{ecc}/Q_{con} , representative of knee extension) [22] or concentric hamstrings-to-eccentric quadriceps strength (H_{con}/Q_{ecc} , representative of knee flexion) [1, 19]. These functional ratios are labelled RFKE (functional ratio of knee extension) and RFKF (functional ratio of knee flexion), respectively. However, whereas these functional ratios account for the different contraction mode of the agonists and antagonists, it is often overlooked that these muscles reach their maximal torque at different joint angles, making the artificially reconstructed maximal HQ ratios - conventional and so-called "functional" - all non-functional regarding lower limb's movements. Literature on HQ ratios in alpine skiers is limited to peak isometric [40] or conventional ratios [14, 23, 46] without any information on functional or angle-specific ratios. Accordingly, it has been suggested that modelling RFKE and RFKF with angle-specific metrics through the range of motion may provide a crucial tool for analyzing thigh muscle balance [19, 26].

Importantly, alpine skiing does not have the same strength requirements as team sports [9, 10, 65]. Sprinting or kicking movements are based on a rapid knee extension, during which the quadriceps act concentrically while the hamstrings act eccentrically. A functional ratio specific to alpine skiing would consider knee

flexion with eccentric quadriceps contractions (i. e., RFKF) at slow angular velocity [11] as the skier must resist to the high gravitational forces during the turn with the quadriceps contracting eccentrically [12]. Alpine skiing can arguably be characterized as the only sport in which well-coordinated eccentric muscle actions are decisive to dissipate the difference in potential energy between the start and the end of a ski run [35]. As such, knee extension and flexion strength during eccentric muscle actions have been shown to be related to the performance level of alpine skiers [2]. Therefore, the general intent of this study was to characterize the conventional and functional (RFKE, RFKF) HQ ratios over the entire range of motion, and to assess their relevance with respect to performance (FIS points and world ranking).

Albeit higher peak torque value for both knee extension and knee flexion have been commonly reported in males compared with females, there are conflicting data regarding the impact sex has upon HQ ratio. Some studies reported lower ratio in females than males [25] irrespective of moment velocity and joint angle, whereas others reported a sex-difference specifically at more extended knee positions [24], or at low angular velocity [4] or on the contrary at faster velocities [24, 33]. In addition, it has been suggested that sex differences have also an effect on the torque-angle relationship of hamstrings and quadriceps [17, 54]. Moreover, sex also affects neuromuscular strategies as females show a preferential recruitment of the quadriceps over the hamstrings for stabilizing the knee joint whereas a greater contribution of the hamstrings have been observed amongst their male counterparts [33, 37]. Nevertheless, HQ ratios have not demonstrated such sex differences in alpine skiers [23, 40, 46]. We therefore aimed to investigate the effect of sex over the knee range of motion.

Several studies [4, 8, 56, 58] but not all [16, 60, 70] have reported an effect of training type on HQ ratio. Such discrepancies within the literature might be due to differences in training type, which has been shown to influence the torque-angle relationship [16, 32]. Australian rules football players have for example smaller pennation angle and longer fascicles in vastus lateralis, producing peak knee extension torque at higher angles (deeper knee flexion) than cyclists [16]. This shift in angle of maximal torque has been explained by different contraction modes and muscle length in the 2 disciplines (concentric muscle contractions at short muscle fiber lengths in cyclists vs explosive training, sprint and endurance training in Australian rules football players). Similarly, the isokinetic profile of alpine skiers can be related to their discipline. Indeed, alpine ski racing consists of 2 speed and 2 technical events, each differentiated by gate placement, turning radius, speed and course length. Briefly, speed events (Downhill and Super Giant Slalom) require the skiers to maintain a tuck position to reach up to ~140 km/h, whereas the technical events (Slalom and Giant Slalom) are slower with narrow, short turns [65]. This may lead to different muscle characteristics as suggested by recent tensiomyography data showing a shorter sustain time contraction from twitch response in technical than speed skiers which was explained by a higher frequency of alternate movements during skiing and specific training in technical skiers [42]. Although Slalom racers have been reported to generate greater maximal power outputs, their ability to sustain maximal power is limited [5]. Conversely, Downhill racers have been shown to sustain higher average power outputs for longer periods

of time, but their ability to attain maximal powers was lower. Moreover, the strength characteristics of speed and technical skiers may differently depend on the knee angle considered, as substantial differences of joint angle and force-time courses have been reported with the discipline even between the 2 technical events [41]. Although the literature suggests substantial differences in the force profile between the ski disciplines, such differences could not be identified using reconstructed conventional ratios [46].

Therefore, the aim of this study was i) to explore a novel isokinetic analysis approach throughout the range of motion based on statistical parametric mapping and ii) to determine the influence of sex and discipline on torque and HQ ratio in elite alpine skiers. Based on the above, it was hypothesized that SPM analysis applied on angle-specific metrics will reveal differences within sex and disciplines that may not be apparent with traditional metrics such as maximal torque and maximal reconstructed ratios.

Materials and Methods

Subjects

Twenty-eight French national team alpine skiers (14 females and 14 males, Europa Cup $n = 21$, World Cup $n = 7$, ► **Table 1**) participated in this study. Skiers were classified as Technical if they were Slalom and Giant Slalom racers (TECH; $n = 14$, 7 females, 7 males) or Speed if they were Super Giant or Downhill racers (SPEED; $n = 14$, 7 females, 7 males). The FIS points (International Ski Federation, the lower the better) were 14 ± 6 (range 1–24). Participants had full medical clearance to compete, but were excluded if they reported lower limb pain or a musculoskeletal knee injury within the last 6 months. Due to the high prevalence of injury across a skier's career, 13 skiers had previously sustained a knee surgery, but their maximal torque (all $p > 0.235$), angle of maximal torque (all $p > 0.169$) or ratios (all $p > 0.080$) did not differ to those without a history of knee injury. The study was approved by the local ethics committee "Sud-Est II" of Lyon and all the participants provided their written informed consent. All procedures conformed to the standards of the Declaration of Helsinki and ethical standards of the International Journal of Sports Medicine [31]. Leading up to the experiment, participants followed their regular training program, but avoided strenuous loading 24 h prior to testing.

Procedures

Isokinetic measures were taken on both lower limbs as part of the routine annual pre-season medical screening. All assessments were undertaken in the right lower limb for this study. Of note, the inter-limb asymmetry in peak torque was separately calculated as (stronger limb – weaker limb)/stronger limb $\times 100$ [20, 38]. Most studies consider a deficit $< 10\%$ as being similar between lower limbs [36]. The mean bilateral asymmetry for hamstrings and quadriceps was $7 \pm 5\%$ among all contraction modalities within the normal range of limb differences slightly $> 10\%$ accepted for elite skiers athletes [63].

Participants performed a general warm-up for 10 min on a cycle ergometer at a resistance of $1 \text{ Watt} \cdot \text{kg}^{-1}$. They were also asked to complete a specific warm-up of 3 submaximal practice repetitions for each subsequent test. Participants were seated on an isokinetic CYBEX NORM dynamometer with HUMAC software (CSMI, Stoughton, MA, USA). The reliability of maximal torque has previously been established with this device with high intraclass correlations above 0.93 [38]. The intraclass correlations for conventional and functional ratios are moderate (0.70–0.87), except at high angular velocity where they are lower (0.34 at $180^\circ \cdot \text{s}^{-1}$) showing poorer reliability [38]. Before each test the gravity compensation procedure was performed according to the manufacturer's instructions. Participants were seated with flexed hips at 85° ($0^\circ =$ full hip extension) and standard stabilization strapping were placed across the chest, pelvis, and distal thigh. The axis of the dynamometer was visually aligned with the lateral femoral condyle. The range of movement was set from 95° of knee flexion (starting position) to 5° (0° was determined as the anatomical maximal voluntary knee extension for each participant). The arm level length was adapted to each participant's lower limb and the pad firmly secured 2 cm above the medial malleolus.

The isokinetic assessment carried out was identical to that conducted every year by the French Ski Federation (► **Table 2**) and consisted of 5 sets of 5 maximal contractions separated into 2 parts. All skiers in this study have performed the protocol at least once before. Participants rested for 1 min between each set to allow for musculoskeletal recovery. The first part of the examination was the assessment of continuous reciprocal repeated knee extension/flexion movement at $60^\circ \cdot \text{s}^{-1}$ and $180^\circ \cdot \text{s}^{-1}$ (slow to fast) in the concentric-concentric mode. For the second part, an eccentric hamstrings torque assessment was performed at $-90^\circ \cdot \text{s}^{-1}$, followed by a concentric quadriceps torque assessment at $90^\circ \cdot \text{s}^{-1}$ and an eccentric

► **Table 1** Participant characteristics.

	Sex			Discipline		
	Female	Male	Effect sizes	TECH	SPEED	Effect sizes
Age (years)	21.2 ± 3.0	23.0 ± 3.8	0.53	21.7 ± 3.7	22.5 ± 3.3	0.24
Height (cm)	167 ± 6	180 ± 5 *	2.59	173 ± 10	174 ± 8	0.06
Mass (kg)	63.2 ± 4.2	81.0 ± 6.1 *	3.38	70.5 ± 10.1	73.8 ± 10.8	0.32
Body fat (%)	21.9 ± 2.9	11.6 ± 2.6 *	3.72	16.3 ± 6.3	17.1 ± 5.8	0.13
Lean Body Mass (kg)	49.3 ± 3.7	71.8 ± 4.2 *	5.65	59.6 ± 12.7	61.5 ± 12.0	0.15
FIS points	16 ± 5	11 ± 6 *	0.92	13 ± 6	14 ± 6	0.12
World ranking	94 ± 61	83 ± 60	0.18	104 ± 74	72 ± 39	0.54

TECH: technicians, SPEED: speed specialists, * $p < 0.05$. Effect sizes: Cohen's d

► **Table 2** Isokinetic testing protocol.

Set	Repetition	Contraction		Angular Velocity ($^{\circ} \cdot s^{-1}$)
		Quadriceps	Hamstrings	
1	5	Concentric	Concentric	60
2	5	Concentric	Concentric	180
3	5	Passive	Eccentric	-90
4	5	Concentric	Passive	90
5	5	Eccentric	Passive	-60

quadriceps torque assessment at $-60^{\circ} \cdot s^{-1}$. All eccentric trials were performed as discrete movements in a single direction (i. e., non-reciprocal). The isokinetic evaluations were supervised by the same trained operator (RM). Participants were given visual feedback from a computer screen and were verbally encouraged to give their maximal effort.

Raw data (recorded at 100 Hz) were extracted from the ergometer and then treated in Matlab (MathWorks, version 2013b, Natick, MA, USA) as a continuous variable for statistical purposes. Torque-angle series were extracted from the original instantaneous torque dataset using custom routines to resynchronize the signal per degree of knee angle with a piecewise polynomial spline interpolation fitting to the raw torque values. The first and last contractions were discarded from the analysis and the coefficient of variation of the 3 contractions retained for analyses was $3 \pm 2\%$. The mean of these 3 trials was used for subsequent statistical analysis at each velocity as the magnitude of the error component decreases with increased trials [61] and the mean value from 3 trials has a better reproducibility than the maximum value from 3 repetitions [62]. In addition, torque was normalized to body mass and expressed in $N \cdot m \cdot kg^{-1}$ [39] and this relative torque was used in the analysis to allow comparison between males and females.

Non-angle-specific torque

The parameters evaluated were the maximal torque of quadriceps and hamstrings muscles with their corresponding Angle of Maximal Torque (AMT) at each velocity. Conventional non-angle-specific maximal HQ ratio (RC) was calculated by dividing hamstrings concentric maximal torque (Hcon) by quadriceps concentric maximal torque (Qcon) at $60^{\circ} \cdot s^{-1}$ and $180^{\circ} \cdot s^{-1}$. Functional non-angle-specific maximal HQ ratio of knee extension (RFKE) was calculated by dividing hamstrings eccentric maximal torque (Hecc) at $-90^{\circ} \cdot s^{-1}$ by quadriceps concentric maximal torque (Qcon) at $90^{\circ} \cdot s^{-1}$. Functional non-angle-specific maximal HQ ratio of knee flexion (RFKF) was calculated by dividing hamstrings concentric maximal torque (Hcon) at $60^{\circ} \cdot s^{-1}$ by quadriceps eccentric maximal torque (Qecc) at $-60^{\circ} \cdot s^{-1}$. In summary:

$$RC = Hcon / Qcon$$

$$RFKE = Hecc / Qcon$$

$$RFKF = Hcon / Qecc$$

Angle-specific torque

Torque/angle curves constructed through the continuous range of motion for quadriceps and hamstrings muscle groups were described as dynamic curves for SPM analysis. All angle-specific meas-

ures were represented only between $30-90^{\circ}$ to account for the acceleration and deceleration phases, and keep within the isovelocity period [6]. Based on these torque curves, angle-specific conventional and functional HQ dynamic ratios were continuously calculated by dividing hamstrings torque by quadriceps torque at the same knee angle across the analysed range of motion [27]. Two conventional angle-specific dynamic ratios (RC_{θ} at $60^{\circ} \cdot s^{-1}$ and $180^{\circ} \cdot s^{-1}$) and 2 functional angle-specific dynamic ratios were calculated for knee extension (hamstrings torque at $-90^{\circ} \cdot s^{-1}$ divided by quadriceps torque at $+90^{\circ} \cdot s^{-1}$; $RFKE_{\theta}$) and for knee flexion (hamstrings torque at $+60^{\circ} \cdot s^{-1}$ divided by quadriceps torque at $-60^{\circ} \cdot s^{-1}$; $RFKF_{\theta}$). In summary:

$$RC_{\theta} = Hcon_{\theta} / Qcon_{\theta}$$

$$RFKE_{\theta} = Hecc_{\theta} / Qcon_{\theta}$$

$$RFKF_{\theta} = Hcon_{\theta} / Qecc_{\theta}$$

Statistical analyses

A linear model was performed to assess the effect of sex or discipline on anthropometric data. A mixed linear model with fixed effects [sex (males and females), discipline (SPEED, TECH)], angular velocity (3 modalities for hamstrings: $60^{\circ} \cdot s^{-1}$, $-90^{\circ} \cdot s^{-1}$, $180^{\circ} \cdot s^{-1}$; 4 modalities for quadriceps: $-60^{\circ} \cdot s^{-1}$, $60^{\circ} \cdot s^{-1}$, $90^{\circ} \cdot s^{-1}$, $180^{\circ} \cdot s^{-1}$) and a random effect on the skiers with repeated measures was performed on maximal torque, angle of maximal torque, and maximal HQ ratio. Holm-Bonferroni post hoc procedures were applied to identify the different pairs. Effect sizes were calculated as Cohen's d and evaluated as trivial (0–0.19), small (0.20–0.49), medium (0.50–0.79) and large (0.80 and greater) [18]. Data are expressed in mean \pm standard deviation. Pearson's product-moment correlation analyses were used to determine significant relationship between quadriceps force and best FIS points or world ranking. The analyses were performed in R (R Foundation for Statistical Computing, Vienna, Austria) and all tests were performed as 2-tailed tests at a 5% level of significance.

Comparative angle-specific torque analysis was conducted for the entire time-dependent torque signal using SPM – 1D (© Todd Pataky, 2014, version M0.1) in Matlab (The Mathworks Inc, R2013b, Natick, MA), a package that performs Statistical Parametric Mapping on one-dimensional time-series. SPM calculates the test statistic of interest (e. g., F or t-values) on every node in the time series, but instead of computing a p-value for every node, inferential statistics are based on Random Field Theory and thus maintain a constant error of α [51]. The p-values represent the probability that a random Gaussian 1D time series with the same smoothness as the observed data would produce a supra-threshold cluster with an extent as large as the observed cluster [51]. A critical test statistic was calculated based on the a-priori alpha-level and the smoothness of the residuals. If the test-statistic field (SPM{F}) reached supra-threshold values, a cluster-width inference was computed [51]. We first performed 3-way ANOVA SPM{F} statistics to determine the main effects of sex, discipline and angular velocity as well as the interactions between these factors on the torque and ratio time-series. SPM assesses the field-wide significance of an SPM{t} [50]. Following vector field analyses, post hoc 2-sample SPM{t} (2-sided) were conducted on each vector component separately with t tests [52]. A p-value with Bonferroni correction was calcu-

lated for each cluster crossing the critical threshold, with significance set at $p < 0.05$ (see Figures).

Results

Maximal torque and Maximal ratio

There was no interaction for sex \times discipline \times velocity ($p = 0.918$), nor any double interaction (all $p > 0.095$) on hamstrings maximal torque. However, there was a main effect for sex (male $>$ female, $p < 0.001$, $d = 0.75$) without an effect for discipline ($p = 0.703$, $d = 0.06$). Similarly, there was no interaction for sex \times discipline \times velocity ($p = 0.665$), nor any double interaction (all $p > 0.153$) on quadriceps maximal torque, but there was a main effect for sex (male $>$ female, $p < 0.001$, $d = 0.74$) without an effect for discipline ($p = 0.156$, $d = 0.25$).

There was no interaction for sex \times discipline \times velocity ($p = 0.921$), nor any double interaction (all $p > 0.447$) on HQ ratio. No main effect for sex ($p = 0.864$, $d = 0.03$) and discipline ($p = 0.360$, $d = 0.17$) were evident as well (► **Table 3**).

There was neither interaction for sex \times discipline \times velocity ($p = 0.612$), nor any double interaction (all $p > 0.330$) on hamstrings AMT. The effect of sex did not reach significance ($p = 0.063$, $d = 0.28$) but there was a significant effect of discipline (TECH $>$ SPEED, $p = 0.027$, $d = 0.34$). There was no interaction for sex \times discipline \times velocity ($p = 0.286$) or any double interaction (all $p > 0.235$) on quadriceps AMT. However, there was a main effect for sex (male $>$ female, $p = 0.021$, $d = 0.56$) without an effect for discipline ($p = 0.376$, $d = 0.20$).

The maximal torque and AMT of both quadriceps and hamstrings all depended on angular velocity ($p < 0.001$) with decreasing torque as velocity increased ($0.39 < d < 1.51$, ► **Fig. 1**). Ratios also depended on velocity ($p < 0.001$, $d > 0.61$) with the lowest values obtained for RFKF and the greatest for RFKE (► **Table 3**).

In our population, there was no significant correlations between relative maximal torque of hamstrings and quadriceps and best FIS point or world ranking (► **Table 4**). However, world ranking was negatively correlated to the raw maximal torques of the quadriceps at $60^\circ \cdot s^{-1}$ and $90^\circ \cdot s^{-1}$ in females ($r \leq -0.55$, $p \leq 0.042$). Those correlations were negative; i. e., the highest the torque, the better the ranking. In males, RFKF displayed significant strong correlations both with world ranking ($r = 0.61$, $p = 0.011$) and best FIS points ($r = 0.66$, $p = 0.021$), and RC at $180^\circ \cdot s^{-1}$ showed significant correlation with world ranking ($r = 0.65$, $p = 0.013$). Those correlations were positive; i. e., the lowest the ratio, the better the ranking.

Statistical parametric mapping

There was no interaction for sex \times discipline \times velocity on any variables analysed ($p > 0.05$). Subsequent 2-way ANOVA SPM{F} in quadriceps dynamic torque-angle curve did not show significant interaction effect for sex \times angular velocity, discipline \times angular velocity and sex \times discipline (all $p > 0.05$). Males displayed greater torques than females over the complete knee range of motion ($p < 0.001$, ► **Fig. 2**). Technical skiers showed greater quadriceps torque than speed specialists at deep knee angles ($p = 0.019$, $[72-85^\circ]$, ► **Fig. 2**). Quadriceps torque depended also on angular velocity

over the complete knee range of motion ($p < 0.001$, ► **Fig. 2**) with decreasing torque values as velocity increased (► **Fig. 3**).

Two-way ANOVA SPM{F} in hamstrings dynamic torque-angle curve did not show significant interaction effect in sex \times angular velocity ($p > 0.05$), discipline \times angular velocity ($p > 0.05$) but was significant for sex \times discipline (► **Fig. 4**, $p = 0.048$ for $[60-62^\circ]$ knee angle range of motion). There was a main effect of discipline with higher values in TECH on $[58-83^\circ]$ knee angle range of motion ($p = 0.008$, ► **Fig. 5**), a main effect sex with higher values in males through the entire range of motion ($p < 0.001$, ► **Fig. 5**), and an effect of angular velocity ($p < 0.001$, ► **Fig. 5**). Post hoc analysis on the interaction effect revealed that TECH males have greater values than females (both SPEED and TECH) on all the range of motion ($p < 0.001$) without significant difference between other groups (► **Fig. 6**, $p > 0.05$). Post hoc analysis on the effect of velocity revealed greater hamstrings torque at $-90^\circ \cdot s^{-1}$ compared to $60^\circ \cdot s^{-1}$ and $180^\circ \cdot s^{-1}$ and greater hamstrings torque at $60^\circ \cdot s^{-1}$ compared to $180^\circ \cdot s^{-1}$ (► **Fig. 7**, $p < 0.001$).

Two-way ANOVA SPM{F} in dynamic torque-angle HQ ratio curve did not show a significant interaction effect for sex \times angular velocity, discipline \times angular velocity or sex \times discipline (all $p > 0.05$). Males showed higher ratios than females toward knee extension ($p = 0.032$, $[30-38^\circ]$, ► **Fig. 8**). There was no effect of discipline ($p > 0.05$). There was a significant effect of angular velocity ($p < 0.001$) through the total range of motion $[30-90^\circ]$ (► **Fig. 8**). Post hoc analyses on the effect of velocity showed lower dynamic RC_θ at $60^\circ \cdot s^{-1}$ and $180^\circ \cdot s^{-1}$ when compared with dynamic $RFKE_\theta$ at $90^\circ \cdot s^{-1}$; lower dynamic RC_θ was observed at $60^\circ \cdot s^{-1}$ when compared with $180^\circ \cdot s^{-1}$ on $[60-90^\circ]$, but this was reversed toward knee extension on $[30-42^\circ]$ ($p < 0.05$); and dynamic $RFKF_\theta$ was the lowest ratio compared to the others (all $p < 0.001$, ► **Fig. 9**).

Discussion

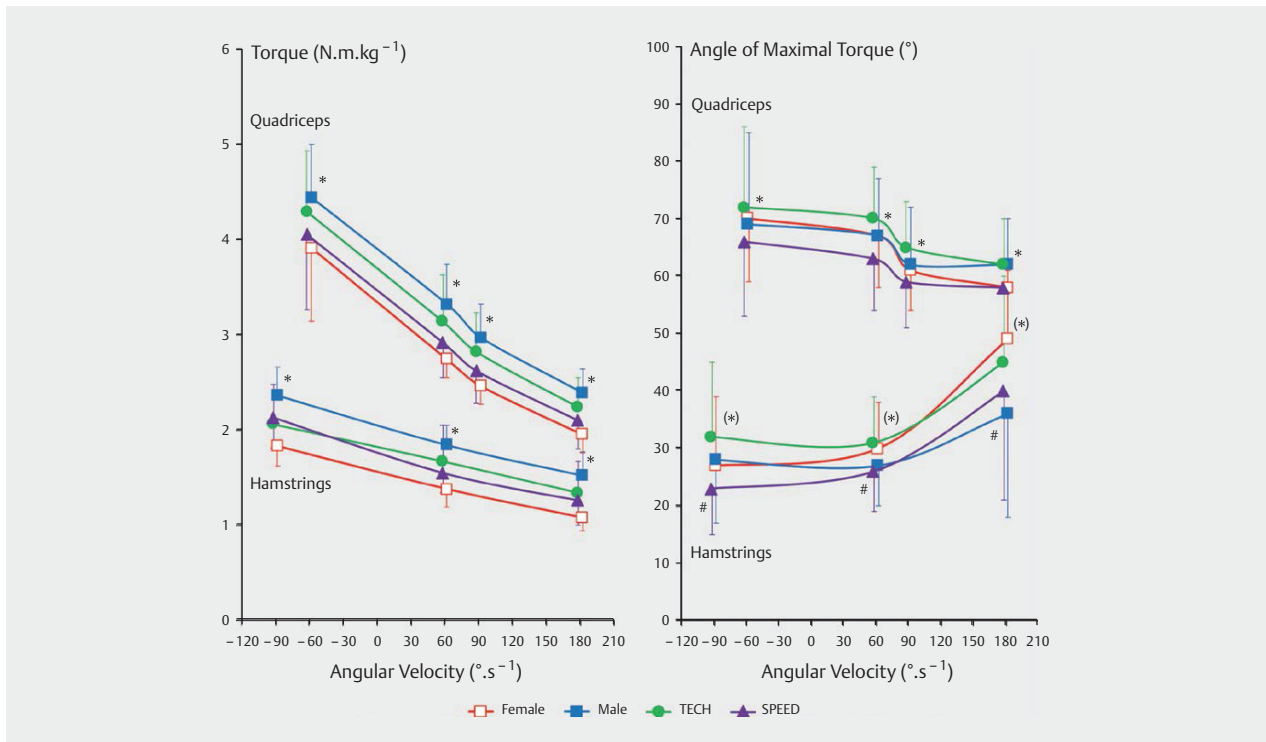
This study aimed to explore the benefits of the SPM analysis to determine the influence of sex and discipline on the isokinetic profile of elite alpine skiers over an extended knee range of motion. In line with the hypothesis, and conversely to the traditional analysis showing no effect of sex on maximal reconstructed ratio (► **Table 3**), SPM analysis on angle-specific metrics indicated that the HQ ratio decreased in females compared to males toward knee extension only (► **Fig. 8**). Along the same line, whereas traditional analysis of the maximal torque did not show an effect of discipline, the SPM analysis showed higher quadriceps and hamstrings torques specifically toward deep knee flexion in TECH skiers (► **Fig. 2, 5**). Thus, the qualitative (visual inspection) and quantitative (SPM analysis) examination of angle-specific torque curves in alpine skiers may be useful in identifying patterns of strength development, with potential implications for injury and performance.

The conventional ratios were between 0.50 and 0.56 averaged in the current study (► **Table 3**). These values are slightly lower than the 0.57 to 0.60 previously reported in elite Austrian alpine skiers [46]. However, these skiers were competing at World Cup level with a 34 and 17% higher maximal torque for hamstrings and quadriceps, respectively compared with the current population. Importantly, those traditional ratios (conventional and so-called functional) are reconstructed by dividing quadriceps and hamstrings

► **Table 3** Torque, Ratio and AMT values.

		AV (°·s ⁻¹)	Female	Male	TECH	SPEED	ANOVA (p-value)		
Normalized maximal torque (N.m.kg ⁻¹)									
H	Mean		1.43±0.35	1.73±0.44	1.59±0.44	1.57±0.41	Sex * AV	Sex * AV	Sex * Discipline
	60		1.38±0.18	1.71±0.22	1.57±0.33	1.53±0.19	p=0.095	p=0.693	p=0.217
	-90		1.82±0.22	2.19±0.33	2.00±0.37	2.00±0.30	Discipline	AV	
	180		1.09±0.13	1.29±0.16	1.21±0.20	1.16±0.14	p=0.703	p<0.001	
Q	Mean		2.70±0.66	3.26±0.84	3.08±0.86	2.88±0.73	(d=0.06)	(-90>60>180)	
	60		2.77±0.21	3.35±0.50	3.14±0.55	2.98±0.38	p=0.153	p=0.304	
	-60		3.56±0.54	4.27±0.65	4.09±0.71	3.74±0.65	Discipline	AV	
	90		2.51±0.21	3.05±0.43	2.85±0.49	2.71±0.36	p=0.156	p<0.001	
Angle of maximal torque (°)	180		1.97±0.19	2.37±0.34	2.24±0.38	2.10±0.29	(d=0.25)	(-60>60>90>180)	
	Mean		36±15	32±14	37±14	32±14	Sex * AV	Sex * AV	Sex * Discipline
	60		31±7	28±5	31±7	28±6	p=0.955	p=0.330	p=0.381
	-90		26±12	21±6	28±12	19±4	Discipline	AV	
Q	180		51±9	47±11	51±9	48±12	p=0.027	p<0.001	
	Mean		67±10	71±8	70±9	68±9	(TECH>SPEED, d=0.34)	(180>60>-90)	
	60		68±8	73±5	73±7	69±7	Sex * AV	Sex * AV	Sex * Discipline
	-60		76±7	80±5	79±5	77±8	p=0.834	p=0.235	p=0.468
Ratio HQ	90		63±6	67±5	66±6	64±6	Discipline	AV	
	180		59±7	65±4	62±8	63±6	p=0.376	p<0.001	
	Mean		0.55±0.15	0.55±0.14	0.54±0.14	0.56±0.15	(d=0.20)	(-60>60>90>180)	
	60/60		0.50±0.07	0.52±0.07	0.50±0.08	0.52±0.06	Sex * AV	Sex * AV	Sex * Discipline
RC	60/-60		0.40±0.08	0.41±0.07	0.39±0.08	0.42±0.07	p=0.785	p=0.767	
	-90/90		0.73±0.11	0.73±0.13	0.71±0.11	0.75±0.13	Discipline	AV	
	180/180		0.56±0.07	0.55±0.06	0.54±0.07	0.56±0.07	p=0.360	p<0.001	
	Mean		0.55±0.07	0.55±0.06	0.54±0.07	0.56±0.07	(d=0.17)	(RFKE>RC 180/180>RC 60/60>RFKE)	

AV: Angular velocity, H: hamstrings, Q: quadriceps, RC: conventional ratio, RFKE: functional ratio of knee flexion, RFKF: functional ratio of knee extension. NB: A negative angular velocity represents an eccentric contraction.

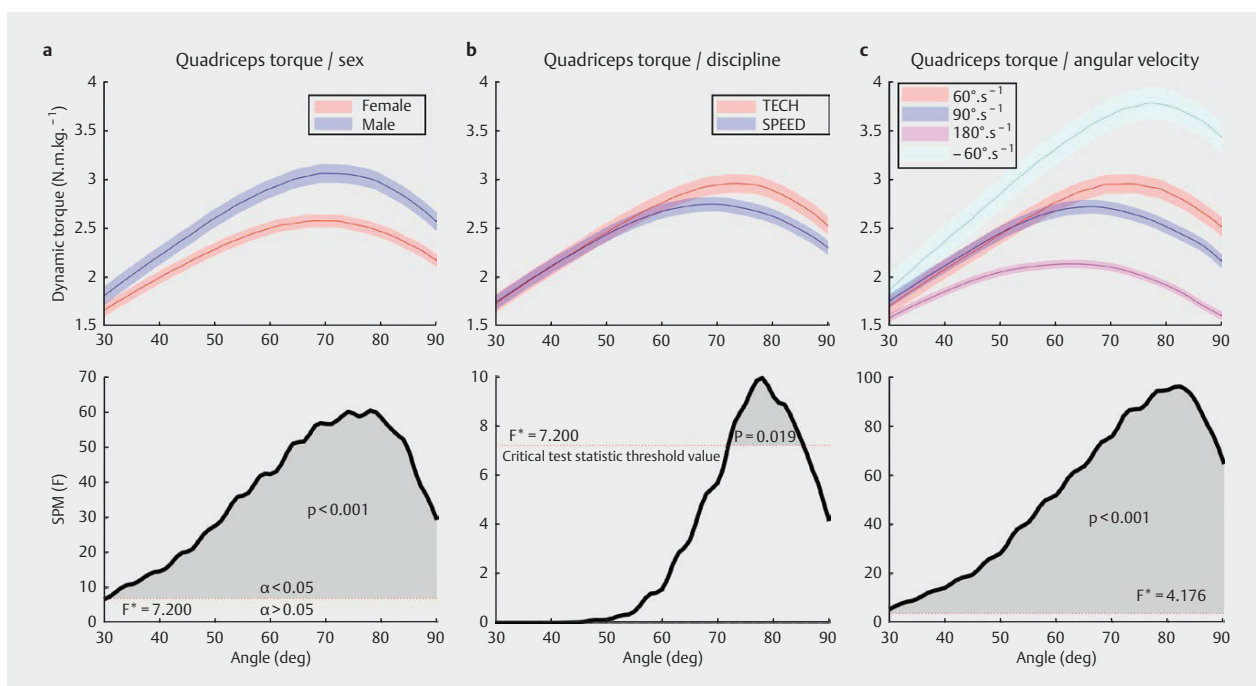


► **Fig. 1** Maximal normalized torque (left panel) and angle of maximal torque (right panel) in male and female skiers, as well as technicians (TECH) and speed specialists (SPEED). * Effect of sex, #effect of discipline, $p < 0.05$. NB: A negative contraction velocity represents an eccentric contraction.

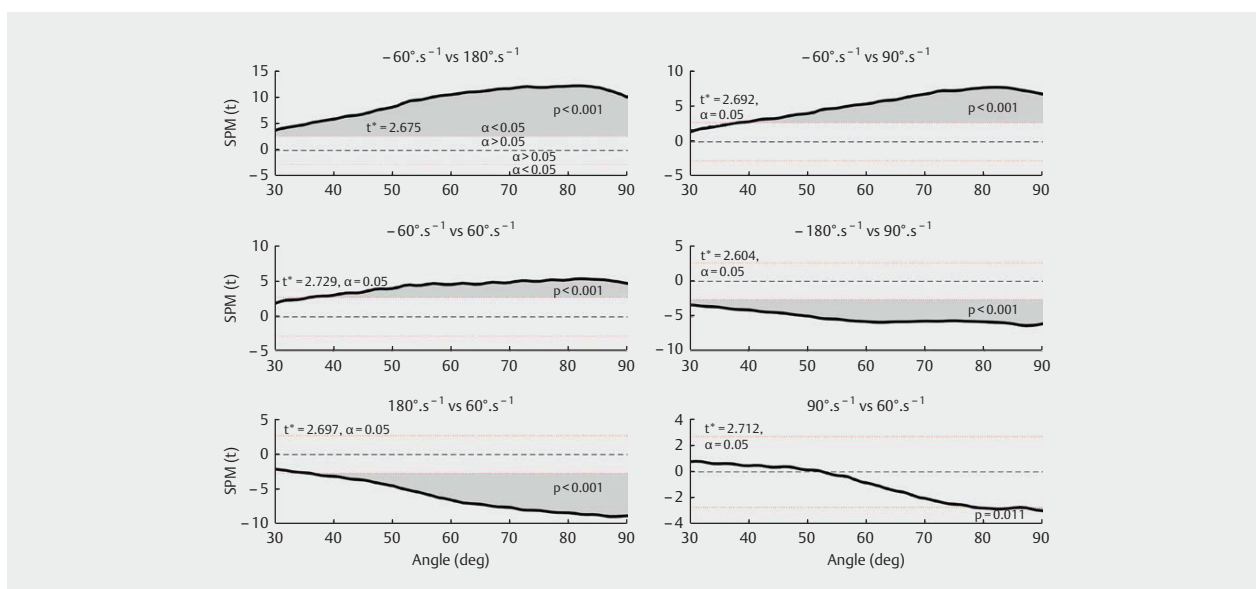
► **Table 4** Correlations.

	AV (°.s ⁻¹)	World ranking				Best FIS points				
		Female		Male		Female		Male		
		r	p-value	r	p-value	r	p-value	r	p-value	
Maximal torque (N.m.kg⁻¹)	H	60	-0.31	0.277	0.35	0.218	-0.03	0.925	0.31	0.280
		-90	-0.11	0.722	0.36	0.212	0.31	0.275	0.43	0.128
		180	-0.08	0.788	0.09	0.768	0.11	0.720	0.00	0.998
	Q	-60	0.10	0.745	-0.36	0.200	0.26	0.378	-0.36	0.206
		60	-0.40	0.156	-0.14	0.643	-0.07	0.825	-0.07	0.809
		90	-0.39	0.172	-0.28	0.341	0.01	0.976	-0.23	0.420
	180	-0.21	0.463	-0.36	0.200	0.17	0.561	-0.32	0.262	
Maximal torque (N.m)	Q	-60	-0.14	0.623	-0.48	0.081	0.18	0.536	-0.48	0.085
		60	-0.55	0.042	-0.24	0.403	-0.10	0.736	-0.18	0.529
		90	-0.56	0.035	-0.35	0.223	-0.06	0.847	-0.31	0.273
		180	-0.44	0.117	-0.47	0.090	0.06	0.841	-0.43	0.126
Maximal HQ ratio	RC	60/60	-0.12	0.695	0.50	0.068	-0.02	0.958	0.39	0.172
	RFKF	60/-60	-0.29	0.309	0.66	0.011	-0.26	0.376	0.61	0.021
	RFKE	-90/90	0.10	0.747	0.50	0.067	0.18	0.543	0.53	0.052
	RC	180/180	0.07	0.819	0.65	0.013	-0.07	0.811	0.47	0.089

AV: Angular velocity, H: hamstrings, Q: quadriceps, RC: conventional ratio, RFKF: functional ratio of knee flexion, RFKE: functional ratio of knee extension. NB: A negative angular velocity represents an eccentric contraction.



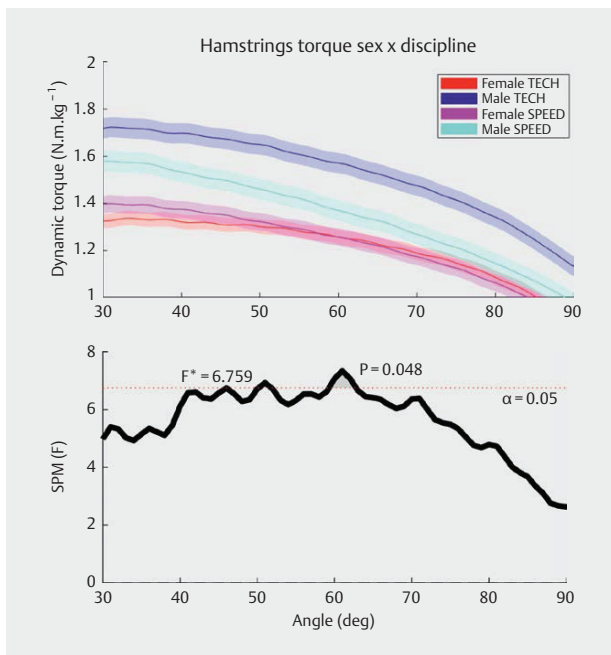
► **Fig. 2** Quadriceps torque by sex **a**, discipline **b** and velocity **c**. Mean \pm 95% confidence interval angle-series (upper panel) and their corresponding SPM vector field statistical analysis (lower panel). Red dotted line represents the critical random field theory threshold value, F statistic set for $\alpha=0.05$. The $p<0.05$ portion of the curve is shaded in grey. NB: A negative contraction velocity represents an eccentric contraction.



► **Fig. 3** *Post hoc* tests for effect of speed on quadriceps torque. Two-sample SPM(t) statistical analysis. Red dotted line represents the critical random field theory threshold value, t statistic set for $\alpha=0.05$. The $p<0.05$ portion of the curve is shaded in grey.

maximal torques by each other, despite those values being reached at a different angle. If joint angle has been shown to influence the HQ ratio [4, 25], continuous angle-specific metrics have yet to be used in alpine skiers. The current study showed that dynamic an-

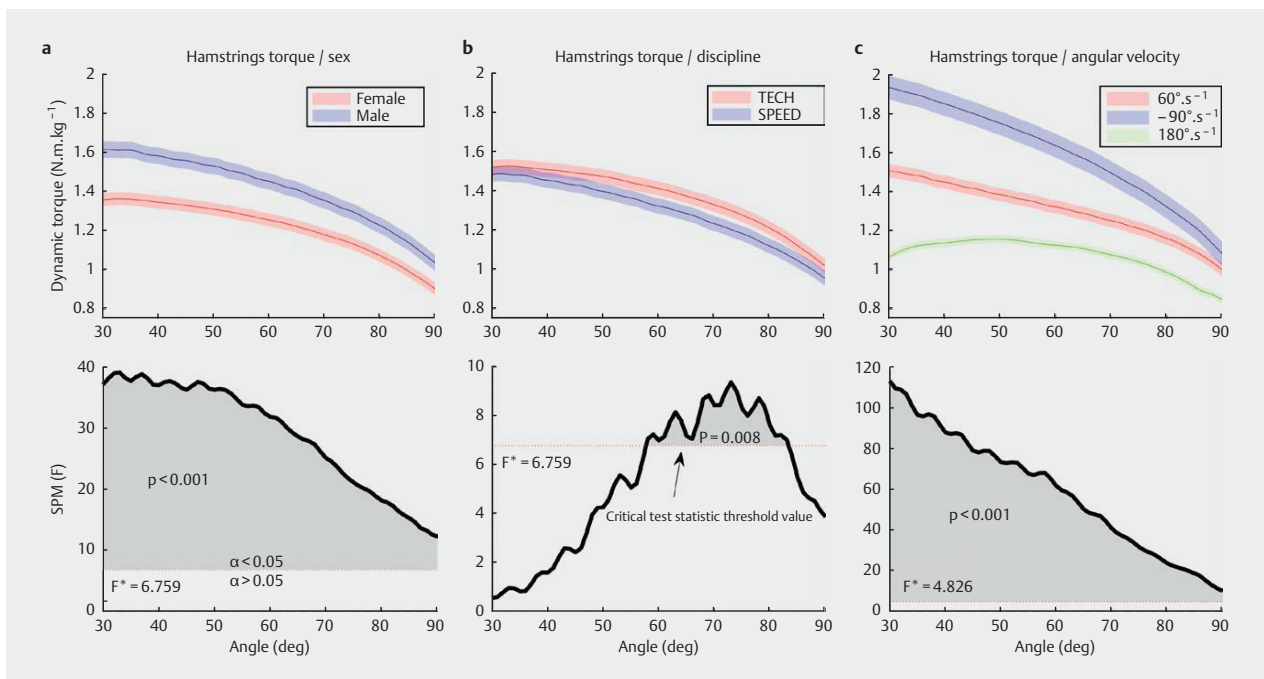
gle-specific ratios decreased by > 50% toward knee flexion at all angular velocities except for the RC₀ at 180°.s⁻¹ where the decrement was < 30% and stabilized after \approx 50° (► **Fig. 8**). A low HQ ratio is generally considered as an injury risk factor leading to the prescrip-



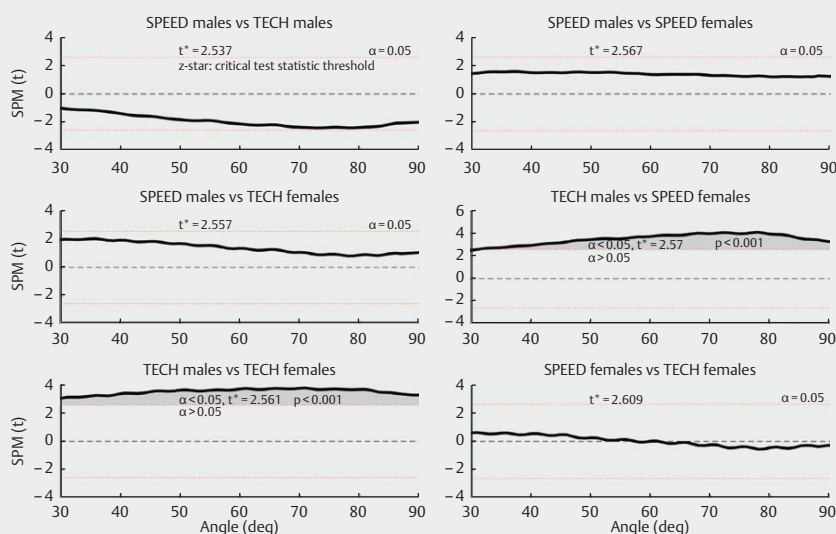
► **Fig. 4** Interaction effect between sex and discipline (TECH: technicians, SPEED: speed specialists) on hamstrings torque. Mean \pm 95% confidence interval angle-series (upper panel) and their corresponding SPM vector field statistical analysis (lower panel). Red dotted line represents the critical random field theory threshold value, F statistic set for $\alpha = 0.05$. The $p < 0.05$ portion of the curve is shaded in grey.

tion of eccentric training programs to increase hamstrings strength [25]. However, this recommendation is valid in case of an eccentric action of the hamstrings to counteract a rapid knee extension like kicking in football [28]. In skiing, the quadriceps act eccentrically to counteract the high gravitational forces during the turn [12]. The value of concentric hamstrings to eccentric quadriceps ratio (RFK₀) is below 0.4 between [60°–90°] of knee flexion suggesting that the hamstrings may have a low capacity for dynamic knee joint stabilization in deep knee flexion involving eccentric quadriceps contraction. The current results however, should not be interpreted solely as a hamstrings' weakness but rather as a sign of high quadriceps strength. Indeed, quadriceps strength is a key performance factor in alpine ski racing [2], and the current results showed that a lower ratio was correlated to a better performance (► **Table 4**). Moreover, it has previously been reported that elite national skiers have a lower conventional HQ ratio at 30°·s⁻¹ than club skiers, due to greater quadriceps muscle strength [14]. Conversely, a higher ratio in skiers may be the sign of a quadriceps weakness as previously reported following ACL-reconstruction where quadriceps deficits led to an inflated HQ ratio [40]. Thus, we argue that traditional HQ ratios and normative values previously described in team-sports may not be applicable to alpine skiers [59].

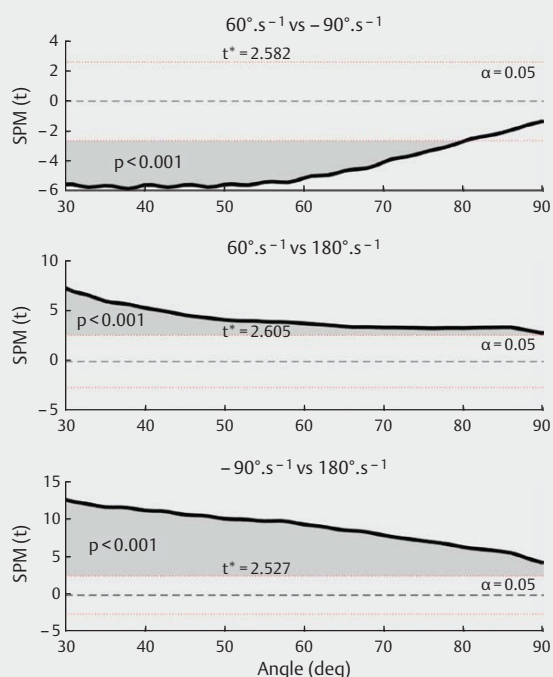
Males showed greater hamstrings and quadriceps maximal torques (moderate effect, $d > 0.74$), but similar maximal HQ ratios than females at all angular velocities (► **Table 3**). This differs from some studies reporting higher maximal HQ ratios in males than females [4, 33], but is in line with previous studies of the maximal torques and ratios in elite skiers [40, 46]. However, despite similar



► **Fig. 5** Hamstrings torque by sex **a**, discipline **b** and angular velocity **c**. Mean \pm 95% confidence interval angle-series (upper panel) and their corresponding SPM vector field statistical analysis (lower panel). Red dotted line represents the critical random field theory threshold value, F statistic set for $\alpha = 0.05$. The $p < 0.05$ portion of the curve is shaded in grey. NB: A negative contraction velocity represents an eccentric contraction.

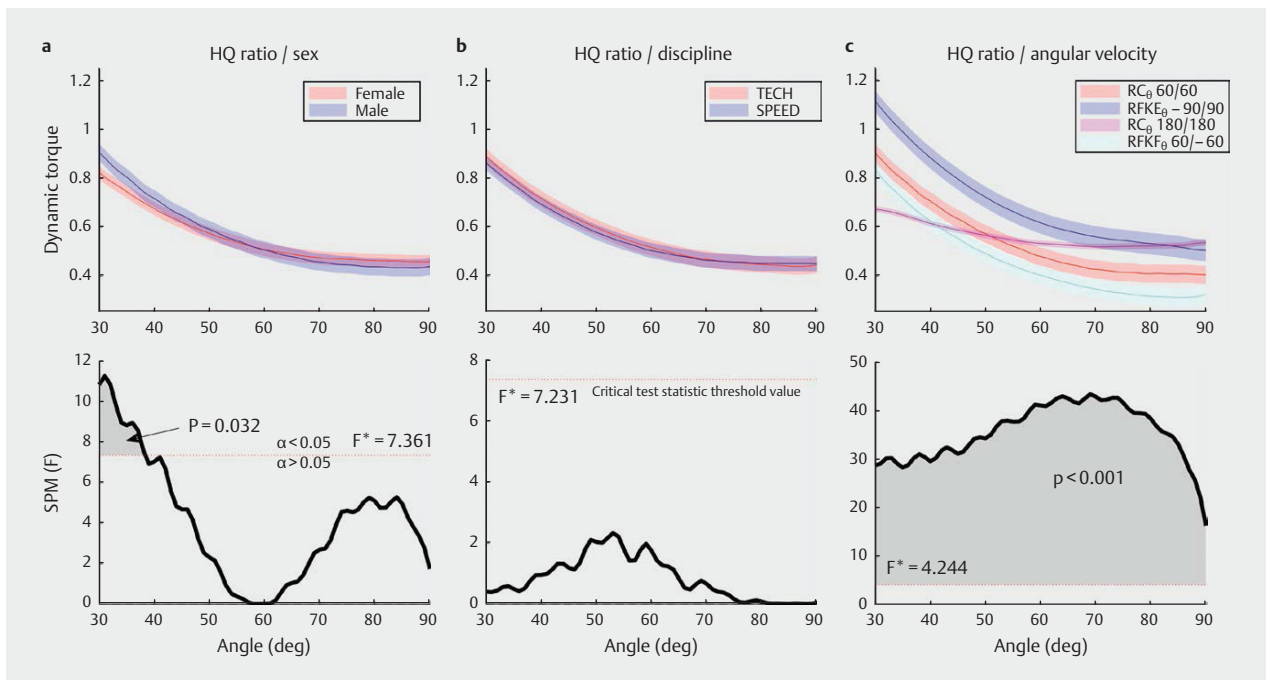


► **Fig. 6** Post hoc tests for interaction effect between sex and discipline (TECH: technicians, SPEED: speed specialists) on hamstrings torque. Two-sample SPM[t] statistical analysis. Red dotted line represents the critical random field theory threshold value, t statistic set for $\alpha=0.05$. The $p<0.05$ portion of the curve is shaded in grey.

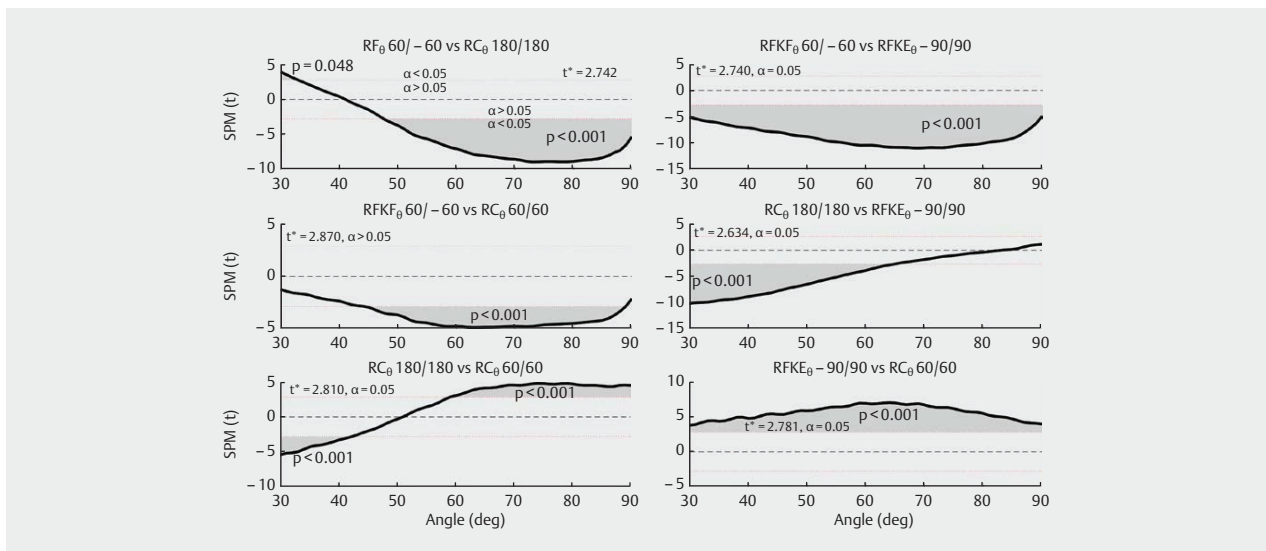


► **Fig. 7** Post hoc tests for effect of speed on hamstrings torque. Two-sample SPM[t] statistical analysis. Red dotted line represents the critical random field theory threshold value, t statistic set for $\alpha=0.05$. The $p<0.05$ portion of the curve is shaded in grey.

maximal reconstructed HQ ratio, the SPM analysis showed lower ratios in females toward full knee extension ($<38^\circ$, ► **Fig. 8**). Some studies investigated the effect of sex on functional HQ ratio at different angles (i. e., 15° , 30° and 45°), with results showing lower ratio in females independently of knee angle [25], or a reduced ratio in females at more extended knee positions [24]. By using a wider range of motion as well as a continuous SPM analysis, the current study suggests that female skiers have lower HQ ratios than male skiers beyond 38° of knee extension. Of note, a reduced HQ strength ratio along with a greater knee abduction angle near extension at landing has been reported in ACL-injured high school female athletes [44]. Therefore, the reduced HQ ratio near extension observed in females in the current study could represent an increased injury risk-factor compared to male skiers. Importantly, this lower HQ ratio in females around 40° corresponds to the working angles of the outside leg in Giant Slalom at prolonged isometric / low eccentric speed [41]. The HQ ratio difference – rather modest – (► **Fig. 8**) may be viewed as a clinical consequence of the shifted AMT between males and females (► **Table 3**), with different hamstrings (► **Fig. 5**) and quadriceps (► **Fig. 2**) force profiles. Females developed their peak torque at higher knee flexion than males for the hamstrings (small effect, $d=0.28$) and lower knee flexion for the quadriceps (moderate effect, $d=0.56$). This finding also confirms a previous investigation showing sex differences on the torque-angle relationship of hamstrings and quadriceps with a higher initial torque, as well as larger subsequent decrement after the attainment of maximal torque in males compared with females [17]. A combination of factors may have underpinned the present results, such as pelvis anatomy, lever arm or muscular insertion points differences [43]. For example, a shift in AMT has previously been attributed to differences in muscular architecture and it could



► **Fig. 8** Effect of sex **a** and discipline **b** and speed **c** on HQ ratio. RC_{θ} : conventional ratio, $RFKF_{\theta}$: functional ratio of knee flexion, $RFKE_{\theta}$: functional ratio of knee extension. Mean \pm 95% confidence interval angle-series (upper panel) and their corresponding SPM vector field statistical analysis (lower panel). Red dotted line represents the critical random field theory threshold value, F statistic set for $\alpha = 0.05$. The $p < 0.05$ portion of the curve is shaded in grey. NB: A negative contraction velocity represents an eccentric contraction.



► **Fig. 9** *Post hoc* tests for effect of speed on HQ ratio. SPM(t) statistical analysis. Red dotted line represents the critical random field theory threshold value, t statistic set for $\alpha = 0.05$. The $p < 0.05$ portion of the curve is shaded in grey.

be speculated that females have higher pennation angles and shorter fascicle length than males [13]. However, no significant sex differences were found in terms of changes in muscle architecture

after regular ski training [45], suggesting that sex-related differences should not be attributed to training.

The AMT depended also on the specialty. The AMT of the hamstrings occurred with the leg significantly (small effect, $d = 0.34$)

more extended in SPEED than TECH (► **Table 3**). This longer muscle length for hamstrings AMT may confer a better protection for hamstrings strain injury [13]. Indeed, an eccentric hamstrings strength training shifting the AMT to longer muscle length results in a more resistant muscle when forcibly lengthened, reducing the risk of hamstrings strains [15]. Although hamstrings injuries are not a major concern per se in alpine skiing, hamstrings' weakness is considered as a risk factor for ACL / knee injury [21, 48], the main lesion in skiers [55]. As suggested by the literature [46], no other differences in maximal torques (both quadriceps and hamstrings) or maximal ratios were identifiable with traditional analysis. However, SPM was sensitive enough to detect differences in the torque-angle curves of the skiers and revealed higher quadriceps torques in TECH than SPEED at pronounced knee flexion angles (range 72–85°, ► **Fig. 2**). The amplitude of this specific adaptation is large enough (► **Fig. 2**) to be considered as clinically relevant. Hamstrings torque was also higher in TECH than SPEED toward deep knee flexion (range 58–83°, ► **Fig. 5**) but this was associated to an interaction effect with sex. As displayed in ► **Fig. 6**, there was no effect of discipline on hamstrings torque in females. The higher quadriceps torque after 72° of knee flexion in TECH may be related to muscular architectural adaptations specific to the discipline. Such effect of specialization is in line with a previous study reporting a higher stiffness of the quadriceps with a faster contraction velocity in deep knee angles for SPEED instead of open knee angles for TECH [42]. Isometric training at specific knee angles led to significant shifts of peak torque in the direction of the training muscle lengths with greater strength gains and architectural changes (pennation angle) at long muscle lengths [3]. Angle-specific neuromuscular adaptations in response to isometric knee extension training at short vs. long muscle lengths were examined in a previous study and a clear joint angle specificity of force increase was observed [47]. In alpine skiers, an eccentric cycling training increased isometric torque only at greater quadriceps length likely due to serial sarcomerogenesis [30]. An increase in fascicle length is associated with a decrease in pennation angle, and may increase torque over larger excursion ranges [57] and attain larger shortening velocities than a more heavily pennated muscle [66]. Taken together, these results suggest the existence of discipline-specific muscle adaptations depending on joint angle and contraction mode [64].

These differences are likely due to different on-snow requirements. Indeed, elite alpine racers ski all year round and the major difference in training programs between elite and less-trained skiers is the amount of on-snow training [2]. TECH skiers require more explosiveness and dynamic style (larger percentage of time spent in concentric/eccentric over the turn cycles) whereas SPEED skiers require quasi-static maintenance of the "egg position" (larger percentage of time spent in isometric over the turn cycles). An effect of on-snow training was also previously evidenced in elite alpine snowboarders showing a quadriceps architectural asymmetry reflecting the technical features of alpine snowboarding with asymmetrical posture and the muscle eccentric loading difference with in lower limbs [67]. The present discipline differences could be attributed to muscle architectural adaptations as it has been reported in skiers in response to an eccentric cycling training [30] or following a skiing program [45]. Further studies are needed to verify this hypothesis. In a competitive context, as well as for injury

prevention, information from specific isokinetic profile according to the ski discipline is needed to enhance the quality of conditioning training.

Several limitations in the present study warrant consideration. Of note, all values were expressed relatively to body weight as this is the most common normalization when comparing between groups. It should therefore be acknowledged that absolute values or other normalizations (e. g., lean body mass) may provide slightly different results. However, this would not change the shape of the curves and the fact that SPM analysis allows to identify the stronger and weaker part of the range of motion. Larger differences between SPEED and TECH may also be apparent when testing older World Cup skiers due to a longer exposition to specific training than younger skiers competing at lower levels. The force-velocity relationship is strongly linear for the quadriceps and the 60°.s⁻¹ and 180°.s⁻¹ reported in the current study have been shown to be sufficient to characterize this relationship [29]. Thus, the current results can be extrapolated to other isokinetic protocols. An assessment in open kinetic chain does not truly reflect alpine skiing, and further studies should address HQ ratios in closed kinetic chain, with a hip flexion comparable to skiing. Irrespective of the aforementioned limitations, the current study suggests that SPM analysis and the computation of angle-specific ratios provide a more functional approach than traditional maximal torques and reconstructed maximal ratios.

In conclusion, this study found that SPM analysis detects angle-specific differences that could not be identified within traditional report of maximal torque and reconstructed maximal ratios. The SPM analysis notably showed that females displayed a lower HQ ratio than males near full knee extension. Importantly, the lower HQ ratio in females in extended knee position correspond to the position where ski injuries like the "slip-catch" or "landing back-weighted" are likely to occur. Albeit the clinical relevance of this difference remains to be confirmed, eccentric lengthening exercise to adapt hamstrings and quadriceps length-tension profiles toward longer muscle lengths may be recommended for females. The results also showed that TECH displayed greater quadriceps and hamstrings strengths than SPEED toward deep knee flexion suggesting an angle-specific adaptation to training. In addition to qualitative analysis of the torque curve, exercise physiologists and biomechanic analysts should perform their quantitative analyses using SPM. This method can provide objective angle range of deficits to be addressed by stakeholders around the athletes. This study was the first to describe elite alpine skiers' isokinetic profile over an extended range of motion but such analyses should be considered for performance evaluation and medical screening in various sports.

Acknowledgements

The authors thank the Skiers for their participation.

Conflict of Interest

The authors have no conflicts of interest, source of funding, or financial ties to disclose.

References

- [1] Aagaard P, Simonsen EB, Trolle M, Bangsbo J, Klausen K. Isokinetic hamstring/quadriceps strength ratio: Influence from joint angular velocity, gravity correction and contraction mode. *Acta Physiol Scand* 1995; 154: 421–427
- [2] Abe T, Kawakami Y, Ikegawa S, Kanehisa H, Fukunaga T. Isometric and isokinetic knee joint performance in Japanese alpine ski racers. *J Sports Med Phys Fitness* 1992; 32: 353–357
- [3] Alegre LM, Ferri-Morales A, Rodriguez-Casares R, Aguado X. Effects of isometric training on the knee extensor moment-angle relationship and vastus lateralis muscle architecture. *Eur J Appl Physiol* 2014; 114: 2437–2446
- [4] Andrade MDS, De Lira CAB, Koffes FDC, Mascarin NC, Benedito-Silva AA, Da Silva AC. Isokinetic hamstrings-to-quadriceps peak torque ratio: The influence of sport modality, gender, and angular velocity. *J Sports Sci* 2012; 30: 547–553
- [5] Bacharach DW, von Duvillard SP. Intermediate and long-term anaerobic performance of elite Alpine skiers. *Med Sci Sports Exerc* 1995; 27: 305–309
- [6] Baltzopoulos V, Brodie DA. Isokinetic dynamometry. Applications and limitations. *Sports Med* 1989; 8: 101–116
- [7] Baumgart C, Welling W, Hoppe MW, Freiwald J, Gokeler A. Angle-specific analysis of isokinetic quadriceps and hamstring torques and ratios in patients after ACL-reconstruction. *BMC Sports Sci Med Rehabil* 2018; 10: 23
- [8] Bennell K, Wajswelner H, Lew P, Schall-Riauour A, Leslie S, Plant D, Cironi J. Isokinetic strength testing does not predict hamstring injury in Australian Rules footballers. *Br J Sports Med* 1998; 32: 309–314
- [9] Bere T, Flørenes TW, Krosshaug T, Haugen P, Svandal I, Nordsletten L, Bahr R. A systematic video analysis of 69 injury cases in World Cup alpine skiing. *Scand J Med Sci Sports* 2014; 24: 667–677
- [10] Bere T, Flørenes TW, Krosshaug T, Koga H, Nordsletten L, Irving C, Muller E, Reid RC, Senner V, Bahr R. Mechanisms of anterior cruciate ligament injury in World Cup alpine skiing: A systematic video analysis of 20 cases. *Am J Sports Med* 2011; 39: 1421–1429
- [11] Berg HE, Eiken O. Muscle control in elite alpine skiing. *Med Sci Sports Exerc* 1999; 31: 1065–1067
- [12] Berg HE, Eiken O, Tesch PA. Involvement of eccentric muscle actions in giant slalom racing. *Med Sci Sports Exerc* 1995; 27: 1666–1670
- [13] Brockett CL, Morgan DL, Proske U. Human hamstring muscles adapt to eccentric exercise by changing optimum length. *Med Sci Sports Exerc* 2001; 33: 783–790
- [14] Brown SL, Wilkinson JG. Characteristics of national, divisional, and club male alpine ski racers. *Med Sci Sports Exerc* 1983; 15: 491–495
- [15] Brughelli M, Cronin J. Altering the length-tension relationship with eccentric exercise: Implications for performance and injury. *Sports Med* 2007; 37: 807–826
- [16] Brughelli M, Cronin J, Nosaka K. Muscle architecture and optimum angle of the knee flexors and extensors: A comparison between cyclists and Australian Rules football players. *J Strength Cond Res* 2010; 24: 717–721
- [17] Carvalho HM. Multilevel Models for the analysis of angle-specific torque curves with application to master athletes. *J Hum Kinet* 2015; 49: 25–35
- [18] Cohen J. A power primer. *Psychol Bull* 1992; 112: 155–159
- [19] Coombs R, Garbutt G. Developments in the use of the hamstring/quadriceps ratio for the assessment of muscle balance. *J Sports Sci Med* 2002; 1: 56–62
- [20] Coratella G, Beato M, Schena F. Correlation between quadriceps and hamstrings inter-limb strength asymmetry with change of direction and sprint in U21 elite soccer-players. *Hum Mov Sci* 2018; 59: 81–87
- [21] Croisier J-L, Forthomme B, Namurois M-H, Vanderthommen M, Crielaard J-M. Hamstring muscle strain recurrence and strength performance disorders. *Am J Sports Med* 2002; 30: 199–203
- [22] Croisier J-L, Ganteaume S, Binet J, Genty M, Ferret J-M. Strength imbalances and prevention of hamstring injury in professional soccer players: A prospective study. *Am J Sports Med* 2008; 36: 1469–1475
- [23] Csapo R, Hoser C, Gföller P, Raschner C, Fink C. Fitness, knee function and competition performance in professional alpine skiers after ACL injury. *J Sci Med Sport* 2018; pii: S1440-2440(18)30297-4
- [24] De Ste Croix M, ElNagar YO, Iga J, Ayala F, James D. The impact of joint angle and movement velocity on sex differences in the functional hamstring/quadriceps ratio. *Knee* 2017; 24: 745–750
- [25] El-Ashker S, Carson BP, Ayala F, De Ste Croix M. Sex-related differences in joint-angle-specific functional hamstring-to-quadriceps strength ratios. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc* 2015; 25: 949–957
- [26] Eustace SJ, Page RM, Greig M. Angle-specific isokinetic metrics highlight strength training needs of elite youth soccer players. *J Strength Cond Res* 2018, doi: 10.1519/JSC.0000000000002612
- [27] Evangelidis PE, Pain MTG, Folland J. Angle-specific hamstring-to-quadriceps ratio: A comparison of football players and recreationally active males. *J Sports Sci* 2015; 33: 309–319
- [28] Fousekis K, Tsepis E, Vagenas G. Lower limb strength in professional soccer players: Profile, asymmetry, and training age. *J Sports Sci Med* 2010; 9: 364–373
- [29] Grbic V, Djuric S, Knezevic OM, Mirkov DM, Nedeljkovic A, Jaric S. A novel two-velocity method for elaborate isokinetic testing of knee extensors. *Int J Sports Med* 2017; 38: 741–746
- [30] Gross M, Lüthy F, Kroell J, Müller E, Hoppeler H, Vogt M. Effects of eccentric cycle ergometry in alpine skiers. *Int J Sports Med* 2010; 31: 572–576
- [31] Harriss DJ, Macsween A, Atkinson G. Standards for ethics in sport and exercise science research: 2018 Update. *Int J Sports Med* 2017; 38: 1126–1131
- [32] Herzog W, Guimaraes AC, Anton MG, Carter-Erdman KA. Moment-length relations of rectus femoris muscles of speed skaters/cyclists and runners. *Med Sci Sports Exerc* 1991; 23: 1289–1296
- [33] Hewett TE, Myer GD, Zazulak BT. Hamstrings to quadriceps peak torque ratios diverge between sexes with increasing isokinetic angular velocity. *J Sci Med Sport* 2008; 11: 452–459
- [34] Hintermeister RA, O'Connor DD, Dillman CJ, Suplizio CL, Lange GW, Steadman JR. Muscle activity in slalom and giant slalom skiing. *Med Sci Sports Exerc* 1995; 27: 315–322
- [35] Hoppeler H. Moderate load eccentric exercise; A distinct novel training modality. *Front Physiol* 2016; 7: 483
- [36] van der Horst N, van de Hoef S, Reurink G, Huisstede B, Backx F. Return to play after hamstring injuries: A qualitative systematic review of definitions and criteria. *Sports Med* 2016; 46: 899–912
- [37] Huston LJ, Wojtyś EM. Neuromuscular performance characteristics in elite female athletes. *Am J Sports Med* 1996; 24: 427–436
- [38] Impellizzeri FM, Bizzini M, Rampinini E, Cereda F, Maffiuletti NA. Reliability of isokinetic strength imbalance ratios measured using the Cybex NORM dynamometer. *Clin Physiol Funct Imaging* 2008; 28: 113–119
- [39] Jaric S. Role of body size in the relation between muscle strength and movement performance. *Exerc Sport Sci Rev* 2003; 31: 8–12
- [40] Jordan MJ, Aagaard P, Herzog W. Rapid hamstrings/quadriceps strength in ACL-reconstructed elite Alpine ski racers. *Med Sci Sports Exerc* 2015; 47: 109–119
- [41] Kröll J, Spörri Jörg, Kandler C, Fasel B, Müller E, Schwameder H. Kinetic and kinematic comparison of alpine ski racing disciplines as a base for specific conditioning regimes. In Colloud F, Domalain M, Monnet T. (eds) ISBS-Conference Proceedings Archive; Poitiers: France: 2015 Vol. 33

- [42] Lešnik B, Šimunib B, Žvan M, Pišot R. Adaptation of vastii muscles in top skiers from different alpine skiing disciplines. In Müller E, Lindinger S, Stögg T. (eds) *Science and Skiing V*. UK: Meyer & Meyer Sport; 2012: 251–262
- [43] Lynch SL, Hoch AZ. The female runner: Gender specifics. *Clin Sports Med* 2010; 29: 477–498
- [44] Myer GD, Ford KR, Di Stasi SL, Foss KDB, Micheli LJ, Hewett TE. High knee abduction moments are common risk factors for patellofemoral pain (PFP) and anterior cruciate ligament (ACL) injury in girls: Is PFP itself a predictor for subsequent ACL injury? *Br J Sports Med* 2015; 49: 118–122
- [45] Narici MV, Flueck M, Koesters A, Gimpl M, Reifberger A, Seynnes OR, Niebauer J, Rittweger J, Mueller E. Skeletal muscle remodeling in response to alpine skiing training in older individuals. *Scand J Med Sci Sports* 2011; 21 (Suppl 1): 23–28
- [46] Neumayr G, Hoertnagl H, Pfister R, Koller A, Eibl G, Raas E. Physical and physiological factors associated with success in professional alpine skiing. *Int J Sports Med* 2003; 24: 571–575
- [47] Noorköiv M, Nosaka K, Blazevich AJ. Neuromuscular adaptations associated with knee joint angle-specific force change. *Med Sci Sports Exerc* 2014; 46: 1525–1537
- [48] Opar DA, Serpell BG. Is there a potential relationship between prior hamstring strain injury and increased risk for future anterior cruciate ligament injury? *Arch Phys Med Rehabil* 2014; 95: 401–405
- [49] Osternig LR, Hamill J, Lander JE, Robertson R. Co-activation of sprinter and distance runner muscles in isokinetic exercise. *Med Sci Sports Exerc* 1986; 18: 431–435
- [50] Pataky TC. Generalized n-dimensional biomechanical field analysis using statistical parametric mapping. *J Biomech* 2010; 43: 1976–1982
- [51] Pataky TC, Robinson MA, Vanrenterghem J. Vector field statistical analysis of kinematic and force trajectories. *J Biomech* 2013; 46: 2394–2401
- [52] Pataky TC, Vanrenterghem J, Robinson MA. Two-way ANOVA for scalar trajectories, with experimental evidence of non-phasic interactions. *J Biomech* 2015; 48: 186–189
- [53] Pataky TC, Vanrenterghem J, Robinson MA. Zero- vs. one-dimensional, parametric vs. non-parametric, and confidence interval vs. hypothesis testing procedures in one-dimensional biomechanical trajectory analysis. *J Biomech* 2015; 48: 1277–1285
- [54] Pincivero DM, Salfetnikov Y, Campy RM, Coelho AJ. Angle- and gender-specific quadriceps femoris muscle recruitment and knee extensor torque. *J Biomech* 2004; 37: 1689–1697
- [55] Pujol N, Rousseaux-Blanchi M-P, 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
- [56] Read MT, Bellamy MJ. Comparison of hamstring/quadriceps isokinetic strength ratios and power in tennis, squash and track athletes. *Br J Sports Med* 1990; 24: 178–182
- [57] Reeves ND, Narici MV. Behavior of human muscle fascicles during shortening and lengthening contractions in vivo. *J Appl Physiol* (1985) 2003; 95: 1090–1096
- [58] Renstrom P, Ljungqvist A, Arendt E, Beynonn B, Fukubayashi T, Garrett W, Georgoulis T, Hewett TE, Johnson R, Krosshaug T, Mandelbaum B, Micheli L, Myklebust G, Roos E, Roos H, Schamasch P, Shultz S, Werner S, Wojtys E, Engebretsen L. Non-contact ACL injuries in female athletes: An International Olympic Committee current concepts statement. *Br J Sports Med* 2008; 42: 394–412
- [59] Risberg MA, Steffen K, Nilstad A, Myklebust G, Kristianslund E, Moltubakk MM, Krosshaug T. Normative quadriceps and hamstring muscle strength values for female, healthy, elite handball and football players. *J Strength Cond Res* 2018; 32: 2314–2323
- [60] Rosene JM, Fogarty TD, Mahaffey BL. Isokinetic hamstrings:quadriceps ratios in intercollegiate athletes. *J Athl Train* 2001; 36: 378–383
- [61] Sapega AA. Muscle performance evaluation in orthopaedic practice. *J Bone Joint Surg Am* 1990; 72: 1562–1574
- [62] Sole G, Hamrén J, Milosavljevic S, Nicholson H, Sullivan SJ. Test-retest reliability of isokinetic knee extension and flexion. *Arch Phys Med Rehabil* 2007; 88: 626–631
- [63] Steidl-Müller L, Hildebrandt C, Müller E, Fink C, Raschner C. Limb symmetry index in competitive alpine ski racers: Reference values and injury risk identification according to age-related performance levels. *J Sport Health Sci* 2018; 7: 405–415
- [64] Timmins RG, Ruddy JD, Presland J, Maniar N, Shield AJ, Williams MD, Opar DA. Architectural changes of the biceps femoris long head after concentric or eccentric training. *Med Sci Sports Exerc* 2016; 48: 499–508
- [65] Turnbull JR, Kilding AE, Keogh JWL. Physiology of alpine skiing. *Scand J Med Sci Sports* 2009; 19: 146–155
- [66] Van Eijden TM, Korfage JA, Brugman P. Architecture of the human jaw-closing and jaw-opening muscles. *Anat Rec* 1997; 248: 464–474
- [67] Vernillo G, Pisoni C, Sconfienza LM, Thiébat G, Longo S. Changes in muscle architecture of vastus lateralis muscle after an alpine snowboarding race. *J Strength Cond Res* 2017; 31: 254–259
- [68] Werner S, Willis K. Self-release of ski-binding. *Int J Sports Med* 2002; 23: 530–535
- [69] Yeung SS, Suen AMY, Yeung EW. A prospective cohort study of hamstring injuries in competitive sprinters: Preseason muscle imbalance as a possible risk factor. *Br J Sports Med* 2009; 43: 589–594
- [70] Zakas A, Mandroukas K, Vamvakoudis E, Christoulas K, Aggelopoulou N. Peak torque of quadriceps and hamstring muscles in basketball and soccer players of different divisions. *J Sports Med Phys Fitness* 1995; 35: 199–205

3. Conclusion

En résumé, cette deuxième étude de thèse a montré qu'une analyse SPM permettait de détecter des différences spécifiques aux angles de travail qui n'étaient pas visibles avec une analyse traditionnelle des forces maximales et des ratios reconstruits. Nos résultats mettent en évidence des différences entre les sexes et entre les disciplines. Cela suggère que les biomécaniciens ou physiologistes de l'exercice devraient considérer l'analyse SPM comme un complément important des analyses traditionnelles que ce soit pour la performance ou pour la prévention des blessures. Par ailleurs, comme nous le verrons dans l'étude 5, une telle analyse peut également être transférée à l'analyse de la tâche sportive.

De façon originale, les résultats de cette étude montrent que les techniciens ont une force des quadriceps et des ischio-jambiers plus importante que les skieurs de vitesse pour une flexion prononcée du genou. Ces différences sont probablement dues à des besoins spécifiques de chaque activité en termes de position articulaire et de recrutement musculaire dans ces mêmes positions. Par exemple, il est généralement admis que les disciplines techniques ont un style plus explosif et dynamique alors que les disciplines de vitesse requièrent un maintien quasi-statique de la position aérodynamique. Toutefois, ces hypothèses restent à vérifier dans notre population de skieurs de haut niveau, notamment depuis l'apparition des skis paraboliques qui ont modifié les techniques de ski. Ce travail fera l'objet des études 3 et 4 de cette thèse. Suite aux résultats des études 1 et 2, ce travail de thèse visait à fournir de nouvelles connaissances sur le fonctionnement des muscles de la cuisse en ski alpin en considérant i) l'application de nouvelles méthodes d'évaluation en ski alpin telles que SPM ii) un nouvel éclairage plus global et plus récent sur les 4 disciplines alpines du point de vue cinématique et neuromusculaire.

En conclusion, cette étude suggère que l'analyse SPM et le calcul de ratios spécifiques à l'angle de travail permettent une approche plus fonctionnelle que l'analyse traditionnelle des forces maximales et la reconstruction arbitraire de ratios d'après des forces obtenues à des angles différents.

III. ETUDE 3

Publication associée :

Alhammoud Marine, Clint Hansen, Meyer Frederic, Christophe Hautier et Baptiste Morel.

2019. « On-field measurement of the ski cycle kinematic according to leg and discipline in elite alpine skiers ». *Frontiers in Sports and Active Living*, Submitted on 05 Sep 2019.

1. Résumé

Lors de notre deuxième étude de thèse, nous avons démontré que les skieurs des disciplines techniques (SL et GS) et vitesse (SG et DH) présentaient des différences de force spécifiques à certains angles de flexion du genou. Cela nous amène à nous questionner sur les différentes caractéristiques cinématiques des 4 disciplines alpines. Notre revue de littérature montre qu'une telle caractérisation est difficile (*voir Partie I*), en raison du manque d'études dans les disciplines de vitesse et des changements de matériel (skis paraboliques en particulier) qui rendent les études classiques potentiellement obsolètes. L'objectif de cette troisième étude était donc de déterminer les caractéristiques de la cinématique articulaire des membres inférieurs des différentes disciplines alpines. Nous avons émis l'hypothèse que les disciplines de vitesse pourraient avoir une importante exigence isométrique alors que les disciplines techniques devraient montrer une explosivité plus importante.

Pour ce faire, les angles du genou et de la hanche ont été mesurés chez 20 skieurs de l'équipe de France lors de 253 manches de ski. Les données ont été obtenues grâce à l'utilisation d'un équipement portable sans fil (*voir Partie 2, Chapitre II*) lors d'entraînements de compétition sur des tracés chronométrés correspondant à la réglementation FIS. Les skieurs ont utilisé leur matériel et combinaison de compétition. Après élimination des premiers et derniers cycles ainsi que des figures (portes doubles et triples, bananes, sauts), un total de 1973 cycles ont été analysés dont 638 en SL, 1147 en GS, 146 en SG et 42 en DH.

Les résultats de cette étude montrent des angles maximaux (extension) du genou et de la hanche plus faibles en DH que dans les disciplines techniques (*voir Table 1 de l'article pour détails*), ce qui est dû à la position compacte de recherche de vitesse. Nous avons observé des angles du genou sur la jambe extérieure (mais pas intérieure) plus ouverts que dans les anciennes études probablement en raison des inclinaisons plus importantes rendues

possibles par la géométrie moderne des skis. Les angles minimaux et l'amplitude n'étaient par contre pas statistiquement différents entre les disciplines et nos résultats indiquent que l'analyse des vitesses angulaires et/ou des paramètres temporels liés aux modes de contraction permet de mieux différencier les disciplines que les angles extrêmes.

Les durées de cycles étaient de plus en plus courtes de la DH vers le SL, entraînant des durées concentrique et excentrique plus faibles et donc des vitesses angulaires supérieures. Cela confirme les anciennes études, bien que nos résultats montrent également des vitesses angulaires $\sim 10-15^{\circ} \cdot s^{-1}$ plus élevées en ski moderne. De plus, nos résultats mettent en évidence l'importance de la phase isométrique en ski alpin (*voir Figure 2 de l'article pour détails*). En effet, les anciennes études avaient partitionné le virage en une phase concentrique et une phase excentrique ce qui sous-estimait les vitesses angulaires dynamiques en incluant les valeurs proches de zéro. Nos résultats montrent que la phase isométrique est quasiment trois fois plus importante en DH qu'en SL ($\sim 41\%$ vs 15% du cycle) et quasiment deux fois plus importante en SG et GS qu'en SL. Le faible temps passé en isométrique met en évidence la nature hautement dynamique du SL.

Les résultats montrent également des différences entre les jambes (intérieure et extérieure) spécifiques à chaque discipline. Nous observons par exemple que la proportion d'activité dynamique (concentrique et excentrique) est plus importante sur la jambe intérieure par rapport à la jambe extérieure, et inversement que la proportion d'activité isométrique est prépondérante sur la jambe extérieure, à des angles ouverts, en GS et SG (temps relatif en GS 34% , SG 42% , *voir Figure 3 de l'article pour détails*). Ce schéma est inversé en SL avec une activité isométrique plus marquée sur la jambe intérieure comparativement à la jambe extérieure, bien que restant faible (19%). Par contre, la DH se caractérise par une prédominance du mode isométrique quelle que soit le statut de la jambe au regard du virage, aussi bien pour le genou (41%) que la hanche (80%). Nous observons également en SL des vitesses angulaires du genou et de la hanche plus hautes sur la jambe extérieure vs intérieure, mais plus élevées sur la jambe intérieure vs extérieure en GS et SG. Cela indique que toutes les disciplines - sauf la DH - ont un comportement asymétrique sur ces paramètres, et que celui-ci diffère entre les disciplines. A l'opposé, les asymétries en SL se retrouvent sur les paramètres de vitesse angulaire et de durées relatives des modes de contraction.

En conclusion, les angles de la jambe extérieure ($\sim 130^{\circ}$) et intérieure ($\sim 63^{\circ}$) ne montraient pas de différences marquées entre les disciplines. Celles-ci sont mieux caractérisées par des modes de contraction et des vitesses angulaires différentes, avec des spécificités selon la jambe. Les résultats démontrent principalement l'importance de la phase

isométrique et indiquent par ailleurs des similarités entre GS et SG invitant à reconsidérer la dichotomie traditionnelle entre les disciplines techniques (SL/GS) ou de vitesse (SG/DH).

2. Article

On-field measurement of the ski cycle kinematic according to leg and discipline in elite alpine skiers

Marine Alhamoud^{1, 2*}, Clint Hansen³, Frederic Meyer⁴, Christophe Hautier², Baptiste Morel^{5, 6}

¹Fédération Française de Ski, France, ²Inter-University Laboratory of Human Movement Biology (EA 7424), Université Claude Bernard Lyon 1, France, ³Department of Neurology, Medizinische Fakultät, Christian-Albrechts-Universität zu Kiel, Germany, ⁴Institute of Sport Science, Université de Lausanne, Switzerland, ⁵Laboratory “Movement, Interactions, Performance” (EA 4334), Le Mans Université, France, ⁶Inter-University Laboratory of Human Movement Biology (EA 7424), Université Savoie Mont Blanc, France

Submitted to Journal:

Frontiers in Sports and Active Living

Specialty Section:

Sports Science, Technology and Engineering

Article type:

Original Research Article

Manuscript ID:

496181

Received on:

05 Sep 2019

Frontiers website link:

www.frontiersin.org

Conflict of interest statement

The authors declare that the research was conducted in the absence of any commercial or financial relationships that could be construed as a potential conflict of interest

Author contribution statement

MA, CAH and BM designed the study. MA collected the data. MA, CH, FM, CAH and BM analyzed the data and drafted the manuscript. All authors revised and approved the manuscript.

Keywords

Winter sport, angular velocity, Knee angle, Knee injury prevention, Isometric Contraction

Abstract

Word count: 253

This study used a portable wireless technology to investigate the kinematic characteristics of the four alpine skiing disciplines. Knee and hip angles were measured in 20 national team alpine skiers during 253 ski runs under FIS regulation, including: 85 Slalom (SL), 123 Giant Slalom (GS), 29 Super Giant Slalom (SG) and 16 Downhill (DH). Data were analyzed by cycle and separated into outside (OL, n=2087) and inside leg (IL, n=2015). The differences in knee angles between discipline did not reach significance ($p=0.064$) but the hip maximum angles were lower in DH than GS and SL ($p<0.033$), suggesting the maintenance of a tuck position without trunk extension phases. The knee concentric velocity was higher in SL than other disciplines on the outside leg only ($p<0.001$), whereas the knee eccentric velocity was higher in SL than other disciplines on both legs ($p<0.001$). The proportion of the knee concentric phase was higher in SL than GS and in GS than SG on both legs ($p<0.019$). Conversely, the relative proportion of the knee eccentric and concentric phases were higher in SL and lower in DH with some leg specificities. In summary, the quasi-isometric phase was overlooked in previous study but is crucial to consider; all disciplines but DH showed an asymmetrical behavior of the legs; there are similarities between GS and SG challenging the traditional partition of speed (DH/SG) versus technical (SL/GS) disciplines. The current data may be used to train the outside (open angles) and inside leg (closed angles) specificities incorporating specific contraction modes and exercises.

Contribution to the field

Alpine skiing was historically described as an activity alternating slow knee flexion (eccentric work of the knee extensors) and extension phases (concentric work of the knee extensors). However, equipment design and movement pattern have markedly changed during the last decades, especially with the introduction of parabolic skis (carving). This study used a portable wireless technology to investigate the kinematic characteristics of the four alpine skiing disciplines. Knee and hip angles were measured in 20 national team alpine skiers during 253 ski runs under FIS regulation, including: 85 Slalom (SL), 123 Giant Slalom (GS), 29 Super Giant Slalom (SG) and 16 Downhill (DH). Data showed that the quasi-isometric phase was overlooked in previous study but is crucial in modern skiing. Data also showed similarities between GS and SG challenging the traditional partition of speed (DH/SG) versus technical (SL/GS) disciplines. All disciplines but DH showed an asymmetrical behavior of the legs, and DH showed lower hip maximum angles than GS and SL, suggesting the maintenance of a tuck position without trunk extension phases. The current data may be used to train the outside (open angles) and inside leg (closed angles) specificities incorporating specific contraction modes and exercises.

Funding statement

This study was not supported by any specific grant.

1 **On-field measurement of the ski cycle kinematic according to leg and discipline in elite**
2 **alpine skiers**

3

4 Marine Alhammoud^{1,2}, Clint Hansen³, Frederic Meyer⁴, Christophe Hautier², Baptiste Morel^{5,6}

5

6 Affiliations:

7 ¹ French Ski Federation, Annecy, France.

8 ² Inter-University Laboratory of Human Movement Biology (EA 7424), University Claude Bernard
9 Lyon 1, France.

10 ³ Department of Neurology, Christian-Albrechts-Universität zu Kiel Medizinische Fakultät, Kiel,
11 Germany.

12 ⁴ Institute of Sport Science, University of Lausanne, Lausanne, Switzerland

13 ⁵ Laboratory "Movement, Interactions, Performance" (EA 4334), Le Mans University, Le Mans,
14 France.

15 ⁶ Inter-University Laboratory of Human Movement Biology (EA 7424), Savoie Mont Blanc
16 University, Chambéry, France.

17

18 Number of tables: 2

19 Number of figures: 5

20 Article word count: 5168

21

22 **Running head:** Alpine skiing kinematic

23

24 **Corresponding author:** Marine Alhammoud, Université Lyon 1 - UFR STAPS, 27, 29 Boulevard

25 du 11 Novembre 1918, 69 622 Villeurbanne Cedex, France, France. Phone: +33 472 43 16 25,

26 Fax: +33 472 43 28 46. marine.alhammoud@gmail.com

27 **ABSTRACT (253 words)**

28 This study used a portable wireless technology to investigate the kinematic characteristics of the
29 four alpine skiing disciplines. Knee and hip angles were measured in 20 national team alpine
30 skiers during 253 ski runs under FIS regulation, including: 85 Slalom (SL), 123 Giant Slalom (GS),
31 29 Super Giant Slalom (SG) and 16 Downhill (DH). Data were analyzed by cycle and separated
32 into outside (OL, n=2087) and inside leg (IL, n=2015). The differences in knee angles between
33 discipline did not reach significance ($p=0.064$) but the hip maximum angles were lower in DH than
34 GS and SL ($p<0.033$), suggesting the maintenance of a tuck position without trunk extension
35 phases. The knee concentric velocity was higher in SL than other disciplines on the outside leg
36 only ($p<0.001$), whereas the knee eccentric velocity was higher in SL than other disciplines on
37 both legs ($p<0.001$). The proportion of the knee concentric phase was higher in SL than GS and
38 in GS than SG on both legs ($p<0.019$). Conversely, the relative proportion of the knee eccentric
39 and concentric phases were higher in SL and lower in DH with some leg specificities. In summary,
40 the quasi-isometric phase was overlooked in previous study but is crucial to consider; all
41 disciplines but DH showed an asymmetrical behavior of the legs; there are similarities between
42 GS and SG challenging the traditional partition of speed (DH/SG) versus technical (SL/GS)
43 disciplines. The current data may be used to train the outside (open angles) and inside leg (closed
44 angles) specificities incorporating specific contraction modes and exercises.

45

46 **Keywords:** winter sports, angular velocity, knee angle, knee injury prevention, isometric
47 contraction

48

49

50 INTRODUCTION

51

52 The muscular work of the skier was historically described at slow angular velocity during
53 knee flexion (eccentric work of the knee extensors) and extension phases (concentric work of the
54 knee extensors) (Berg et al., 1995). Eccentric contractions resist the compressive forces while
55 travelling down the slope and were previously reported as both longer and of higher intensity than
56 the concentric actions during turns (Berg et al., 1995). However, equipment design and movement
57 pattern have markedly changed during the last decades, especially with the introduction of
58 parabolic skis (carving) (Raschner et al., 2001). Thus, several studies have questioned this
59 eccentric predominance as a quasi-static isometric and concentric components have been
60 described during a pure carved ski turn without skidding (Minetti, 2016). For example, during
61 recreational carving ski in females, it was suggested that the *rectus femoris* had a nearly constant
62 length during the ski cycle whereas the *vastus lateralis* was lengthened during the first phase of
63 inside leg turn (eccentric work), then shortened during the edge change phase (concentric work)
64 and contracted isometrically on the subsequent outside leg phase (Kröll et al., 2010). The
65 evolution in the kinematic aspect of the ski turn with ski carving has been described in Giant
66 Slalom (GS) (Kröll et al., 2015a) but never in the speed disciplines.

67 Indeed, alpine skiing includes four disciplines, with most skiers specializing either in
68 technical [Slalom (SL) and GS] or speed disciplines [Super Giant (SG) and Downhill (DH)] (Gilgien
69 et al., 2018). Albeit reports on the speed disciplines were encouraged, the GS often serves as a
70 midpoint between SL and SG/DH (Turnbull et al., 2009) due to the technological limitations in
71 recording speed disciplines. Yet, the principles of “kinematic, kinetic, and neuromuscular
72 correspondence” and “coordinative affinity” (Kröll et al., 2015a) should be taken into consideration
73 for specific training, and exercises must be similar to the movement characterizing the discipline
74 (Müller et al., 2000). Ski-specific exercises for technical training include inline skating (Kröll et al.,

75 2005; Zeglinski et al., 1998), eccentric bike (Gross et al., 2010), or practice on ski ergometers
76 (Moon et al., 2015; Panizzolo et al., 2013; Stöggl et al., 2018). However, DH skiers likely require
77 more prolonged isometric maximum- and endurance-force training whereas Slalom racers may
78 require more explosiveness with higher rate of force development and dynamic style (Kröll et al.,
79 2015b).

80 Moreover, the isometric phase was overlooked in the old studies using a double partition
81 of concentric versus eccentric phases defined between minimal and maximal or maximal to
82 minimal knee joint angles respectively (Berg et al., 1995; Berg and Eiken, 1999). In addition,
83 previous studies concentrated on the outside leg phase of experimentally controlled ski cycles
84 (Berg et al., 1995; Berg and Eiken, 1999; Hintermeister et al., 1995). and few informations are
85 available on the inside leg,(Kröll et al., 2010, 2015b, 2015a) despite the recognized importance
86 of leg independence in alpine skiing (LeMaster, 2010).

87 In summary, given the distinct nature of the eccentric/concentric/isometric contraction
88 regimens (Higbie et al., 1996), and the absence of an objective comparison of the kinetic
89 requirements of each discipline, it appears necessary to study contraction modes and angle-
90 related parameters in the complete ski cycle in order to reproduce its characteristics during
91 dryland trainings. In this context, the knee angular behavior has been suggested as one of the
92 most important parameter for performance (Pozzo et al., 2010). Recent developments in
93 technology including wireless sensors and miniaturized datalogger have made possible to
94 continuously record angular behavior during complete ski runs. The aim of the current study was
95 therefore to investigate the importance of the isometric phase of the ski cycle according to leg
96 and discipline in elite alpine skiers. It was hypothesized that a marked isometric component would
97 be evidenced especially in the speed disciplines.

98

99 **MATERIALS AND METHODS**

100 **Participants**

101 20 French national team alpine skiers [9 females (23±2 years, 169±5 cm, 64.3±4.7 kg) and 11
102 males (24±5 years, 178±7 cm, 76.2±7.0 kg)] participated in this study. Skiers were in World Cup
103 (n=13) or Europa Cup (n=7), Technicians (n=15) or Speed Specialists (n=5), with an average FIS
104 points of 12±7 (the lower the better). The study was approved by the university board and
105 participants provided written informed consent. All procedures conformed to the standards of the
106 Declaration of Helsinki. Participants were provided with medical clearance to compete.

107 **General Procedure**

108 Hip and knee angles as well as center of mass acceleration were synchronously measured during
109 253 ski runs, including: 85 Slalom (SL), 123 Giant Slalom (GS), 29 Super Giant Slalom (SG) and
110 16 Downhill (DH), whilst participants followed their regular ski training program. A total of 49 skier-
111 sessions were obtained corresponding to the triplet “skier, day of testing and discipline”. All data
112 were collected during 2 consecutive winter seasons (2016-2017), in the ski resort of Cerro Castor
113 (Ushuaïa, Argentina). Athletes skied with their own equipment matching FIS regulations. Every
114 run also matched the FIS regulation (turn length and gate offset) and was timed.

115 **Measurements**

116 *Measurement of angles.* Electro goniometers (SG150, Biometrics, Newport, UK) were positioned
117 on the right knee and the right hip. The goniometers were individually calibrated on the
118 participants the day before the ski run using a video analysis (kinovea©, www.kinovea.org) based
119 on three positions (standing-up, seated, crouched) and their location was marked with an indelible
120 marker. Data were recorded at 148.15 Hz in a portable wireless data logger (TPM, Trigno
121 Personal Monitor, Delsys) using a wireless Trigno Goniometer Adapter (Delsys, Boston, USA).
122 Angles were extracted and low-pass filtered (second-order Butterworth; cut-off frequency : 1Hz)
123 and used to compute the angular velocity ($^{\circ} \cdot s^{-1}$).

124 *Cycle determination.* The TPM was located on the skier stomach under the racing suit and
125 recorded acceleration in three axis (x, y, z) at 148.15 Hz, from which the resultant acceleration
126 (AccR) was determined as: $AccR (g) = \sqrt{x^2 + y^2 + z^2}$. The AccR was low-pass filtered (second-
127 order Butterworth filter with a cut-off frequency of 1Hz) and the minima was used to automatically
128 detect the turn switch (Kröll et al., 2015b; Nakazato et al., 2011; Spörri et al., 2018). The data
129 were time-normalized to 100% of each cycle, with a cycle defined as a right turn (inside leg, IL)
130 plus a left turn (outside leg, OL). The first/last cycles and the figures (double or triple gates,
131 banana, jumps) were discarded from the analyses to account for the push-off phase and remove
132 the specific characteristics of the figures. Maximal acceleration was not reached after the first
133 gate but the knee angle curves were already in the variability range of the following cycles after
134 two turns (one cycle). There were a few occurrences of goniometer's signal issues (e.g. broken
135 after pole contact) and the corresponding data were systematically discarded. A total of 2087 OL
136 / 2015 IL were analyzed for the knee including 686/639 SL, 1113/1157 GS, 221/166 SG and 67/53
137 DH. A total of 1599 OL / 1581 IL were analyzed for the hip including 482/465 SL, 948/988 GS,
138 151/104 SG and 18/24 DH.

139 **Data Analysis**

140 The minimum, maximum angles and amplitude were computed on the whole cycle as well
141 as on the inside/outside leg for the right knee and hip. The min and max angles were used to
142 separate the flexion and extension phases (Berg et al., 1995; Nilsson and Haugen, 2004;
143 Panizzolo et al., 2013). As skiing consists in resisting gravity and compression, the movement of
144 flexion was assumed to occur in eccentric mode and the movement of extension in concentric
145 mode for the knee extensors. In order to distinguish the quasi-isometric phase in the ski cycle, a
146 threshold of $\pm 20^\circ \cdot s^{-1}$ was considered, as this slow speed was previously described in SG as quasi-
147 isometric (Berg and Eiken, 1999). The angular velocities below and above this window (range =
148 $40^\circ \cdot s^{-1}$) were defined as eccentric and concentric, respectively.

149 The absolute (in ms) and relative durations (in % of cycle duration) spent in eccentric
150 (flexion, angular velocity $<-20^{\circ} \cdot s^{-1}$), concentric (extension, angular velocity $>20^{\circ} \cdot s^{-1}$) or quasi-
151 isometric mode (angular velocity between -20 and $+20^{\circ} \cdot s^{-1}$) were analyzed. The maximal and
152 mean eccentric and concentric angular velocities were then computed. Two-dimensional density
153 plots were realized for IL, OL and cycle in each discipline. They were created using bivariate
154 histograms to examine at which angular position a given angular velocity mainly occurred. A linear
155 color scale intensity was used to show maximum occurrence normalized per turn phase within
156 each discipline.

157 **Statistics**

158 A mixed linear model was performed to assess the effect of discipline and leg on angle-related
159 parameters, with two fixed effects [discipline (DH, SG, GS and SL), leg (inside, outside)] and a
160 random effect on the skier-session. Another mixed linear model was performed on the whole ski
161 cycle with one fixed effect on the discipline and a random effect on the skier-session. All statistical
162 comparisons were coded in R (R Foundation for Statistical Computing, Vienna, Austria) using the
163 *lmerTest* package (Kuznetsova et al., 2017). Estimated marginal means and post hoc tests were
164 calculated with *emmeans* package. Data were log-transformed in case of non-normal distribution
165 (Manning and Mullahy, 2001). Data are expressed in mean \pm standard deviation. Significance
166 was set at $p < 0.05$ and trends are discussed when $p < 0.10$.

167

168 **RESULTS**

169 **Angles and Amplitude**

170 The knee max angle tended to depend on discipline ($p=0.064$) with a trend for lower value in DH
171 than GS ($p=0.058$, **Table 1**). The hip max angle depended on discipline ($p=0.007$) with lower

172 values in DH than GS and SL ($p < 0.033$), as well as a trend for lower values in SG than GS and
173 SL ($p < 0.097$). There was neither effect of discipline on min angle ($p > 0.112$) nor on amplitude
174 ($p > 0.244$) of the knee and hip.

175

176 **Mean Angular Velocity**

177 The mean knee angular velocity depended on discipline for both the concentric and eccentric
178 velocities beyond $\pm 20^\circ \cdot s^{-1}$ ($p < 0.001$), whereas the hip mean angular velocity depended on
179 discipline eccentrically ($p = 0.023$) but not concentrically ($p = 0.292$, **Table 1**). In addition, all mean
180 velocities showed an interaction between discipline and leg ($p < 0.001$).

181 Post-hoc analyses showed that the knee concentric velocity was higher in SL than other
182 disciplines on the outside leg ($p < 0.001$), but not the inside leg ($p > 0.638$, except a trend for SL vs
183 DH $p = 0.073$). The knee concentric velocity was faster in GS than DH on the inside leg ($p = 0.027$),
184 with only a trend on the outside leg ($p = 0.070$, **Fig. 1, Table 2**). The hip concentric velocity on the
185 outside leg was higher in SL than GS ($p = 0.020$) and tended to be higher in SL than DH ($p = 0.094$),
186 without differences on the inside leg ($p > 0.382$, **Fig. 1, Table 2**). In addition, the concentric angular
187 velocity was faster on the outside than inside leg for the knee in SL, and for the hip in SL and SG
188 ($p < 0.025$); but was faster on the inside than outside leg for the hip in GS ($p < 0.031$); without other
189 differences ($p > 0.231$, **Fig. 1**).

190 The knee eccentric velocity was higher in SL than other disciplines on both legs ($p < 0.001$, **Fig.**
191 **1**), and was also higher in GS than SG on the outside ($p = 0.018$) but not inside ($p = 0.218$) leg. The
192 hip eccentric velocity tended to be higher in SL than GS on the outside ($p = 0.084$) but not inside
193 ($p = 0.775$) leg. In addition, the eccentric angular velocity was faster on the outside than inside leg
194 for both the knee and hip in SL ($p < 0.001$); but were faster on the inside than outside leg for the
195 knee in GS, SG and DH, and for the hip in GS (all $p < 0.001$, except knee in DH $p = 0.051$, **Fig. 1**).

196 The above variables were also calculated without accounting for the quasi-isometric phase (i.e.
197 concentric and eccentric phases based on minimal and maximal knee angles according to Berg
198 et al. 1995) and are presented in **Table 3 and Table 4**.

199

200 **Absolute Duration of the Concentric, Eccentric and Isometric Phases**

201 The absolute duration of the concentric, quasi-isometric and eccentric phases depended on
202 discipline for all joints on the whole ski cycle, with duration decreasing from DH to SL ($p < 0.001$,
203 except hip eccentric $p = 0.216$, **Fig. 2, Table 1**). In addition, all the absolute durations showed an
204 interaction between leg and discipline ($p < 0.001$). Both legs followed a similar pattern with
205 numerous shorter absolute durations in SL than GS, in GS than SG and in SG than DH, but with
206 a few minor differences between legs (**Fig. 3, Table 2**). The concentric mode lasted longer on the
207 outside than inside leg for the knee and hip in SL; but lasted longer on the inside than outside leg
208 for the knee in GS and SG, and for the hip in GS ($p < 0.001$). The isometric mode lasted longer on
209 the outside than inside leg for both the knee and hip in GS and SG, but lasted longer on the inside
210 than outside leg for both the knee and hip in SL and DH ($p < 0.006$). The eccentric mode
211 consistently lasted longer on the inside than outside leg for the knee in GS and SG, and for the
212 hip in GS, SG and DH (**Fig. 3**, $p < 0.001$).

213

214 **Relative Duration of the Concentric, Eccentric and Isometric Phases**

215 The relative concentric, isometric and eccentric durations in percent of the turn depended on
216 discipline for both the knee and hip with longer isometric phases and shorter relative dynamic
217 phases in the speed disciplines (all $p < 0.003$, **Fig. 2, Table 1**). All the relative durations also
218 showed an interaction between leg and discipline ($p < 0.001$). The relative proportion of knee
219 concentric activity was higher in SL than GS and in GS than SG on both legs ($p < 0.019$), but was

220 equivalent in DH than SG (and thus lower to GS, $p=0.015$) on the inside leg and equivalent in DH
221 than GS and thus higher than SG ($p=0.035$) on the outside leg. The relative proportion of hip
222 concentric activity was higher in SL than other disciplines on the outside leg ($p<0.001$), but was
223 higher in GS than other disciplines on the inside leg ($p<0.021$, **Fig. 3, Table 2**). In addition, the
224 percentage of concentric time was higher on the inside than outside leg for the knee in SG and
225 GS, and for the hip in GS; but was higher on the outside than inside leg for the knee and hip in
226 SL ($p<0.017$, **Fig. 3**).

227 The relative proportion of knee isometric activity was lower in SL than other disciplines and lower
228 in GS than SG on the outside leg ($p<0.001$); and was lower in SL and GS than SG and DH on the
229 inside leg ($p<0.001$) with a trend for higher values in DH than SG ($p=0.059$). The relative
230 proportion of hip isometric activity was lower in SL than other disciplines on the outside leg
231 ($p<0.001$); but was lower in GS than DH and SG, plus lower in SL than DH ($p<0.040$) on the inside
232 leg (**Fig. 3, Table 2**). The percentage of isometric time was higher on the inside than outside leg
233 for the knee and hip in SL but was higher on the outside than inside leg for both the knee and hip
234 in GS and SG ($p<0.014$, **Fig. 3**).

235 The relative proportion of knee eccentric activity was higher in SL than other disciplines on the
236 outside leg ($p<0.002$); and lower in DH than other disciplines on the inside leg ($p<0.024$, **Fig. 3,**
237 **Table 2**). The relative proportion of hip eccentric activity was higher in SL than other disciplines
238 on the outside leg ($p<0.002$); without differences between disciplines on the inside leg ($p>0.164$,
239 **Fig. 3, Table 2**). The percentage of eccentric time was higher on the inside than outside leg for
240 the knee in GS and SG, and for the hip in GS, SG and DH; but was higher on the outside than
241 inside leg for the hip in SL ($p<0.028$, **Fig. 3**).

242 **2D density plots**

243 Two-dimensional density plots of knee angle position and velocity for IL, OL and CY in each
244 discipline are presented in **Figure 4**.

245

246 **DISCUSSION**

247

248 This study aimed to overcome the lack of knowledge of the knee and hip kinematics in
249 ecologically valid skiing conditions by measuring these parameters with a portable wireless
250 technology during the four Olympic alpine ski disciplines in elite athletes. The main results are
251 that i) The quasi-isometric contraction mode is crucial to consider although it was traditionally not
252 taken into account in previous alpine skiing kinematic analysis; ii) All disciplines but DH showed
253 an asymmetrical behavior of the legs according to their inside or outside status during the ski turn;
254 iii) Contrary to the traditional classification into technical (SL and GS) and speed disciplines (SG
255 and GH), the present results showed that GS and SG present similarities in their articular kinetic
256 pattern which is different to both SL and DH.

257

258 **Importance of the isometric phase**

259 We observed greater knee amplitude (64-132°) on the outside leg in GS compared with a
260 pioneer study (66-114°) (Berg et al., 1995) due to greater knee extension (+18° of knee
261 extension). This is likely due to a greater edgeset and body inclination in the turn with the modern
262 technic of carving with shaped skis. Knee joint's angles have been related to race performance in
263 SL with larger knee angles in the outside posture for the best skiers (Pozzo et al., 2010). Indeed,
264 it was suggested that having these knee angular extensions at the minimum radius can account
265 for a better modulation of the force demands derived from the external forces during the turn
266 (Pozzo et al., 2010). The inside leg showed more similarities with pioneer studies as the knee
267 angle diminished from 101° to a minimum of 65° (104° to 66° in Berg et al. (Berg et al., 1995)).

268 Knee angles over the ski cycle did not show statistically significant differences between
269 disciplines. Yet, hip maximum angles were lower in DH and SG suggesting the maintenance of a
270 tuck position without trunk extension phases. However, more than the extreme angular positions
271 which are rather similar between the disciplines, the angular velocities and/or duration of the
272 contraction modes may be more discriminant. Indeed, the ski cycle durations were increasingly
273 shorter from DH to SG, to GS and then to SL leading to faster muscle contractions for both the
274 eccentric and concentric modes (**Table 1, Table 3**). In order to compare the present data to the
275 results of Berg and Eiken (Berg and Eiken, 1999), we extracted angle data from the figures using
276 Web Plot Digitizer (Rohatgi, 2015) and we computed the angular velocities. These reconstructed
277 angular velocities values were in accordance with an increasing velocity from SG to SL observed
278 in the present study (mean concentric/eccentric knee angular velocities of $32/-28^{\circ} \cdot s^{-1}$, $46/-34^{\circ} \cdot s^{-1}$
279 and $56/-57^{\circ} \cdot s^{-1}$ in SG, GS and SL, respectively). However, a $\sim 10^{\circ} \cdot s^{-1}$ higher mean
280 eccentric/contraction velocity was observed for SG, GS and SL in the present study compared to
281 Berg et al. (Berg and Eiken, 1999) (**Table 3**). Considerable changes in ski racing during the past
282 decades (carving skis, skier velocity) probably account in this angular velocity increase.
283 Nevertheless, one should keep in mind that these velocities are rather slow compared to values
284 reported in running (Struzik et al., 2016) or team sports (Ball, 2008) where knee angular velocity
285 can reach $\sim 1000^{\circ} \cdot s^{-1}$ to $\sim 1500^{\circ} \cdot s^{-1}$ respectively (**Fig. 1**). The reconstructed (see above, Rohatgi,
286 2015) angular velocity curve from Kröll et al. (Kröll et al., 2015a, 2015b) suggest a mean angular
287 velocity across the whole ski cycle for concentric and eccentric modes close to the present data
288 [$47/-44^{\circ} \cdot s^{-1}$ (Kröll et al., 2015a) and $42/-47^{\circ} \cdot s^{-1}$ (Kröll et al., 2015b) versus $52/-44^{\circ} \cdot s^{-1}$ (**Table 3**)].
289 However, by averaging the angular velocity as traditionally done in ski studies, near isometric
290 contractions are not taken into consideration. This leads to i) ignore a key component of the speed
291 disciplines and ii) underestimate the mean velocity of the dynamic contractions. As such, we
292 proposed here to separate the angular velocities with a threshold of $\pm 20^{\circ} \cdot s^{-1}$ to identify a near
293 isometric phase (**Fig. 2**).

294 Such characterization allowed to show an isometric component nearly threefold higher in
295 DH than SL (~41% vs 15% of the normalized time cycle), and around twofold higher in SG and
296 GS than SL. Thus, SL has the lowest amount of time spent in isometric and a highly dynamic
297 style. The isometric component was also more marked for the hip as it represented ~ 80% in DH
298 and ~58% in SG. Removing the isometric phase showed that the velocities of the actual mean
299 concentric/eccentric phases are ~10 to 20°.s⁻¹ higher/lower than previously described (**Table 1**).
300 This also showed that the previously reported predominance of eccentric contractions of the
301 quadriceps at slow angular velocity in GS (Berg et al., 1995) is still valid on the inside leg, but not
302 true anymore on the outside leg for which the three contraction modes were seen in equal
303 proportion (**Table 2**). Of note, using only two contraction modes confirmed the previous report
304 (Berg et al., 1995) of an eccentric predominance on the outside leg (see **Table 4**).

305

306 **Inside and outside legs specificities among alpine skiing disciplines**

307 Racers have always known that the functionally best technique in skiing is based on using
308 their legs independently (LeMaster, 2010). The current data reinforce the need to analyze each
309 leg separately. Pozzo et al. (Pozzo et al., 2010) previously reported different average angular
310 velocities for the left (145±106°.s⁻¹) and right knees (-17±109°.s⁻¹) with also a great variability
311 between 8 World Cup Slalomers. In the current study, mean knee angular velocities for the knee
312 were higher on the outside than inside leg in SL both eccentrically and concentrically. However,
313 the reverse pattern was seen in GS and SG with higher mean angular eccentric velocities for the
314 knee on the inside than outside leg (**Table 2**). Thus, all disciplines but DH showed an
315 asymmetrical behavior of the legs according to their inside or outside status during the ski turn.

316 Mean hip angular velocities were higher on the outside than inside leg in SL both
317 eccentrically and concentrically. Here also, a reverse pattern was seen in GS with higher values
318 on the inside than outside leg. No asymmetry was seen in DH and SG, except concentrically in

319 SG where a higher mean angular velocity was seen on the outside than inside leg. Thus, the hip
320 displayed an asymmetrical pattern in the technical disciplines, almost no asymmetry in SG and a
321 marked symmetry in DH (**Fig. 1**).

322 In SG and GS, more relative time was spent in concentric and eccentric modes on the
323 inside leg than outside leg, meaning that in the open angles, less time was spent in concentric
324 and eccentric modes to the benefit of isometric mode (**Fig. 3**). The inside leg (closed knee angles)
325 showed a more dynamic style than the outside leg (open angles) which displayed a more marked
326 quasi-static component. Contrary to DH and SL, isometric mode was markedly prevalent in GS
327 and SG on the outside leg (GS 34% and SG 42%, **Fig. 3**). The opposite pattern was seen in SL
328 as isometric mode was more marked on the inside leg (closed knee angles) compared with the
329 outside leg, albeit occupying only 19% of relative time on the inside leg vs ~40% in eccentric and
330 concentric modes. The DH showed a balanced pattern without any difference with the leg, and a
331 predominance of isometric mode at the knee joint (41% of the whole cycle) over concentric and
332 eccentric modes (both ~30% of the cycle) and at the hip joint (80% isometric, 15% eccentric, 5%
333 concentric). It is unclear why the inside leg works more eccentrically than the outside leg in
334 DH/SG/GS and why SL displayed a reverse pattern. The movement execution velocity may be
335 important for the steering on the inside leg or vibrations on this partially unloaded leg may be an
336 argument. In SL, we could speculate that the outside leg must come back quicker than the inside
337 leg to start the new turn. Albeit the practical significance of the asymmetries of knee angular
338 behavior in ski training remains to be elucidated, the present data propose new viewpoints on the
339 outside and inside leg specificities. Both legs worked independently during the turn with a more
340 extended outside leg to resist to the pressure and an inside leg more bent which is required by
341 the inclination. During the subsequent transition phase, both legs reached the same position.
342 Thus, the outside knee is more extended during the turning phase than at the turn switch where
343 the skis are sliding flat without pressure.

344

345 **Questioning of the traditional technical/speed disciplines classification**

346 Interestingly, the traditional partition between technical and speed disciplines may be
347 questioned as GS and SG showed similarities in their angular velocity and relative time of
348 contraction mode parameters. This suggests that polyvalent skiers practicing GS and SG may
349 develop a common and even opposite pattern to Slalomers. Thus, a new group pooling SG and
350 GS emerged from the present analysis. DH showed symmetrical technical features (mean angular
351 velocities, time spent in isometric/eccentric/concentric modes) whereas SG/GS were clearly
352 asymmetrical. SL was also asymmetrical with the inverse pattern than SG/GS group. We could
353 speculate that the “polyvalent” skiers practicing GS and SG may present some similarities in their
354 muscular properties. These results challenged the traditional partition of the speed (DH/SG) and
355 technical (SL/GS) disciplines, giving a rationale for the polyvalent group including GS and SG that
356 was previously created at the French Ski Federation. Whether the inside and outside leg
357 specificities are related to the performance of the athletes remains to be elucidated as well as the
358 facility to jump from a profile to another.

359

360 **Interest of 2D density plots visualization and synthetic overview**

361 The 2D density plots (**Fig. 4**) are proposed as an original qualitative method for data
362 visualization to illustrate the statistical results discussed above that may be used by physicians
363 and coaches. For example, we could see that SL displayed a large, quite-homogeneously
364 distributed circle of angular velocities which indicated a predominance of slow concentric and
365 isometric speeds on the inside leg but a more dynamic distribution on the outside leg with
366 prevalent concentric and eccentric speeds (at $\pm 150^\circ \cdot s^{-1}$). SL seems to be the most complete
367 discipline because of the broader range of angular velocities and knee angles in use whereas on
368 the opposite side DH required extremely low speed / isometric mode on both legs. Besides, as
369 discussed above, SG and GS showed similarities. In GS, the time spent in isometric mode on the

370 outside leg ($\sim 130^\circ$) was highly prevalent. The shrunken circle indicated lower maximal angular
371 velocities at $\sim \pm 100^\circ \cdot s^{-1}$ compared with SL. In SG, the bright circle was markedly shrunk but still
372 discernible and two prevalent zones corresponding to the isometric mode both on outside ($\sim 120^\circ$)
373 and inside legs ($\sim 60^\circ$). There is an inherent variability in alpine skiing in the knee angular position
374 (Pozzo et al., 2010), higher than variability seen in cycling or running for joint angles, cycle-to-
375 cycle duration and stride time (Connick and Li, 2015; Padulo et al., 2012). The 2D plot
376 representation may be generalized to other sports to summarize various characteristic patterns
377 and their variability.

378

379 **Methodological Considerations**

380 The macroscopic “isometric”, “concentric” and “eccentric” modes seen at the knee and hip
381 articulations levels may not be representative of the contractile aspects at the muscle level (real
382 fascicule length and shortening velocity) as it was not possible to perform ultrafast echo of the
383 thigh muscles during the ski runs (Fukunaga et al., 1997; Hauraix et al., 2013). Nevertheless, we
384 believe that this approach may be useful in the kinematic description and understanding of the
385 ski cycle.

386 Previous studies have often zoomed on a restrained number of gates and runs, limiting
387 the generalizability of their results to alpine ski racing. We however selected a large number of
388 run and cycles across trials and course designs to provide a true representation of the knee and
389 hip joint kinematic and their variability in skiers. Importantly, the study used miniaturized wireless
390 sensors to avoid any disturbance from real ski training (e.g., no backpack) and be representative
391 of elite alpine ski racing.

392 Lastly, it should also be acknowledged that some differences are statistically significant
393 due to the very large amount of data but may not be functionally relevant due to their relatively

394 small magnitude ($\sim 3\text{-}5^\circ \cdot \text{s}^{-1}$) with large SD. Consequently, the present results should be interpreted
395 bearing in mind these considerations.

396

397 **Perspectives**

398 The principle of “kinematic, kinetic, and neuromuscular correspondence” states that
399 specific training regimes and their exercises must be related to those parameters of movement
400 that characterize the structure of the competition technique (Müller et al., 2000) In this context,
401 the present study provides representative knee and hip kinematic specificities of current alpine
402 skiing Olympic disciplines. A synthetic overview is provided above to help strength and
403 conditioning coaches to adapt their training to the particular features of each discipline (**Fig. 5**).
404 Especially, the isometric mode, evidenced as a key component of alpine skiing, is known to
405 generate training adaptations (Lum and Barbosa, 2019) that are joint angle-specific, especially
406 through central (i.e., neural) pathways (Noorkõiv et al., 2014). Thus, it seems important to
407 consider relative and absolute time as well as the specific angles at which occurs the isometric
408 mode for each discipline during conditioning training.

409 Moreover, eccentric activity of quadriceps muscle represents 29 to 41% throughout a
410 turning cycle, which is considered to be a unique feature of alpine skiing (Berg et al., 1995). Since
411 eccentric muscle contractions require different activation strategies and programming processes
412 by the central nervous system (Fang et al., 2004), regular application of eccentric exercise training
413 is also warranted for alpine skiers. Of note, in alpine skiers, an eccentric cycling training increased
414 isometric torque only at greater quadriceps length probably due to sarcomerogenesis (Gross et
415 al., 2010), As discipline-specific muscle adaptations depending on joint angle and contraction
416 modes have been suggested in alpine skiers (Alhammoud et al., 2019; Lešnik et al., 2012), the
417 present results may be used to adapt the training contents accordingly.

418 Another important point is that the *rectus femoris* and the long head of the *biceps femoris*
419 are bi-articular muscles crossing both the knee and hip joints. Hence, to train these muscles at
420 the same lengths than during skiing, both knee and hip angles should be adapted to the ecological
421 situation. One should keep in mind that, while skiing, the *rectus femoris* is assumed to contract
422 mainly in isometric mode (Kröll et al., 2010), the knee extension being counterbalanced by the
423 hip extension. Finally, the present data are also interesting for testing procedures. For instance,
424 isokinetic testing which is widely used for training and medical purposes, may be adapted to the
425 joint position and angular velocities seen in each alpine skiing discipline.

426

427 **Conclusion**

428 This study examined the impact of skiing discipline and leg (outside/inside) on knee and
429 hip angle-related parameters during real ecological on-hill training. The continuous recording
430 performed in this unique project in elite alpine skiers allowed to characterize the presence of
431 concentric, isometric and eccentric actions. In addition, the proportion of those phases depended
432 on the discipline and differed between the inside and outside legs. The isometric component is a
433 major aspect of alpine ski racing, representing ~41% to 15% of the normalized time cycle from
434 DH to SL for the knee joint. Isometric mode was predominant on the outside leg in GS and SG
435 but was predominant on the inside leg in SL. These considerations may be used to train the
436 outside (open angles) and inside leg (closed angles) specificities incorporating specific
437 contraction modes and exercises. Moreover, the “polyvalent” skiers practicing GS and SG may
438 present some similarities in their muscular properties, challenging the traditional partition of the
439 speed (DH/SG) and technical (SL/GS) disciplines.

440

441 **Data availability**

442 The raw data supporting the conclusions of this manuscript will be made available by the authors,
443 upon reasonable request, to any qualified researcher.

444 **Author contributions**

445 MA, CAH and BM designed the study. MA collected the data. MA, CH, FM, CAH and BM
446 analyzed the data and drafted the manuscript. All authors revised and approved the manuscript.

447 **Acknowledgements**

448 The authors thank the Skiers for their participation and the Head coaches.

449 **Funding**

450 This study was not supported by any specific grant.

In review

451 **REFERENCES**

- 452 Alhammoud, M., Morel, B., Hansen, C., Wilson, M., Mecca, R., Nael, E., et al. (2019). Discipline
453 and Sex Differences in Angle-specific Isokinetic Analysis in Elite Skiers. *Int. J. Sports*
454 *Med.* 40, 317-330. doi:10.1055/a-0850-0016.
- 455 Ball, K. (2008). Biomechanical considerations of distance kicking in Australian Rules football.
456 *Sports Biomech.* 7, 10–23. doi:10.1080/14763140701683015.
- 457 Berg, H. E., and Eiken, O. (1999). Muscle control in elite alpine skiing. *Med. Sci. Sports Exerc.*
458 31, 1065–1067.
- 459 Berg, H. E., Eiken, O., and Tesch, P. A. (1995). Involvement of eccentric muscle actions in giant
460 slalom racing. *Med. Sci. Sports Exerc.* 27, 1666–1670.
- 461 Connick, M. J., and Li, F.-X. (2015). Prolonged cycling alters stride time variability and
462 kinematics of a post-cycle transition run in triathletes. *J. Electromyogr. Kinesiol. Off. J.*
463 *Int. Soc. Electrophysiol. Kinesiol.* 25, 34–39. doi:10.1016/j.jelekin.2014.08.009.
- 464 Fang, Y., Siemionow, V., Sahgal, V., Xiong, F., and Yue, G. H. (2004). Distinct brain activation
465 patterns for human maximal voluntary eccentric and concentric muscle actions. *Brain*
466 *Res.* 1023, 200–212. doi:10.1016/j.brainres.2004.07.035.
- 467 Fukunaga, T., Ichinose, Y., Ito, M., Kawakami, Y., and Fukashiro, S. (1997). Determination of
468 fascicle length and pennation in a contracting human muscle in vivo. *J. Appl. Physiol.*
469 *Bethesda Md* 1985 82, 354–358. doi:10.1152/jappl.1997.82.1.354.
- 470 Gilgien, M., Reid, R., Raschner, C., Supej, M., and Holmberg, H.-C. (2018). The Training of
471 Olympic Alpine Ski Racers. *Front. Physiol.* 9, 1772. doi:10.3389/fphys.2018.01772.
- 472 Gross, M., Lüthy, F., Kroell, J., Müller, E., Hoppeler, H., and Vogt, M. (2010). Effects of
473 eccentric cycle ergometry in alpine skiers. *Int. J. Sports Med.* 31, 572–576.
474 doi:10.1055/s-0030-1254082.
- 475 Hauraix, H., Nordez, A., and Dorel, S. (2013). Shortening behavior of the different components
476 of muscle-tendon unit during isokinetic plantar flexions. *J. Appl. Physiol. Bethesda Md*
477 *1985* 115, 1015–1024. doi:10.1152/jappphysiol.00247.2013.
- 478 Higbie, E. J., Cureton, K. J., Warren, G. L., and Prior, B. M. (1996). Effects of concentric and
479 eccentric training on muscle strength, cross-sectional area, and neural activation. *J.*
480 *Appl. Physiol. Bethesda Md* 1985 81, 2173–2181. doi:10.1152/jappl.1996.81.5.2173.
- 481 Hintermeister, R. A., O'Connor, D. D., Dillman, C. J., Suplizio, C. L., Lange, G. W., and
482 Steadman, J. R. (1995). Muscle activity in slalom and giant slalom skiing. *Med. Sci.*
483 *Sports Exerc.* 27, 315–322.
- 484 Kröll, J., Schiefermüller, C., Birklbauer, J., and Müller, E. (2005). "Inline-skating as a dry land
485 modality for slalom racers-electromyographic and dynamic similarities and differences,"
486 in *Science and skiing III*, eds E. Mueller, S. Lindinger, T. Stoegg (Maidenhead, UK:
487 Meyer & Meyer Sport), 76–87.

- 488 Kröll, J., Spörri, J., Fasel, B., Müller, E., and Schwameder, H. (2015a). "Type of muscle control
489 in elite alpine skiing – Is it still the same than in 1995?," in *Science and Skiing VI*, eds E.
490 Müller, J. Kröll, S. Lindinger, J. Pfusterschmied, T. Stöggl (Aachen: Meyer & Meyer
491 Sport), 56–64.
- 492 Kröll, J., Spörri, Jörg, Kandler, C., Fasel, B., Müller, E., and Schwameder, H. (2015b). "Kinetic
493 and kinematic comparison of alpine ski racing disciplines as a base for specific
494 conditioning regimes," in *ISBS-Conference Proceedings Archive*, eds F. Colloud, M.
495 Domalain and T. Monnet (Poitiers, France), Vol. 33.
- 496 Kröll, J., Wakeling, J. M., Seifert, J. G., and Müller, E. (2010). Quadriceps Muscle Function
497 during Recreational Alpine Skiing. *Med. Sci. Sports Exerc.* 42, 1545–1556.
498 doi:10.1249/MSS.0b013e3181d299cf.
- 499 Kuznetsova, A., Brockhoff, P. B., and Christensen, R. H. B. (2017). lmerTest Package: Tests in
500 Linear Mixed Effects Models. *J. Stat. Softw.* 82. doi:10.18637/jss.v082.i13.
- 501 LeMaster, R. (2010). *Ultimate Skiing*. Champaign, IL: Human Kinetics.
- 502 Lešnik, B., Šimunip, B., Žvan, M., and Pišot, R. (2012). "Adaptation of vastii muscles in top
503 skiers from different alpine skiing disciplines," in *Science and Skiing V*, eds E. Müller, S.
504 Lindinger, T. Stöggl (Maidenhead, UK: Meyer & Meyer Sport), 251–262.
- 505 Lum, D., and Barbosa, T. M. (2019). Brief Review: Effects of Isometric Strength Training on
506 Strength and Dynamic Performance. *Int. J. Sports Med.* 40, 363–375. doi:10.1055/a-
507 0863-4539.
- 508 Manning, W. G., and Mullahy, J. (2001). Estimating log models: to transform or not to
509 transform? *J. Health Econ.* 20, 461–494.
- 510 Minetti, A. (2016). "Concentric, isometric and eccentric contractions: which dominates alpine
511 skiing?," in *Science and Skiing VII*, eds E. Müller, J. Kröll, S. Lindinger, J.
512 Pfusterschmied, J. Spörri, T. Stöggl (Maidenhead, UK: Meyer & Meyer Sport), 23–29.
- 513 Moon, J., Koo, D., Kim, K., Shin, I., Kim, H., and Kim, J. (2015). Effect of ski simulator training
514 on kinematic and muscle activation of the lower extremities. *J. Phys. Ther. Sci.* 27,
515 2629–2632. doi:10.1589/jpts.27.2629.
- 516 Müller, E., Benko, U., Raschner, C., and Schwameder, H. (2000). Specific fitness training and
517 testing in competitive sports. *Med. Sci. Sports Exerc.* 32, 216–220.
- 518 Nakazato, K., Scheiber, P., and Müller, E. (2011). A comparison of ground reaction forces
519 determined by portable force-plate and pressure-insole systems in alpine skiing. *J.*
520 *Sports Sci. Med.* 10, 754–762.
- 521 Nilsson, J., and Haugen, P. (2004). Knee angular displacement and extensor muscle activity in
522 telemark skiing and in ski-specific strength exercises. *J. Sports Sci.* 22, 357–364.
523 doi:10.1080/02640410310001641557.

- 524 Noorköiv, M., Nosaka, K., and Blazevich, A. J. (2014). Neuromuscular adaptations associated
525 with knee joint angle-specific force change. *Med. Sci. Sports Exerc.* 46, 1525–1537.
526 doi:10.1249/MSS.0000000000000269.
- 527 Padulo, J., Di Capua, R., and Viggiano, D. (2012). Pedaling time variability is increased in
528 dropped riding position. *Eur. J. Appl. Physiol.* 112, 3161–3165. doi:10.1007/s00421-011-
529 2282-8.
- 530 Panizzolo, F. A., Marcolin, G., and Petrone, N. (2013). Comparative evaluation of two skiing
531 simulators as functional training devices for recreational skiers. *J. Sports Sci. Med.* 12,
532 151–158.
- 533 Pozzo, R., Canclini, A., Baroni, G., Benedetti, D., and D’Ottavio, S. (2010). “3-D kinematic and
534 kinetics analysis of slalom in elite skiers at the Bormio World Cup ski finals in 2008,” in
535 *Science and Skiing V*, eds. E. Müller, S. Lindinger, T. Stöggl (Maidenhead, UK: Meyer &
536 Meyer Sport), 355–363.
- 537 Raschner, C., Schiefermüller, C., Zallinger, G., Hofer, E., and Brunner, F. (2001). “Carving turns
538 versus traditional parallel turns—a comparative biomechanical analysis,” in *Science and*
539 *Skiing II*, eds E. Müller, H. Schwameder, C. Raschner, S. Lindinger, E. Kornexl
540 (Hamburg: Verlag Dr. Kovac), 203–217.
- 541 Rohatgi, A. Data from: WebPlotDigitalizer: HTML5 based online tool to extract numerical data
542 from plot images. (2015) <https://automeris.io/WebPlotDigitizer>
543
- 544 Spörri, J., Kröll, J., Fasel, B., Aminian, K., and Müller, E. (2018). Standing Height as a
545 Prevention Measure for Overuse Injuries of the Back in Alpine Ski Racing: A Kinematic
546 and Kinetic Study of Giant Slalom. *Orthop. J. Sports Med.* 6, 2325967117747843.
547 doi:10.1177/2325967117747843.
- 548 Stöggl, T., Kröll, J., Helmberger, R., Cudrigh, M., and Müller, E. (2018). Acute Effects of an
549 Ergometer-Based Dryland Alpine Skiing Specific High Intensity Interval Training. *Front.*
550 *Physiol.* 9, 1485. doi:10.3389/fphys.2018.01485.
- 551 Struzik, A., Konieczny, G., Stawarz, M., Grzesik, K., Winiarski, S., and Rokita, A. (2016).
552 Relationship between Lower Limb Angular Kinematic Variables and the Effectiveness of
553 Sprinting during the Acceleration Phase. *Appl. Bionics Biomech.*
554 doi:10.1155/2016/7480709.
- 555 Turnbull, J. R., Kilding, A. E., and Keogh, J. W. L. (2009). Physiology of alpine skiing. *Scand. J.*
556 *Med. Sci. Sports* 19, 146–155. doi:10.1111/j.1600-0838.2009.00901.x.
- 557 Zeglinski, C. M., Swanson, S. C., Self, B. P., and Greenwald, R. M. (1998). Muscle activity in
558 the slalom turn of alpine skiing and in-line skating. *Int. J. Sports Med.* 19, 447–454.
559 doi:10.1055/s-2007-971943.

560

562 **Table 1:** Angles related parameters according to Discipline

			DH	SG	GS	SL
Turn duration (ms)			4822 ± 939 ^d	3957 ± 534 ^c	2953 ± 335 ^b	1836 ± 213 ^a
Angle (°)	Knee	Min	59 ± 8 ^a	60 ± 8 ^a	64 ± 9 ^a	66 ± 11 ^a
		Max	127 ± 20 ^a	128 ± 7 ^a	132 ± 8 ^a	130 ± 10 ^a
		Amplitude	68 ± 23 ^a	68 ± 12 ^a	68 ± 12 ^a	64 ± 14 ^a
	Hip	Min	64 ± 2 ^a	70 ± 7 ^a	90 ± 18 ^a	92 ± 20 ^a
		Max	81 ± 3 ^a	106 ± 8 ^{ab}	128 ± 17 ^b	127 ± 15 ^b
		Amplitude	17 ± 2 ^a	36 ± 8 ^a	38 ± 12 ^a	34 ± 13 ^a
Mean Angular Velocity (threshold ±20°.s⁻¹)	Knee	Concentric	52 ± 17 ^a	59 ± 12 ^{ab}	66 ± 14 ^b	79 ± 18 ^c
		Eccentric	51 ± 15 ^a	51 ± 11 ^a	57 ± 11 ^a	81 ± 14 ^b
	Hip	Concentric	22 ± 1 ^a	39 ± 8 ^a	43 ± 13 ^a	55 ± 19 ^a
		Eccentric	28 ± 3 ^a	33 ± 5 ^a	38 ± 10 ^a	40 ± 11 ^a
Absolute duration phase (ms)	Knee	Concentric	1386 ± 414 ^d	1168 ± 229 ^c	1019 ± 195 ^b	805 ± 123 ^a
		Isometric	2024 ± 991 ^d	1423 ± 524 ^c	811 ± 338 ^b	277 ± 134 ^a
		Eccentric	1355 ± 450 ^c	1384 ± 317 ^c	1128 ± 266 ^b	752 ± 156 ^a
	Hip	Concentric	237 ± 240 ^a	810 ± 172 ^b	766 ± 233 ^b	574 ± 124 ^a
		Isometric	4245 ± 524 ^d	2345 ± 533 ^c	1369 ± 514 ^b	589 ± 297 ^a
		Eccentric	810 ± 367 ^a	893 ± 317 ^a	816 ± 321 ^a	712 ± 261 ^a
Relative duration phase (% cycle)	Knee	Concentric	30 ± 9 ^a	30 ± 7 ^a	35 ± 7 ^b	44 ± 6 ^c
		Isometric	41 ± 14 ^c	35 ± 10 ^c	27 ± 10 ^b	15 ± 7 ^a
		Eccentric	29 ± 9 ^a	35 ± 7 ^{ab}	38 ± 8 ^{bc}	41 ± 7 ^c
	Hip	Concentric	4 ± 4 ^a	20 ± 5 ^b	26 ± 8 ^{bc}	31 ± 6 ^c
		Isometric	80 ± 10 ^c	58 ± 10 ^{bc}	46 ± 16 ^b	32 ± 16 ^a
		Eccentric	15 ± 7 ^{ab}	22 ± 8 ^a	28 ± 11 ^a	38 ± 13 ^b

563 SL: Slalom, GS: Giant Slalom, SG: Super Giant, DH: Downhill. a<b<c<d effect of discipline, p<0.05.

Note: the total durations may differ between knee and hip, or between cycle and inside + outside leg due to the different number of observations for each parameter.

Table 2: Angles related parameters according to Leg and Discipline (from 1977 cycles per signal)

	Joint	Inside Leg				Outside Leg			
		DH	SG	GS	SL	DH	SG	GS	SL
Turn duration (ms)		2752 ± 681 ^{*d}	2012 ± 389 ^c	1479 ± 260 ^{*b}	916.5 ± 151 ^a	2300 ± 519 ^d	1985 ± 368 ^c	1449 ± 216 ^b	896 ± 133 ^a
Angle (°)	Knee	Min	58 ± 9 ^a	60 ± 8 ^a	64 ± 9 ^a	67 ± 12 ^a	85 ± 18 ^{*a}	96 ± 9 ^{*b}	88 ± 11 ^{*a}
		Max	108 ± 15 ^b	106 ± 9 ^b	106 ± 9 ^b	98 ± 11 ^a	128 ± 17 ^{*a}	132 ± 9 ^{*a}	129 ± 11 ^{*a}
		Amplitude	50 ± 19 ^{*b}	46 ± 11 ^{*b}	42 ± 11 ^{*b}	32 ± 10 ^a	43 ± 17 ^{bc}	36 ± 11 ^a	41 ± 12 ^{*c}
Hip		Min	66 ± 3 ^a	70 ± 6 ^a	90 ± 18 ^a	93 ± 21 ^a	72 ± 9 ^{*a}	108 ± 17 ^{*a}	105 ± 17 ^{*a}
		Max	87 ± 5 ^a	95 ± 10 ^a	116 ± 17 ^a	112 ± 17 ^a	89 ± 6 ^a	128 ± 18 ^{*a}	126 ± 15 ^{*a}
		Amplitude	20 ± 5 ^{ab}	24 ± 8 ^{*ab}	26 ± 10 ^{*b}	19 ± 10 ^a	17 ± 8 ^a	20 ± 9 ^a	21.5 ± 8 ^{*a}
Mean Angular Velocity	Knee	Concentric	50 ± 19 ^a	59 ± 16 ^{ab}	65 ± 16 ^b	63 ± 19 ^{ab}	52 ± 20 ^a	65 ± 19 ^a	86 ± 22 ^{*b}
		Eccentric	52 ± 18 ^{(*)a}	52 ± 15 ^{*a}	58 ± 15 ^{*a}	72 ± 15 ^b	46 ± 17 ^{ab}	54 ± 16 ^b	89 ± 21 ^{*c}
Hip		Concentric	28 ± 5 ^a	36 ± 11 ^a	43 ± 14 ^{*a}	48 ± 21 ^a	26 ± 4 ^{ab}	40 ± 9 ^{*ab}	55 ± 19 ^{*b}
		Eccentric	27 ± 4 ^a	33 ± 8 ^a	39 ± 12 ^{*a}	38 ± 14 ^a	26 ± 4 ^a	31 ± 7 ^a	42 ± 14 ^{*a}
		Concentric	793 ± 342 ^{*d}	633 ± 239 ^{*c}	553 ± 147 ^{*b}	375 ± 123 ^a	748 ± 368 ^c	526 ± 195 ^b	458 ± 148 ^a
Duration (ms)	Knee	Isometric	1042 ± 646 ^d	588 ± 380 ^c	298 ± 219 ^b	175 ± 111 ^{*a}	919 ± 534 ^c	858 ± 354 ^{*c}	506 ± 263 ^{*b}
		Eccentric	791 ± 416 ^c	776 ± 213 ^{*c}	625 ± 173 ^{*b}	372 ± 126 ^a	726 ± 309 ^c	646 ± 272 ^c	494 ± 206 ^b
		Concentric	338 ± 293 ^{ab}	402 ± 191 ^b	459 ± 191 ^{*b}	248 ± 119 ^a	349 ± 299 ^{ab}	414 ± 200 ^b	301 ± 181 ^a
Phase (% cycle)	Hip	Isometric	2407 ± 584 ^{*d}	1113 ± 446 ^c	552 ± 364 ^b	355 ± 218 ^{*a}	2078 ± 423 ^d	1254 ± 392 ^{*c}	803 ± 319 ^{*b}
		Eccentric	485 ± 309 ^{*ab}	500 ± 229 ^{*b}	468 ± 218 ^{*b}	333 ± 197 ^a	169 ± 199 ^a	414 ± 246 ^a	339 ± 214 ^a
		Concentric	32 ± 15 ^a	32 ± 11 ^{*a}	37 ± 9 ^{*b}	41 ± 13 ^c	31 ± 14 ^b	26 ± 9 ^a	32 ± 11 ^b
Relative Duration	Knee	Isometric	38 ± 21 ^b	28 ± 15 ^b	20 ± 13 ^a	19 ± 11 ^{*a}	38 ± 18 ^{bc}	42 ± 15 ^{*c}	34 ± 16 ^{*b}
		Eccentric	30 ± 14 ^a	40 ± 11 ^{*b}	43 ± 11 ^{*b}	40 ± 12 ^b	31 ± 14 ^a	32 ± 13 ^a	34 ± 14 ^a
		Concentric	10 ± 8 ^a	20 ± 11 ^{ab}	31 ± 12 ^{*c}	26 ± 12 ^b	12 ± 9 ^a	20 ± 9 ^a	21 ± 12 ^a
Relative Duration	Hip	Isometric	74 ± 12 ^c	54 ± 16 ^{bc}	37 ± 22 ^a	39 ± 24 ^{*ab}	81 ± 13 ^b	60 ± 15 ^{*b}	55 ± 20 ^{*b}
		Eccentric	16 ± 10 ^{*a}	25 ± 12 ^{*a}	32 ± 15 ^{*a}	35 ± 20 ^a	6 ± 7 ^a	20 ± 12 ^a	24 ± 15 ^a
		Concentric	32 ± 15 ^a	32 ± 11 ^{*a}	37 ± 9 ^{*b}	41 ± 13 ^c	31 ± 14 ^b	26 ± 9 ^a	32 ± 11 ^b

SL: Slalom, GS: Giant Slalom, SG: Super Giant, DH: Downhill. a<b<c<d effect of discipline, p<0.05. * Inside Leg different from Outside Leg.

Note: the total durations may differ between knee and hip, or between cycle and inside + outside leg due to the different number of observations for each parameter.

Table 3: Angles related parameters according to Discipline with Berg et al. (1995) cycle partition in concentric / eccentric phases

			DH	SG	GS	SL
Mean Angular Velocity ($^{\circ} \cdot s^{-1}$)	Knee	Concentric	32 ± 18 ^a	43 ± 16 ^{ab}	52 ± 15 ^b	69 ± 17 ^c
		Eccentric	31 ± 14 ^a	36 ± 14 ^a	44 ± 12 ^b	71 ± 15 ^c
	Hip	Concentric	10 ± 5 ^a	22 ± 9 ^a	30 ± 13 ^a	45 ± 19 ^b
		Eccentric	9 ± 4 ^{ab}	17 ± 7 ^a	25 ± 10 ^{ab}	31 ± 12 ^b
Absolute duration phase (ms)	Knee	Concentric	2451 ± 855 ^d	1770 ± 584 ^c	1391 ± 337 ^b	946 ± 150 ^a
		Eccentric	2315 ± 854 ^c	2204 ± 690 ^c	1568 ± 360 ^b	887 ± 178 ^a
	Hip	Concentric	1940 ± 890 ^{bc}	1819 ± 615 ^c	1376 ± 421 ^b	774 ± 154 ^a
		Eccentric	3352 ± 844 ^d	2229 ± 660 ^c	1575 ± 400 ^b	1100 ± 186 ^a
Relative duration phase (% cycle)	Knee	Concentric	52 ± 15 ^{ab}	45 ± 14 ^a	47 ± 10 ^a	52 ± 7 ^b
		Eccentric	48 ± 15 ^{ab}	55 ± 14 ^b	53 ± 10 ^b	48 ± 7 ^a
	Hip	Concentric	37 ± 17 ^a	45 ± 15 ^a	46 ± 13 ^a	41 ± 7 ^a
		Eccentric	63 ± 17 ^a	55 ± 15 ^a	54 ± 13 ^a	59 ± 7 ^a

SL: Slalom, GS: Giant Slalom, SG: Super Giant, DH: Downhill. a<b<c<d effect of discipline, p<0.05.

Note: the total durations may differ between knee and hip, or between cycle and inside + outside leg due to the different number of observations for each parameter.

Table 4: Angles related parameters according to Leg and Discipline with Berg et al. (1995) cycle partition in eccentric / concentric phases

		Inside Leg				Outside Leg				
		DH	SG	GS	SL	DH	SG	GS	SL	
Max Angular Velocity (°·s ⁻¹)	Knee	Concentric	80 ± 40 ^a	94 ± 25 ^a	98 ± 26 ^a	98 ± 30 ^a	85 ± 37 ^a	96 ± 25 ^a	97 ± 30 ^a	116 ± 32 ^{*b}
	Hip	Eccentric	75 ± 33 ^a	74 ± 23 ^{*a}	82 ± 22 ^{*a}	117 ± 27 ^b	69 ± 32 ^a	69 ± 22 ^a	79 ± 25 ^a	124 ± 30 ^{*b}
		Concentric	32 ± 12 ^a	50 ± 18 ^a	58 ± 24 ^{*a}	66 ± 33 ^a	28 ± 9 ^a	55 ± 17 ^{(*)a}	54 ± 24 ^a	72 ± 31 ^{*a}
		Eccentric	29 ± 9 ^a	42 ± 14 ^{(*)a}	49 ± 21 ^{*a}	47 ± 23 ^a	21 ± 9 ^a	37 ± 14 ^a	40 ± 18 ^a	50 ± 21 ^{*a}
Mean Angular Velocity (°·s ⁻¹)	Knee	Concentric	36 ± 18 ^a	45 ± 16 ^{*ab}	55 ± 17 ^{*c}	54 ± 19 ^{bc}	39 ± 19 ^{ab}	36 ± 11 ^a	48 ± 19 ^b	79 ± 22 ^{*c}
	Hip	Eccentric	37 ± 16 ^a	42 ± 15 ^{*a}	49 ± 16 ^{*b}	61 ± 16 ^c	33 ± 16 ^{ab}	32 ± 12 ^a	40 ± 16 ^b	80 ± 22 ^{*c}
		Concentric	13 ± 4 ^a	21 ± 8 ^a	33 ± 15 ^a	37 ± 22 ^a	14 ± 4 ^a	22 ± 7 ^a	25 ± 13 ^a	45 ± 19 ^b
		Eccentric	14 ± 5 ^a	22 ± 8 ^{*a}	30 ± 14 ^{*a}	28 ± 15 ^a	11 ± 4 ^a	18 ± 7 ^a	21 ± 10 ^a	33 ± 15 ^{*b}
Absolute Duration (ms)	Knee	Concentric	1321 ± 399 ^{*d}	905 ± 284 ^c	697 ± 178 ^b	465 ± 125 ^a	1183 ± 453 ^d	943 ± 277 ^{*c}	700 ± 224 ^b	476 ± 92 ^a
	Hip	Eccentric	1304 ± 493 ^{(*)d}	1093 ± 288 ^c	779 ± 182 ^{*b}	457 ± 140 ^{*a}	1210 ± 381 ^d	1087 ± 320 ^c	758 ± 250 ^b	416 ± 93 ^a
		Concentric	1539 ± 485 ^{*d}	939 ± 278 ^c	724 ± 202 ^{*b}	378 ± 133 ^a	1341 ± 302 ^d	1015 ± 278 ^{*c}	676 ± 265 ^b	413 ± 118 ^{*a}
		Eccentric	1690 ± 245 ^{*d}	1076 ± 292 ^c	755 ± 180 ^b	558 ± 156 ^{*a}	1256 ± 422 ^d	1067 ± 373 ^c	767 ± 258 ^b	495 ± 141 ^a
Relative Duration (% cycle)	Knee	Concentric	51 ± 12 ^a	45 ± 11 ^a	47 ± 8 ^a	51 ± 12 ^a	49 ± 14 ^{ab}	47 ± 12 ^a	48 ± 14 ^{*a}	53 ± 7 ^{*b}
	Hip	Eccentric	49 ± 12 ^{ab}	55 ± 11 ^b	53 ± 8 ^{*ab}	49 ± 12 ^{*a}	51 ± 14 ^{ab}	53 ± 12 ^b	52 ± 14 ^b	47 ± 7 ^a
		Concentric	47 ± 10 ^{ab}	47 ± 12 ^b	49 ± 10 ^{*b}	41 ± 14 ^a	52 ± 8 ^a	49 ± 13 ^a	47 ± 17 ^a	46 ± 12 ^{*a}
		Eccentric	53 ± 10 ^{ab}	53 ± 12 ^a	51 ± 10 ^a	59 ± 14 ^{*b}	48 ± 8 ^a	51 ± 13 ^a	53 ± 17 ^{*a}	54 ± 12 ^a

SL: Slalom, GS: Giant Slalom, SG: Super Giant, DH: Downhill. a<b<c<d effect of discipline, p<0.05. * Inside Leg different from Outside Leg.

Note: the total durations may differ between knee and hip, or between cycle and inside + outside leg due to the different number of observations for each parameter.

FIGURES

Figure 1. Mean concentric and eccentric angular velocity ($\pm 20^\circ \cdot s^{-1}$) for the right knee (KR) and hip (HR) during Downhill (DH), Super Giant (SG), Giant Slalom (GS) and Slalom (SL) when separated into concentric, eccentric and isometric modes. * denotes a significant difference between inside (light grey and triangles) and outside leg (dark grey and plain circles). < or > differences between disciplines for the inside (light grey) or the outside (dark grey) leg. $p < 0.05$, () $p < 0.10$.

Figure 2. Absolute (upper panel) and relative (lower panel) duration of the eccentric, isometric and concentric phases across the cycle for the knee and hip during Downhill (DH), Super Giant (SG), Giant Slalom (GS) and Slalom (SL). $a < b < c < d$ effect of discipline, $p < 0.05$.

Figure 3. Relative duration of the eccentric, isometric and concentric phases for the knee and hip during Downhill (DH), Super Giant (SG), Giant Slalom (GS) and Slalom (SL) for the outside and inside leg. * denotes a significant difference between inside (light grey and triangles) and outside leg (dark grey and plain circles). < or > differences between disciplines for the inside (light grey) or the outside (dark grey) leg. $p < 0.05$, () $p < 0.10$.

Figure 4: 2D distribution of the knee angular position (y-axis) and velocity (x-axis) for Slalom (SL), Giant Slalom (GS), Super Giant (SG) and Downhill (DH). This representation shows at which angular position a given angular velocity mainly occurred. Deep blue is 0 (no occurrence), dark red is maximum occurrence within the discipline (linear color scale, arbitrary units).

Figure 5: Synthetic overview of four alpine skiing disciplines based on kinetic characteristics (knee/hip angular velocity and position).

Figure 1.TIF

In review

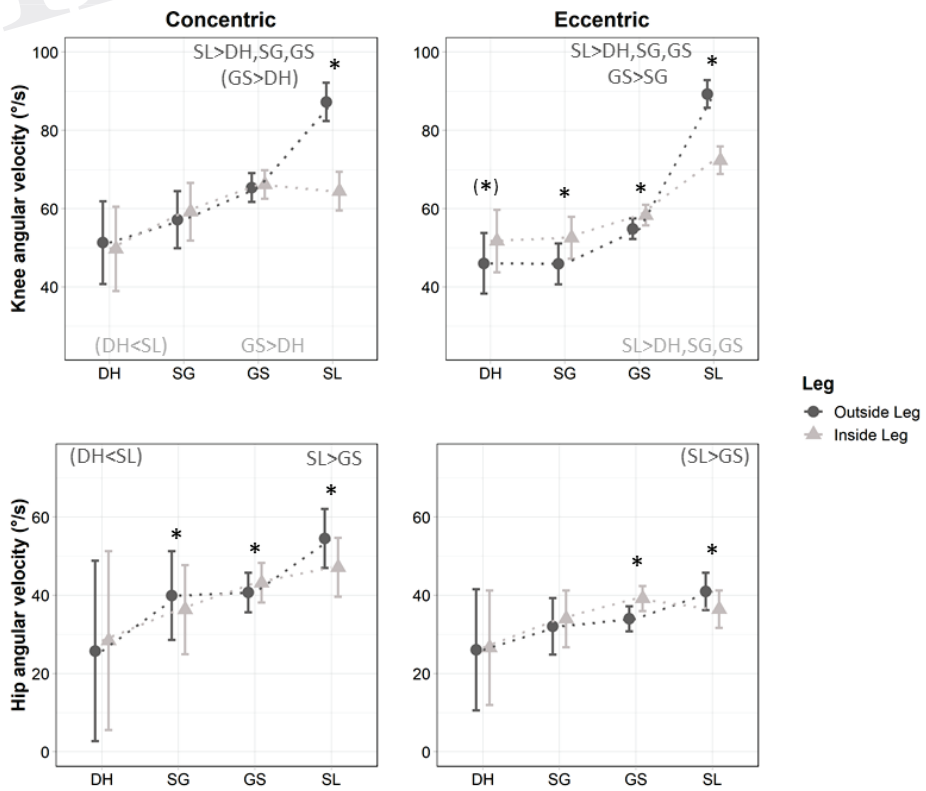


Figure 2.TIF

In review

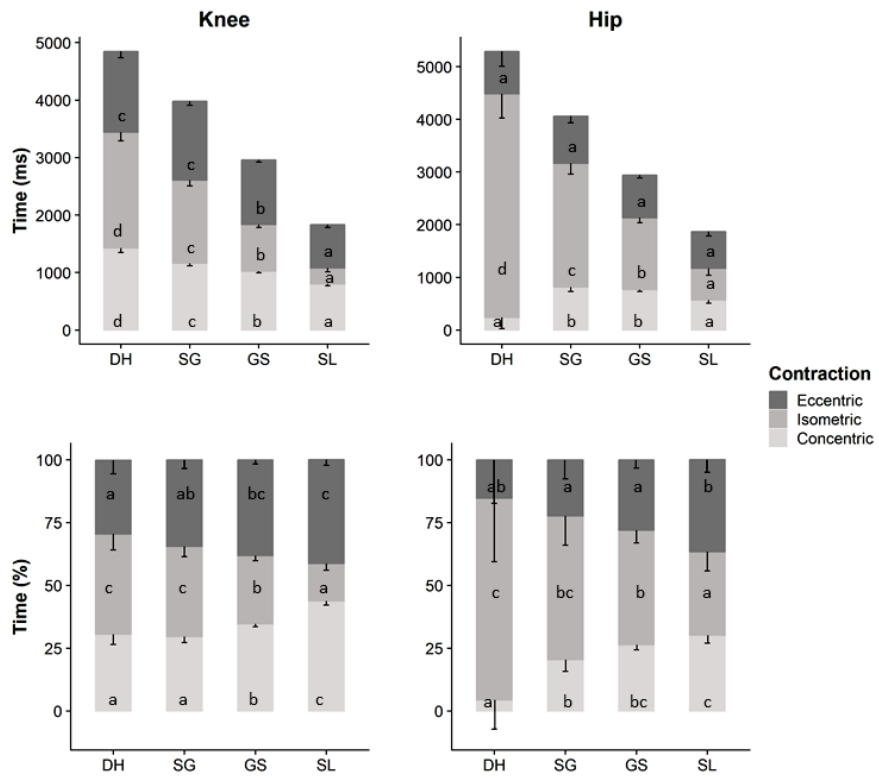


Figure 3.TIF

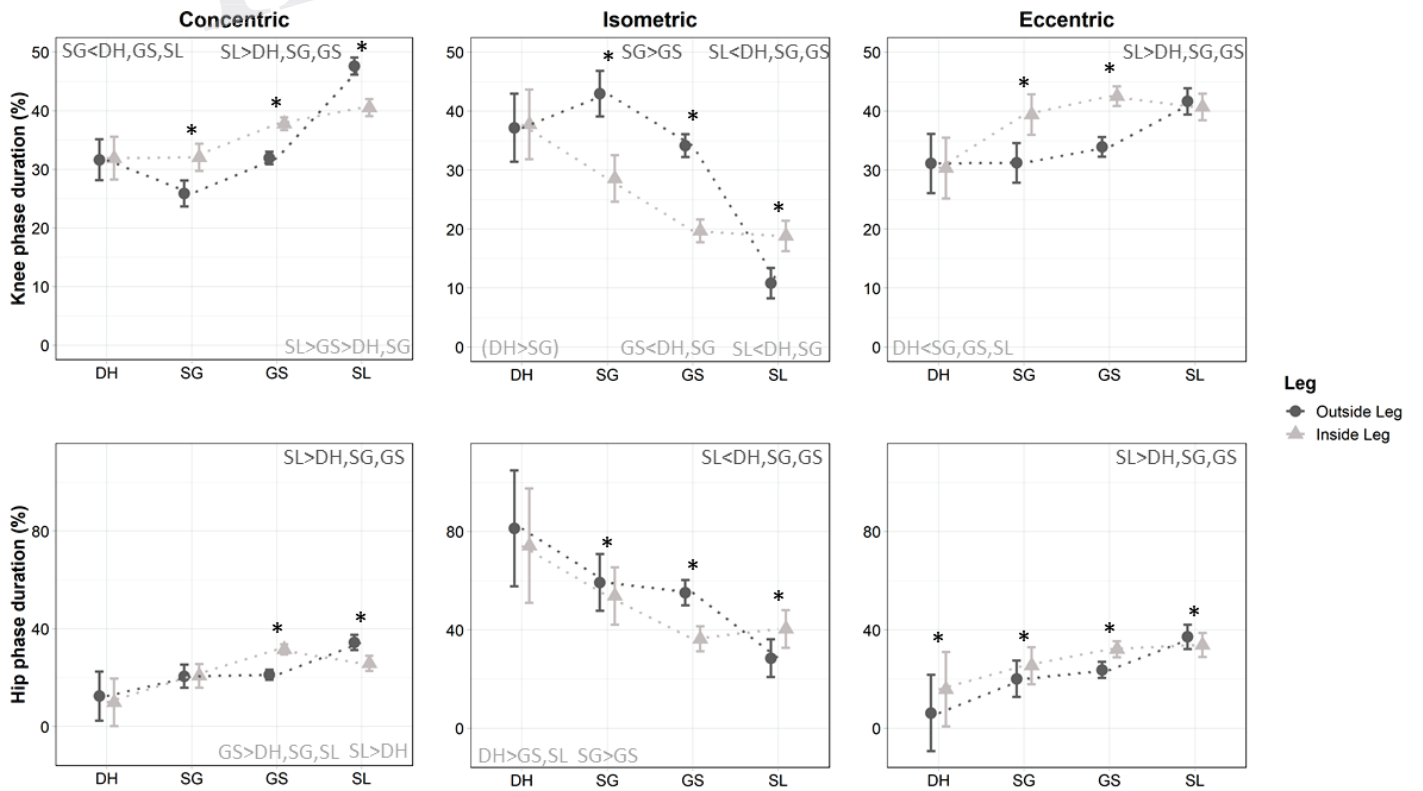
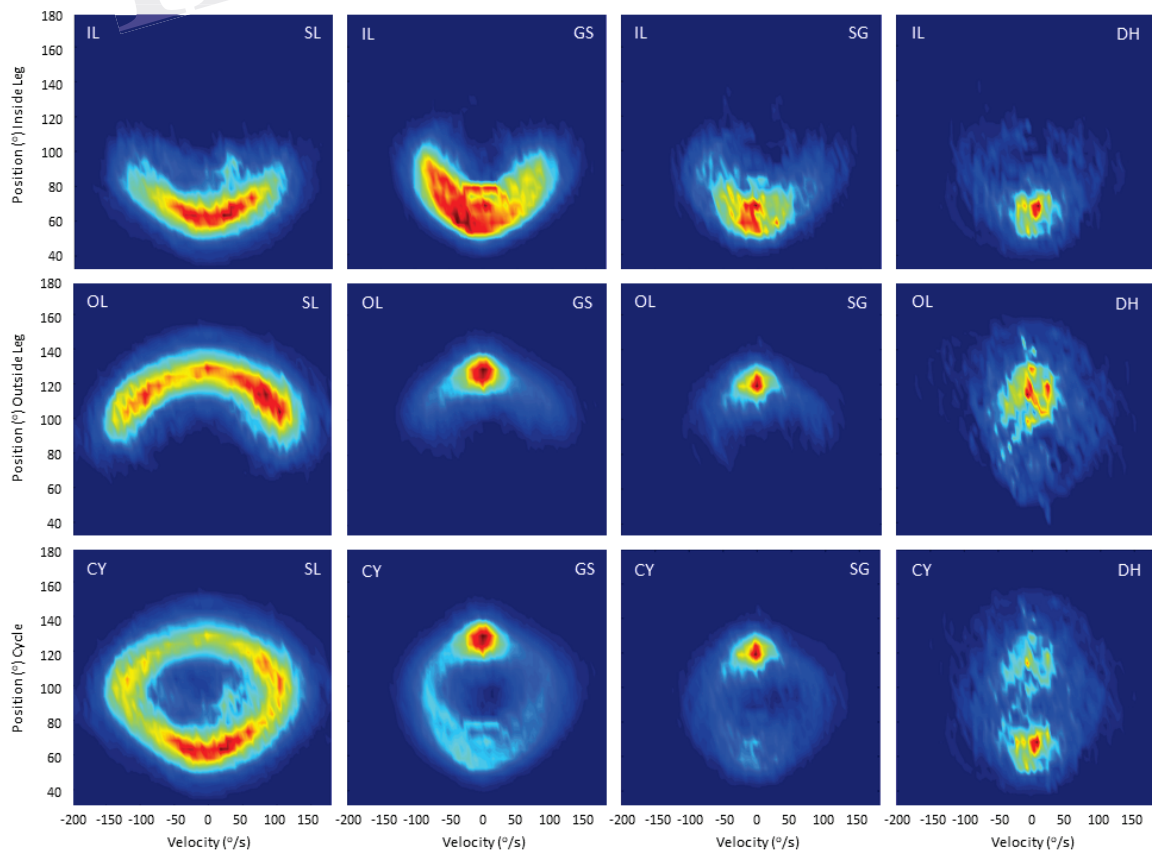


Figure 4.TIF



In review

Kinematic characteristics of the different disciplines

	NEARLY SYMMETRIC	HIGH ASYMMETRY
TECHNICAL	<p>SL: low asymmetry (both legs dynamic)</p> <ul style="list-style-type: none"> Knee cycle with shortest isometric (15%) and longest eccentric (41%) and concentric (44%) relative duration of all disciplines. Low asymmetrical leg pattern for concentric (IL 41%, OL 48%) and isometric (IL 19%, OL 11%) time and for angular velocities (concentric: +63 to 86°.s⁻¹; isometric -72 to -89°.s⁻¹). Symmetrical eccentric time duration. 	<p>GS: asymmetric (isometric OL / eccentric IL)</p> <ul style="list-style-type: none"> OL with equal knee isometric (34%), eccentric (34%) and concentric (32%) time. But IL with highest knee eccentric time (43%) and lowest isometric (20%) time. Marked asymmetrical leg behavior especially for the isometric time (IL, 20%, OL 34%).
SPEED	<p>DH: symmetric (both legs quasi-isometric)</p> <ul style="list-style-type: none"> Knee (~41%) and hip (80%) cycles with longest isometric relative duration of all disciplines. Symmetrical leg pattern for knee angular velocities (concentrically, eccentrically at ~+52/-46°.s⁻¹) and parameters related to relative time of contraction modes. 	<p>SG: asymmetric (longer isometric time OL than IL)</p> <ul style="list-style-type: none"> Hip cycle mainly isometric (58%); similar knee isometric (35%), eccentric (35%) and concentric (30%) time. Asymmetrical leg pattern with longer knee isometric relative time on OL (42%) than IL (28%) - thus greater dynamic relative time on IL than OL.

3. Conclusion

L'objectif de cette troisième étude était de déterminer les caractéristiques cinématiques du ski alpin de haut niveau lors d'une étude de terrain, réalisée en condition de course. Les enregistrements des angles du genou et de la hanche nous ont permis de caractériser les phases concentrique, isométrique et excentrique des différentes disciplines du ski alpin.

Les résultats indiquent que les angles de la jambe extérieure ($\sim 130^\circ$) et intérieure ($\sim 63^\circ$) ne montraient pas de différences marquées entre les disciplines. Celles-ci étaient mieux caractérisées par des régimes de contractions différents. Nos résultats montrent en particulier l'importance de la phase isométrique qui avait été ignorée dans les anciennes études. Cette phase isométrique est quasiment trois fois plus importante en DH qu'en SL ($\sim 41\%$ vs 15% du cycle) et quasiment deux fois plus importante en SG et GS qu'en SL.

Les résultats montrent également des similitudes entre GS et SG invitant à reconsidérer la dichotomie traditionnelle entre les disciplines techniques (SL/GS) versus vitesse (SG/DH). Ces observations justifient le choix de la Fédération Française de Ski de création d'un groupe polyvalent incluant GS et SG.

Les résultats montrent également des différences entre les jambes intérieure et extérieure spécifiques à chaque discipline, illustrant le concept clé d'indépendance des jambes en ski. Ces différences de mode de contraction et d'asymétrie selon la jambe suggèrent une activité musculaire différente des extenseurs/fléchisseurs du genou en fonction de la discipline. La suite de nos travaux de thèse a donc eu pour objectif de caractériser ces différences (Études 4 et 5).

IV. ETUDE 4

Publication associée :

« EMG activity of the thigh in elite alpine skiers during on-hill racing training ».
en cours d'écriture.

1. Résumé

Lors de notre troisième étude de thèse, nous avons montré que les différentes disciplines du ski alpin n'étaient pas assez différenciées par les positions articulaires (du genou et de la hanche), mais plutôt par leurs modes de contraction et/ou paramètres de vitesse angulaire. Cela nous amène à nous questionner sur les différences d'activité musculaire permettant de générer et de contrôler les différents modes de contraction et vitesse angulaire. La revue de littérature (*voir Partie I*) nous a permis là aussi de cerner le manque d'études dans ce domaine, en raison à la fois des contraintes matérielles permettant de mesurer l'EMG sur piste, surtout dans les disciplines de vitesse, et leur vétusté en raison des changements de matériel (skis paraboliques). L'objectif de cette quatrième étude était donc de caractériser l'activité EMG des skieurs élite dans les 4 disciplines alpines. Nous avons émis l'hypothèse que l'activité EMG du mode isométrique serait importante par rapport à la prépondérance du travail excentrique largement admise dans la littérature, bien que moins économique sur le plan neuromusculaire.

Pour ce faire, l'activité EMG de trois chefs du quadriceps [*vastus medialis* (VM), *rectus femoris* (RF) et *vastus lateralis* (VL)] et de deux ischio-jambiers [*biceps femoris* (BF) et *semimembranosus/semitendinosus* (SMST)] a été mesurée chez 20 skieurs de l'équipe de France. Les données ont été obtenues dans la même configuration que l'étude 3, à savoir lors d'entraînements en condition de course, grâce à l'utilisation d'un équipement portatif sans fil (*voir Partie 2, Chapitre II*) sur un total de 1977 cycles (642 en SL, 1147 en GS, 146 en SG et 42 en DH).

Étant donné le raccourcissement des durées de virages dans l'ordre DH, SG, GS, puis SL, les durées des bouffées EMG se raccourcissaient également, mais nos résultats montrent des durées relatives (en pourcentage du cycle) similaires entre les disciplines (*voir Tableau 1 de l'article pour détails*). Il existait toutefois des spécificités dues à la jambe avec des durées

de bouffées inférieures (et donc des temps de repos allongés) sur la jambe extérieure en SL par rapport aux autres disciplines, illustrant le caractère phasique de la discipline (du moins pour les vastes et le BF).

L'analyse de l'activité EMG montre des co-contractions importantes des ischio-jambiers et du quadriceps ainsi qu'une activité très importante en isométrique confirmant la composante quasi-statique du ski et le rôle stabilisateur des muscles de la cuisse suggérés par les anciennes études. Il semblerait toutefois que l'activation des ischio-jambiers soit moins marquée ou moins impulsive avec les virages coupés de nos jours par rapport aux anciennes études utilisant des skis droits et des virages avec un jeu vertical important. L'analyse de l'activité EMG montre également des différences entre les jambes avec une activation plus importante des muscles VM, VL, BF et SMST sur la jambe extérieure (*voir Figure 2 de l'article pour détails*). Ces résultats confirment les études anciennes rapportant une activité des vastes deux fois supérieure sur la jambe extérieure par rapport à la jambe intérieure (58% vs 30% CMV), avec cependant des niveaux d'activation plus importants observés ici (jambe extérieure 82% CMV et jambe intérieure 49% CMV). En complément de l'activité faible des ischio-jambiers décrite ci-dessus, ce résultat indique un recours préférentiel aux extenseurs de la jambe en virage coupé.

Il est important de noter que l'analyse de l'activité EMG moyenne au cours du cycle ne montre pas de différences entre les disciplines, mais que celles-ci deviennent visibles quand les jambes sont séparées, et en fonction des modes de contractions. Par exemple, l'activation supérieure observée en jambe extérieure pour les muscles VM, VL, BF et SMST est réduite lors des phases excentriques en GS aux muscles VL et BF et disparaît pour le VM. En SL, l'activité EMG excentrique des VM, VL et BF devient même supérieure sur la jambe intérieure par rapport à la jambe extérieure. L'analyse par mode de contraction permet donc d'obtenir une compréhension plus fine des demandes musculaires. Par exemple, sur la jambe extérieure, le VL est très largement sollicité en mode isométrique (84% CMV), largement en concentrique (65%) et modérément en excentrique (45%) ; alors que sur la jambe intérieure le VL est modérément sollicité en isométrique (47%) et excentrique (40%) mais moins en concentrique (32%). Cette prédominance des besoins isométriques était principalement visible pour tous les muscles en SL et GS sur les deux jambes et en SG sur la jambe extérieure, alors que les activations étaient similaires pour les trois modes de contraction en DH. Cette analyse EMG permet également de compléter les mesures angulaires de l'étude 3 en montrant que bien que le temps d'activité isométrique soit le plus faible en SL, il correspond par contre à la plus forte activation pour tous les muscles (à l'exception du SMST). En résumé, cette étude montre que la prédominance du mode excentrique suggérée par les anciennes études n'est

plus valide en ski de compétition moderne pour lequel les intensités de contraction les plus élevées sont observées dans le mode quasi-isométrique.

De plus, à l'inverse des autres muscles, le RF présente une activation plus importante sur la jambe intérieure (*voir Figure 2 de l'article pour détails*) quelle que soit la discipline avec des niveaux atteignant 74-91% CMV suivi des vastes (44-77% CMV) et des ischio-jambiers (19-35% CMV). Le RF agit comme fléchisseur de hanche (virage à droite, jambe intérieure) pour positionner le centre de masse au-dessus des skis, résister au recul du tronc et maintenir la position de recherche de vitesse ; il est également extenseur de jambe lors d'un virage à gauche. Nos résultats indiquent également que dans les disciplines techniques, le RF est activé de manière prépondérante en jambe intérieure par rapport à la jambe extérieure (+44% en GS, +32% en SL) alors que son comportement est plus symétrique dans les disciplines de vitesse (différences bilatérales <6%). L'analyse par mode de contraction montre que l'activité du RF est plus importante sur la jambe intérieure comparativement à la jambe extérieure pour les modes isométrique et excentrique en SL, GS et SG et pour le mode concentrique en GS.

2. Article

EMG in alpine skiing

1 **Thigh muscle activity in elite alpine skiers during on-hill racing training**

2

3 Marine Alhammoud^{1,2}

4 Affiliations:

5 ¹ French Ski Federation, Annecy, France.

6 ² Inter-University Laboratory of Human Movement Biology, University Claude Bernard Lyon 1,

7 France.

8

9 **Short title:** EMG in alpine skiing

10

11 **Corresponding author:** Marine Alhammoud



12

13 **ABSTRACT (244 words)**

14 **Purpose:** To investigate quadriceps and hamstrings EMG activity in elite skiers with respect to the
15 inside and outside legs and contraction mode (eccentric, isometric and concentric) during four alpine
16 skiing disciplines: Slalom (SL), Giant Slalom (GS), Super Giant Slalom (SG) and Downhill (DH).

17 **Methods:** The EMG activity of the *vastus medialis* (VM), *rectus femoris* (RF), *vastus lateralis*
18 (VL), *biceps femoris* (BF) and *semimembranosus/semitendinosus* (SMST) was recorded from 20
19 national team skiers (9 females, 11 males) performing 253 runs, representing a total of 1973 cycles
20 (638 SL, 1147 GS, 146 SG and 42 DH). **Results:** VM, VL and SMST activity was higher on the
21 outside than inside leg for all contraction modes in all disciplines ($p < 0.006$, except VM eccentric in
22 GS and SMST eccentric in SL $p > 0.345$). BF activity was higher on the outside than inside leg in
23 isometric and concentric modes for all disciplines (all $p < 0.001$) and in eccentric mode for DH and
24 SG ($p < 0.011$), but was higher on the inside than outside leg in eccentric mode for GS and SL
25 ($p < 0.002$). RF activity was higher on the inside than outside leg in eccentric (all disciplines,
26 $p < 0.002$), isometric (SL, GS and SG, $p < 0.015$) and concentric modes (GS $p < 0.001$). **Conclusion:**
27 There is an important co-loading of the inside leg in competitive carving, but still a large
28 predominance of the outside leg and use of the leg extensors. The current results demonstrate the
29 importance of the isometric mode as it was the most demanding action's type.

30

31 **Keywords:** winter sports, EMG, quadriceps, hamstrings, knee injury prevention

32

33 **INTRODUCTION**

34

35 *Paragraph #1* Alpine skiing require technical and tactical choices, along specific physical abilities
36 to manipulate a demanding material which does not allow mistakes, as illustrated by the high rate
37 of injuries in this sport.¹¹ The prevalence of knee injuries ¹³ calls for a better understanding of the
38 intrinsic factors such as neuromuscular function that are modifiable by training. Movements and
39 activity patterns of the leg muscles in alpine skiing differ from most other sports. Indeed, the skier
40 gains kinetic energy while travelling down the slope and undergoes large compressive forces via
41 predominant eccentric muscular actions.^{3,4} The thigh muscles work either as a shock absorbers ²⁹
42 with heat energy dissipation or in a spring-like manner by slow stretch-shortening cycle during the
43 turns.⁴¹ Thus, the negative work slowing down and controlling the movements of the center of mass
44 contributes to the performance.²⁹

45 *Paragraph #2* Alpine skiing includes four principal disciplines: Slalom (SL), Giant Slalom (GS),
46 Super Giant Slalom (SG) and Downhill (DH). Pioneer studies focused on the technical events,
47 namely SL ^{7,15,26,28,33,43} and GS ^{3,4,15,16} and reported an important slow eccentric activity level of the
48 knee extensors. There is however a lack of knowledge about differences between the four alpine
49 disciplines,^{25,30,34} especially regarding the neuromuscular characteristics of the speed events (SG
50 and DH), likely due the associated measurement constraints of long race distances and high speed.
51 In addition, most studies focused on the outside leg,^{4,15} whereas the leg specificity (inside leg with
52 closed angles of the hip/knee/ankle, outside leg with open angles) should be studied and trained
53 according to the discipline.²⁰ Moreover, information on hamstrings are also limited, despite being
54 the last bulwark before ACL injury in an out of balance situation. Furthermore, quasi-isometric
55 contractions are a key component of elite alpine skiing ⁴ and hamstrings co-contraction is supposed
56 to be greater in this contraction mode compared to concentric contractions.⁸ Hamstrings heavily
57 coactivate with the quadriceps to stabilize the knee joint during ski racing,^{4,42} and their activation
58 should be studied together.¹⁷

59 **Paragraph #3** Lastly, the introduction of parabolic skis in 1999/2000 changed the technique to ski
60 carving^{18,37} as well as subsequent FIS equipment regimentations^{19,39,40} (2006, 2012, 2017). The
61 prerequisites were modified and previous electromyographic studies were potentially made
62 obsolete. The movement pattern during the turn execution has become faster with the carving
63 technique,³¹ increasing the mechanical constraints on the knee joint and potentially hamstrings and
64 quadriceps cocontraction. More recent studies focused on quadriceps EMG activity during ski
65 carving but only in recreational alpine skiers.²¹ In summary, better understanding of the specific
66 neuromuscular prerequisites of elite skiers will allow to improve the specificity and quality of both
67 strength conditioning and on-snow training for technical or speed disciplines.

68 **Paragraph #4** Acknowledging the lack of studies in elite skiers regarding the neuromuscular demand
69 especially in the speed disciplines and also since the era of shaped skis, the aim of the current study
70 was to compare the thigh muscles activation in four alpine disciplines with reference to contraction
71 mode as well as to the hip and knee joints kinematics. We hypothesized that the muscle activity of
72 both agonist and antagonist muscles would prevail during quasi-isometric contraction mode and that
73 the muscle activation is influenced by both discipline and leg (i.e. inside vs. outside).

74

75 **MATERIALS AND METHODS**

76 **Participants**

77 **Paragraph #5** 20 French national team alpine skiers [9 females (23±2 years, 169±5 cm, 64.3±4.7 kg)
78 and 11 males (24±5 years, 178±7 cm, 76.2±7.0 kg)] participated in this study. Skiers were in World
79 Cup (n=13) or Europa Cup (n=7), Technicians (n=15) or Speed Specialists (n=5), with an average
80 FIS points of 12±7 (the lower the better). The study was approved by the university board and
81 participants provided written informed consent. All procedures conformed to the standards of the
82 Declaration of Helsinki. All participants had medical clearance to compete.

83

84

85 **General procedure**

86 **Paragraph #6** The experiment setting has been described elsewhere.¹ Briefly, participants followed
87 their regular ski training program. EMG activity of the quadriceps and hamstrings (see below) was
88 continuously measured during 253 runs including 85 Slalom (SL), 123 Giant Slalom (GS), 29 Super
89 Giant Slalom (SG) and 16 Downhill (DH); representing a total of 1973 cycles (638 SL cycles, 1147
90 GS cycles, 146 SG cycles and 42 DH cycles).

91

92 **Measurements**

93 **Paragraph #7** *Cycle determination.* All data were recorded by a data logger (TPM, Trigno Personal
94 Monitor, Delsys) located on the skier stomach, under the racing suit. The TPM recorded 3 axis
95 accelerations from which the minima of the total resulting acceleration was calculated to identify
96 the turn switch^{20,32,39} and then the signals were automatically time-normalized to 100% of the cycle
97 (ref *Scalaire Angle* paper). A cycle represented a right turn (inside leg, IL) plus a left turn (outside
98 leg, OL), separated by the edge changing phases (between 0-10%, 40-60% and 90-100% of the
99 cycle).³² A goniometer (SG150, Biometrics, Newport, UK) was positioned on the right knee to
100 determine the knee extension (i.e. quadriceps concentric) and flexion (i.e. quadriceps eccentric)
101 phases, along the quasi-isometric phase (defined as an angular velocity between $0 \pm 20^\circ \cdot s^{-1}$).^{1,3}

102 **Paragraph #8** *Electromyography.* Wireless surface EMG electrodes (Trigno, Delsys, Boston, USA)
103 were positioned on the *vastus medialis* (VM), *rectus femoris* (RF), *vastus lateralis* (VL), *biceps*
104 *femoris* (BF) and *semimembranosus/semitendinosus* (SMST) of the right leg. Medial hamstrings
105 (SM, ST) were not individualized as it was not possible to attribute the recorded EMG signal to one
106 specific muscle (possible crosstalk) without ultrasound to precisely localize these two muscles. The
107 skin was shaved and cleaned with an alcohol swab before electrodes placement. Data were recorded
108 by the TPM at 1925.93 Hz with a gain of 300. The raw EMG signal was filtered with a 20-500 Hz
109 second order Butterworth bandpass filter. Signals with large artefacts typically caused by
110 uncontrolled vibrations were visually excluded. Baseline fluctuation was removed via a 1 s moving

111 average. EMG pattern was described as a percentage of a cycle duration. The RMS was calculated
112 over a 125 ms epoch. The RMS amplitude was normalized to the RMS value measured during an
113 isometric maximal voluntary contraction (IMVC) the day before the ski run and the electrode
114 location was marked with an indelible marker ³⁶ (see procedure below) as it was not possible for the
115 athletes during this experiment to perform IMVC the same day. The reproducibility of IMVC
116 performed in the same conditions between days was tested in a separate experiment and was
117 interpreted as high or very high ($0.749 \leq ICCs \leq 0.966$).³⁸ Furthermore, a high level of EMG measures
118 repeatability between days was shown for quadriceps ($ICC > 70\%$)³⁶ and hamstrings ⁵ ($ICC 70\%$ to
119 $>90\%$) with this procedure. The onset and offset of the burst activity were defined as the period
120 where the signal (EMG linear envelop) was above 20% of the difference between peak and
121 baseline.⁹

122 **Paragraph #9** For the normalization of the quadriceps (VL, RF and VM), participants performed an
123 isometric knee extension in a sitting position with the knee at 70° and the hip at 90° (180°
124 representing full extension). For the hamstrings (BF and SMST), participants performed a knee
125 flexion in prone position with the knee at 135° (180° representing full extension). The maximum
126 RMS activity was defined as the highest 500 ms of the EMG signal. At least three trials per muscle
127 were performed and only trials within 10% of the maximal force recorded during the procedure
128 were averaged as the reference value representing the maximal neural drive obtained during MVC
129 tests.

130

131

132 Data Analysis

133 *Paragraph #10* The relative peak and mean EMG amplitudes (%MVC) were computed on the whole
134 cycle as well as on the inside/outside legs for the five muscles after removal of the edge change
135 phases. The absolute (ms) and relative (%) burst durations spent in eccentric (knee flexion, positive
136 angular velocity), concentric (knee extension, negative angular velocity) or quasi-isometric
137 (between $\pm 20^\circ \cdot s^{-1}$) modes were computed. The relative mean EMG activity (%MVC) spent in
138 eccentric, concentric or quasi-isometric mode was also analyzed over the complete cycle and for
139 each leg phase (cycle, IL, OL). Lastly, a three-dimensional representation of the EMG-time integral
140 over knee joint position and velocity was provided. To do so, the sum of the dot products of
141 normalized RMS value by sampling period (~ 0.5 ms) of all time points corresponding to a given
142 knee joint position/velocity was computed. Linear color scale was normalized within each discipline
143 to compare the patterns of activation, and thus not directly comparable between disciplines.

144

145 Statistical analysis

146 *Paragraph #11* Dependent variables were the mean and peak EMG activity and the burst durations.
147 Data were log-transformed in case of non-normal distribution.²⁷ Due to the repetition of
148 observations over time, the measurement independence condition was not fulfilled and a classical
149 analysis of variance could not be applied. Consequently, a linear mixed model was fitted with a
150 random effect on the skier-session factor. Two fixed effects were considered to assess the Leg
151 (factor with two levels: IL/OL) and the Discipline (factor with four levels: DH, SG, GS, and SL)
152 effects, as well as the interaction between these two fixed effects. Significance of both the simple
153 and interaction fixed effects was evaluated with an analysis of variance (REML estimation). After
154 fitting the linear mixed effect model, post hoc comparisons were performed among groups with
155 Tukey multiplicity correction. All statistical comparisons were coded in R 3.5.3³⁵ using *lmerTest*
156 package²² for the model fitting. Estimated marginal means and post hoc tests were performed with

157 *emmeans* package²⁴ allowing the computation of all the pairwise comparisons. Data are expressed
 158 in mean \pm standard deviation. Significance was set at $p < 0.05$ and trend accepted at $p < 0.01$.

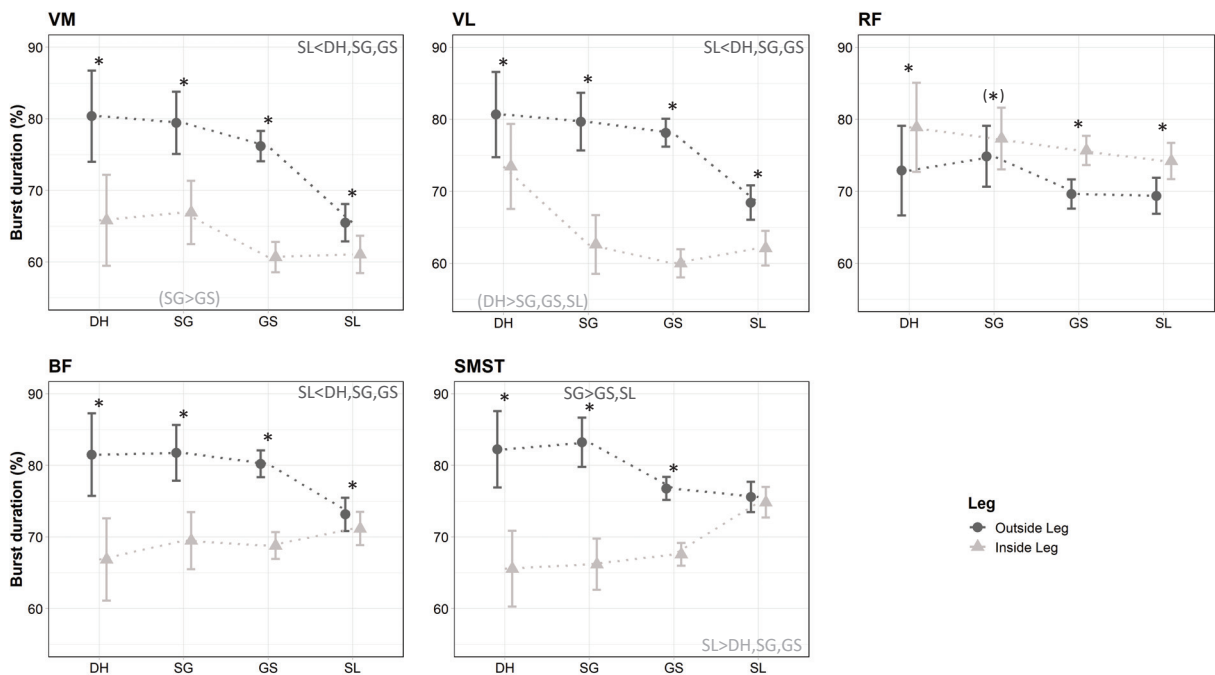
159

160 RESULTS

161

162 Burst Duration

163 *Paragraph #12* There was an effect of discipline ($p < 0.001$) on both the turn duration and the absolute
 164 burst duration for all muscles (**Table 1**), as well as an interaction with leg (**Table 2**, $p < 0.001$). Post-
 165 hoc analyses showed that DH was higher than SG, SG higher than GS, and GS higher than SL on
 166 both legs (all $p < 0.004$, **Fig. 1**). In addition, the absolute burst duration for all muscles was higher
 167 on the outside than inside leg in all circumstances ($p < 0.044$) except for the VL in DH ($p = 0.369$) and
 168 for the BF and SMST in SL ($p > 0.868$, **Fig. 1**).



169

170 **Figure 1:** Relative (%) burst duration for five muscles of the thigh during Downhill (DH), Super Giant
 171 (SG), Giant Slalom (GS) and Slalom (SL). * denotes a significant difference between inside (light grey
 172 circle) and outside leg (light grey triangle). Data for the *vastus medialis* (VM), *rectus femoris* (RF), *vastus*
 173 *lateralis* (VL), *biceps femoris* (BF) and *semimembranosus/semitendinosus* (SMST). < or > differences
 174 between disciplines for the inside (light grey) or the outside (dark grey) leg. Mean \pm SD, $p < 0.05$, ()
 175 $p < 0.10$.

176

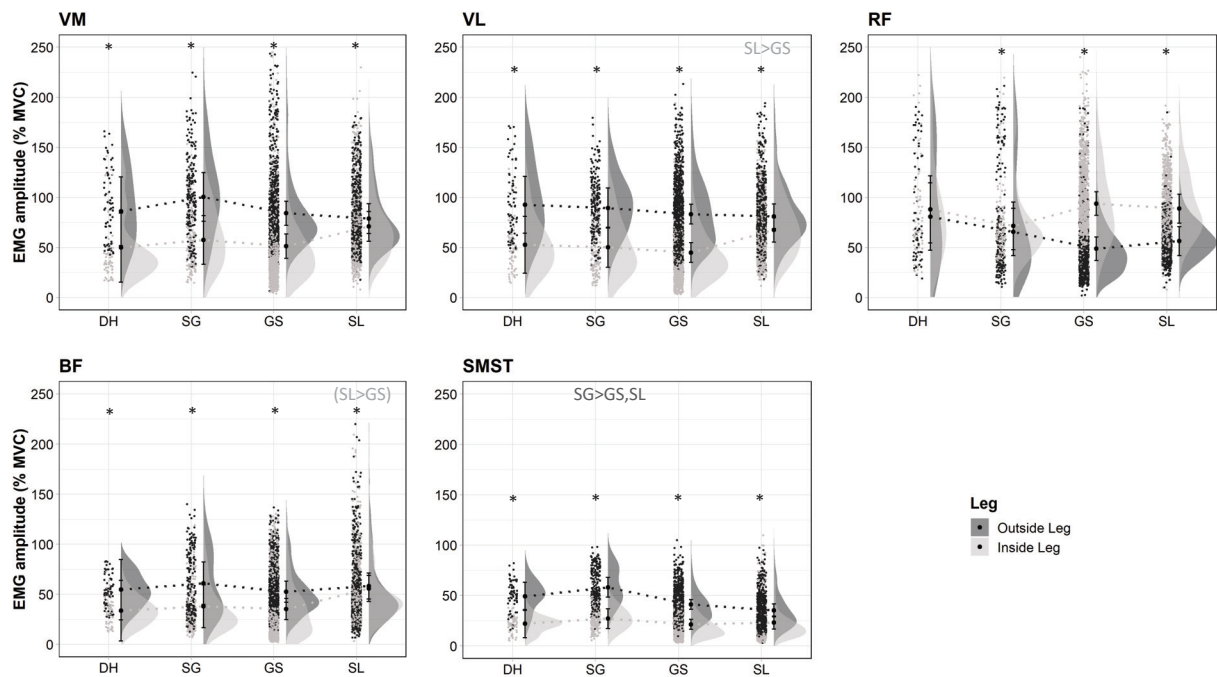
177 **Paragraph #13** When burst duration was expressed in percentage of the turn duration, the interaction
178 between discipline and leg persisted (all $p < 0.001$, except RF $p = 0.071$). However, post hoc analyses
179 revealed that most differences disappeared on the inside leg except for higher values of the VL in
180 DH than other disciplines ($p < 0.019$) and higher values of the SMST in SL than other disciplines
181 ($p < 0.009$, **Table 2, Fig. 1**). On the outside leg, the percentage of activation duration was lower in
182 SL than other disciplines for the VM, VL and BF; and higher in SG than GS and SL for the SMST
183 ($p < 0.045$, **Table 2, Fig. 1**). Importantly, the percentage of activation duration was higher on the
184 outside than inside leg for the VM, VL, BF and SMST (all $p < 0.003$, except SMST in SL $p = 0.367$),
185 but was higher on the inside than outside leg for the RF (all $p < 0.009$, except SG $p = 0.072$, **Fig. 1**).

186

187 **Mean and Peak EMG activity**

188 **Paragraph #14** The mean EMG activity over the cycle was not dependent on discipline for any
189 muscle (all $p > 0.218$, **Table 1**), but there was an interaction between discipline and leg for all
190 muscles (**Table 2**, all $p < 0.001$). Post-hoc analyses showed that the effects of discipline on mean
191 EMG activity were limited to the VL on the inside leg (with higher values in SL than GS, $p = 0.028$)
192 and to the SMST on the outside leg (with higher values in SG than GS and SL, $p < 0.017$, **Appendix**
193 **1, Fig. 2**). In addition, mean EMG activity was higher in the outside than inside leg for the VM, VL,
194 BF and SMST in all disciplines (all $p < 0.001$), but higher in the inside than outside leg for the RF
195 (all $p < 0.013$, except DH $p = 0.071$, **Fig. 2**).

196 **Paragraph #15** There was no main effect of discipline on peak EMG activity (all $p > 0.373$, except
197 SMST $p = 0.091$, **Table 1**) but there was an interaction between discipline and leg for all muscles
198 (all $p < 0.001$). Post-hoc analyses showed that the effect of discipline on peak EMG activity was
199 limited to higher values on the outside leg in SG than SL ($p = 0.006$) and GS ($p = 0.050$, **Appendix**
200 **1**). In addition, peak EMG activity was higher in the outside than inside leg for the VM, VL, BF
201 and SMST in all disciplines (all $p < 0.023$), but higher in the inside than outside leg for the RF (all
202 $p < 0.015$, except DH $p = 0.063$).



203

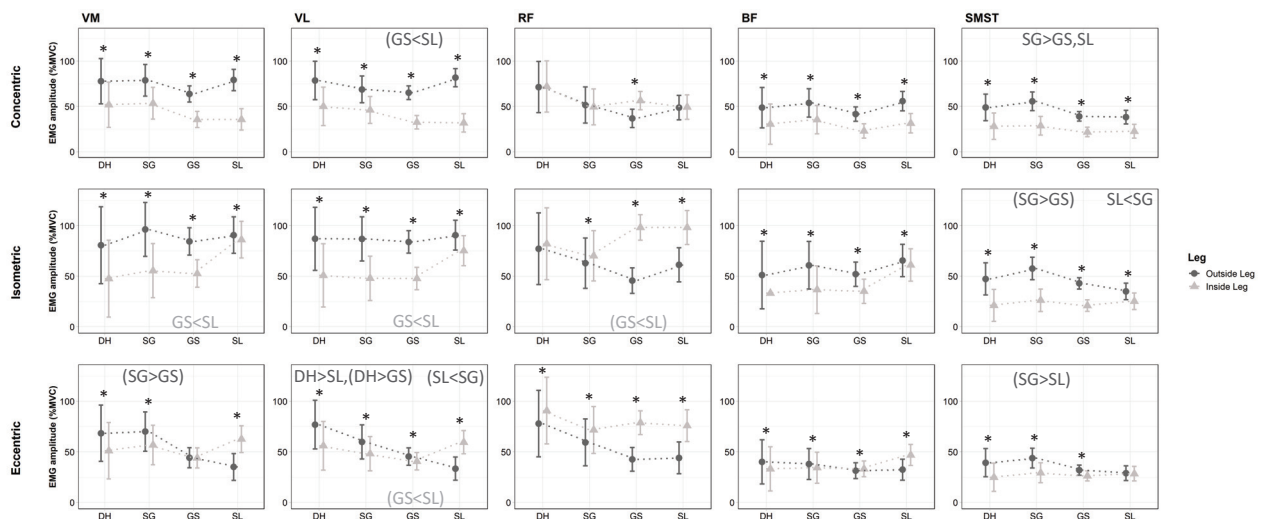
204 **Figure 2:** Rainclouds of the mean relative (% MVC) activation for five muscles of the thigh during
 205 Downhill (DH), Super Giant (SG), Giant Slalom (GS) and Slalom (SL). * denotes a significant difference
 206 between inside (light grey cloud) and outside leg (light grey cloud). Data for the *vastus medialis* (VM),
 207 *rectus femoris* (RF), *vastus lateralis* (VL), *biceps femoris* (BF) and *semimembranosus/semitendinosus*
 208 (SMST). < or > differences between disciplines for the inside (light grey) or the outside (dark grey) leg.
 209 Mean \pm SD, $p < 0.05$, () $p < 0.10$.

210

211 EMG activity per contraction mode

212 **Paragraph #16** The relative EMG activity of any muscles was not dependent on discipline during
 213 the isometric (all $p > 0.211$), concentric (all $p > 0.213$) or eccentric actions of the cycle (all $p > 0.355$,
 214 **Table 1**). There was however an interaction between discipline and leg for all muscles in all
 215 contraction modes (all $p < 0.001$). Post-hoc analyses showed that in the inside leg the only differences
 216 between disciplines were due to higher activities in SL than GS (isometric VM and VL $p < 0.023$;
 217 isometric BF $p = 0.056$; eccentric VL $p = 0.052$, **Table 2**). Conversely, the EMG activity on the
 218 outside leg showed lower values in SL than SG (SMST isometric and VM eccentric, $p < 0.023$), in
 219 SL than DH (VL eccentric $p = 0.010$) and in SL and GS than SG (SMST concentric $p < 0.042$, **Table**
 220 **2**). There were also several tendencies on the outside leg for a lower activity in SL than SG (eccentric
 221 VL and SMST $p < 0.082$), a lower activity in GS than SG (VM eccentric and SMST isometric,
 222 $p = 0.096$), a lower activity in GS than DH (VL eccentric $p = 0.075$), but a higher activity in SL than

223 GS (VL concentric $p=0.050$). In addition, the EMG activity of the VM, VL and SMST was always
 224 higher on the outside than inside leg during all contraction modes in all disciplines (all $p<0.006$,
 225 except VM eccentric in GS and SMST eccentric in SL $p>0.345$, **Fig. 3**). The BF activity was also
 226 higher on the outside than inside leg in isometric and concentric modes for all disciplines (all
 227 $p<0.001$), as well as in eccentric mode for DH and SG ($p<0.011$) but was higher in the inside than
 228 outside leg in eccentric mode for GS and SL ($p<0.002$). The RF activity was higher on the inside
 229 than outside leg in isometric (SL, GS and SG, $p<0.015$, **Fig. 3**), concentric (GS $p<0.001$, **Fig. 3**) and
 230 eccentric modes (all disciplines, $p<0.002$, **Fig. 3**).



231
 232 **Figure 3:** Mean relative (% MVC) activation during the concentric (upper panel), isometric (middle panel),
 233 eccentric (lower panel) phases (at $\pm 20^\circ.s^{-1}$ threshold) for five muscles of the thigh during Downhill (DH),
 234 Super Giant (SG), Giant Slalom (GS) and Slalom (SL). Data for the *vastus medialis* (VM), *rectus femoris*
 235 (RF), *vastus lateralis* (VL), *biceps femoris* (BF) and *semimembranosus/semitendinosus* (SMST). < or >
 236 differences between disciplines for the inside (light grey) or the outside (dark grey) leg. Mean \pm SD,
 237 $p<0.05$, () $p<0.10$.

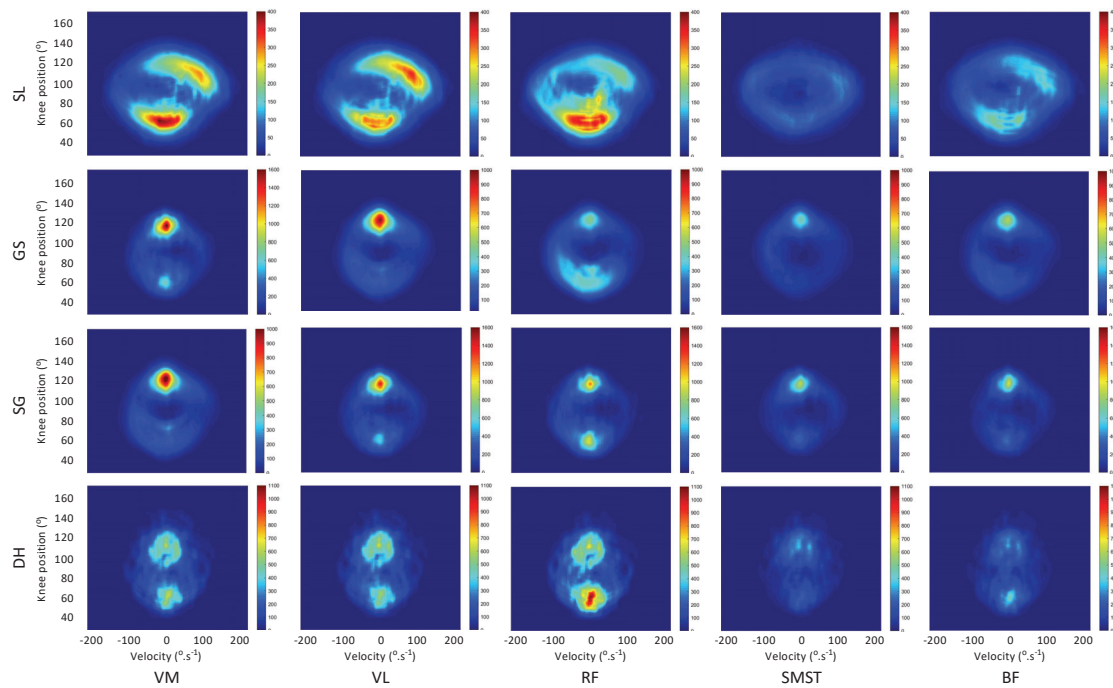
238

239 2D density plots and integrated EMG

240 **Paragraph #17** Three-dimensional representations of EMG-time integral (3D-iEMG) over knee
 241 angle position and velocity during the ski cycle in each discipline and for each muscle are presented
 242 in **Figure 4**.

243

244



245

246 **Figure 4:** 2D distribution of the quadriceps and hamstrings integrated EMG activation for knee angle
 247 position (y-axis) and velocity (x-axis) during Slalom (SL), Giant Slalom (GS), Super Giant (SG) and
 248 Downhill (DH). This representation shows at which angular position a given EMG intensity *
 249 corresponding absolute cycle time spent was attained. Deep blue is 0, dark red is maximum energy within a
 250 given discipline (linear color scale in absolute arbitrary units (RMS initially expressed in %MVC), same
 251 scale for all muscles).

252

253

254 DISCUSSION

255

256 **Paragraph #18** This study examined the impact of skiing discipline and leg position (inside/outside)
 257 on hamstrings and quadriceps EMG activity during on-hill racing training. Considering that the
 258 unique study that described the pattern of muscle activation in elite skiers in SG concentrated on the
 259 knee extensors³ and that hamstrings activity during the ski turns of elite skiers was only described
 260 in SL and GS,^{4,15} this is the first report of the specific patterns of activation of the inside and outside
 261 legs, including the four alpine skiing disciplines, and analyzing EMG activity according to the knee
 262 kinematics in elite alpine skiers.

263

264 **Influence of the skiing discipline**265 **Contraction time**

266 *Paragraph #19* Of note, turn duration and thus absolute EMG burst duration decreased with the
267 discipline (DH>SG>GS>SL) but there was no effect of discipline on burst duration over the cycle
268 if expressed relatively as a percentage of turn duration (**Table 1**). Analyzing per leg however
269 showed differences in the relative burst duration between disciplines mainly on the OL (**Table 2**,
270 **Fig. 1**). In particular, higher burst durations (i.e., less relative relaxation time) were seen in
271 DH/SG/GS compared with SL for the *vastii* and BF (**Fig. 1**), indicating the importance of prolonged
272 co-contraction on the OL in alpine skiing due to high external force during the turn. Besides, the SL
273 activity was more “phasic” (alternatively on/off) with less continuous activity period.

274

275 **Cocontraction stabilization during static phase**

276 *Paragraph #20* To compare the present results with the rare alpine skiing EMG data studies one can
277 note that the 83%MVC mean activity observed in this study for the VL in GS is similar to the 77%
278 previously reported in the late steering phase and beginning of the completion phase of the OL
279 before ski carving¹⁵. However, the 83% observed in SL is higher than the 61% previously reported
280¹⁵. The first reason may be the higher speed and consequently higher kinetic energy during ski racing
281 leading to higher compressive forces and thus muscular activity since 25 years²³. This could be also
282 due to the different turns' partition used by these authors with two phases in SL and three phases in
283 GS whereas we calculated the mean RMS activity on the OL turning phase between 60-90% for all
284 the disciplines. However, very little is known concerning the normalization procedure used by
285 Hintermeister et al.¹⁵ thus we cannot exclude that submaximal motor output during MVC due to
286 non-optimal knee/hip joint position have led to overestimate the hamstrings relative activation.¹⁴
287 Our current results (*ref scalar angles*) also confirm with modern ski the previous observation of
288 slow angular velocities in GS with important cocontraction of the hamstrings (mean MVC: 77% for
289 SMST, 11% for BF)¹⁵ and quadriceps (mean MVC: 61% for RF, 77% for VL, 97% for VM)¹⁵

290 suggesting a strong quasi-isometric component and marked stabilizing function of the thigh
291 muscles. Indeed, the isometric component represented as much as 34% of the OL normalized time
292 and the activation (%MVC) specific to the isometric mode was ~83% for the *vastii*, 44% for the RF,
293 and 40-51% for the hamstrings during the turning phase. Albeit showing substantial coactivation, it
294 however seems that the hamstrings have a different function nowadays. Hamstrings have been
295 reported to mainly act as hip extensors and trunk stabilisators.² Hamstrings may speculatively have
296 a preferential role of stabilisator during the OL turn while moving back the feet to put forward the
297 center of mass during carving. Compared with parallel turns, the modified vertical motion implies
298 a different role of the hamstrings, as the skier stays in a low position while turning.¹

299

300 **Activation pattern during IL/OL**

301 *Paragraph #21* All the studied muscles showed a leg difference in the mean activity level except for
302 the RF in DH, likely due to larger variability in this discipline. The OL has higher mean activation
303 for the VM, VL, BF, SMST who are activated together during knee extension. The RF has the
304 opposite pattern with higher activity on the IL possibly controlling the knee flexion in eccentric
305 mode and/or the hip flexion.

306 *Paragraph #22* Hintermeister et al.¹⁵ did not found mean activation difference for the thigh muscles
307 between GS and SL on the OL. The present results complete this previous study by showing no
308 differences in mean activity for the five muscles studied on the whole ski cycle between the four
309 disciplines, nor differences when EMG activity was described relatively to the knee kinematic
310 (angular velocity) (**Table 1**). However, whereas previous literature included only the outside leg
311 during SL and GS, the current study showed that when the IL and OL were separated, a few
312 discipline's differences occurred for SMST on the OL and for VL on the IL (**Table 2**). More
313 differences were further seen between the disciplines when specific phases of the three contraction
314 regimen were individualized, showing the importance of the interaction between contraction
315 regimen and leg specificity in alpine skiing (**Table2, Fig. 3**).

316

317 **Importance of the inside leg**

318 **Paragraph #23** On the IL and across all disciplines, the mean EMG activity level was very high for
319 the RF (74-91%), substantial for the *vastii* (44-70%) and not negligible for the hamstrings (BF 34-
320 50%) with the lowest values for the SMST (19-27%). These results are in line with a previous study
321 that highlighted the crucial role of RF on the IL in female recreational skiers.²¹ The RF first helps
322 to position the centre of mass above the skis by acting as a hip flexor resisting to the rearward trunk
323 displacement and helping maintaining trunk flexion; then it may function as a leg extensor when
324 the skier stands at the end of the completion phase in the old technic. Moreover, our results indicate
325 that at elite level, the RF has a stronger inside than outside leg activation in the technical disciplines
326 (+44% in GS, +32% in SL). In addition, the lower left quadrant of 3D-iEMG plots in GS displayed
327 the highest activity for the RF among muscles indicating a predominance of eccentric/isometric
328 functioning on the IL. Besides, in SL the RF highest activity was also concentrated around $0^{\circ} \cdot s^{-1}$ of
329 knee angular velocity with marked IL predominance (**Fig. 4**). For the speed disciplines, a more
330 balanced bimodal pattern with almost no leg asymmetry (<6%) was observed (**Fig. 2, 4**). Moreover,
331 3D-iEMG plots indicate that RF was more active isometrically on both legs in these disciplines
332 (**Fig. 4**).

333 **Paragraph #24** For the *vastii*, Berg et al.⁴ described a twofold mean EMG activity on the outside as
334 compared to the inside leg (OL 58%, IL 30%). The present study also showed a lower leg bilateral
335 asymmetry for the VL but with higher activations on the OL (OL 82%, IL 49%). This may be
336 explained by the higher forces on the IL and the smoother pattern of the carving technique compared
337 to parallel turns.³⁷ This evolution in activation pattern was even more visible on the RF as mean
338 activation was similar to Berg et al.⁴ on the OL (47% in both studies) but almost doubled on the IL
339 (92% vs 41%). Thus, the present data suggests a greater co-loading of IL while carving with lower
340 OL predominance or preferential use of the leg extensors than with a parallel technique.^{18,37}

341 Nevertheless, regardless of how a skier uses the inside ski which was a matter of debate among
342 coaches, it is still the outside ski that does the major work of turning the skier²³.

343

344 **Influence of the contraction regimen**

345 *Paragraph #25* For simplification purposes, contraction regimen was macroscopically described at
346 the knee joint and was not representative of the muscle-tendon unit functioning in this study,
347 especially for the bi-articular muscles influenced by the hip position. These findings underline the
348 need to differentiate the activations with regards to the leg and contraction regimen which induces
349 specific neuromuscular patterns.

350 *Paragraph #26* The difference in EMG activity between legs (**Table 2**) was reduced if considering
351 only the eccentric activity in GS for the VL and BF and completely disappeared for the VM. In SL,
352 the mean knee eccentric EMG activity became higher on the inside than outside leg for the VM, VL
353 and BF. The EMG activity of the RF was higher on the inside than outside leg in SG, GS and SL
354 for the isometric and eccentric modes, but only in GS for the concentric mode (**Table 2, Fig. 2,3,4**).
355 Our data showed that the VL was activated mainly on the outside leg during the isometric phases
356 (84%MVC) followed by the concentric (65%) and eccentric phases (45%). On the inside leg, the
357 VL was mainly activated during the isometric (47%MVC) and eccentric (40%) actions, and was the
358 lowest during the concentric phase (32%) (**Table 2, Fig. 4**). This slightly differed from a previous
359 study before carving reporting that the VL lowest activation was on the eccentric phase of the inside
360 leg⁴. We used a similar partition than Berg et al.⁴ for the concentric / eccentric phases based on
361 minimal to maximal knee angles and maximal to minimal knee angles respectively. The different
362 results could be explained by the individualization of a quasi-isometric phase in the present study,
363 as well as by the modification of ski technique (shaped vs. non-shaped skis). The current results
364 demonstrate the importance of the isometric mode as it was the most demanding action's type, even
365 if the time spent in the three contraction modes for the OL in GS was similar (32-34%).¹

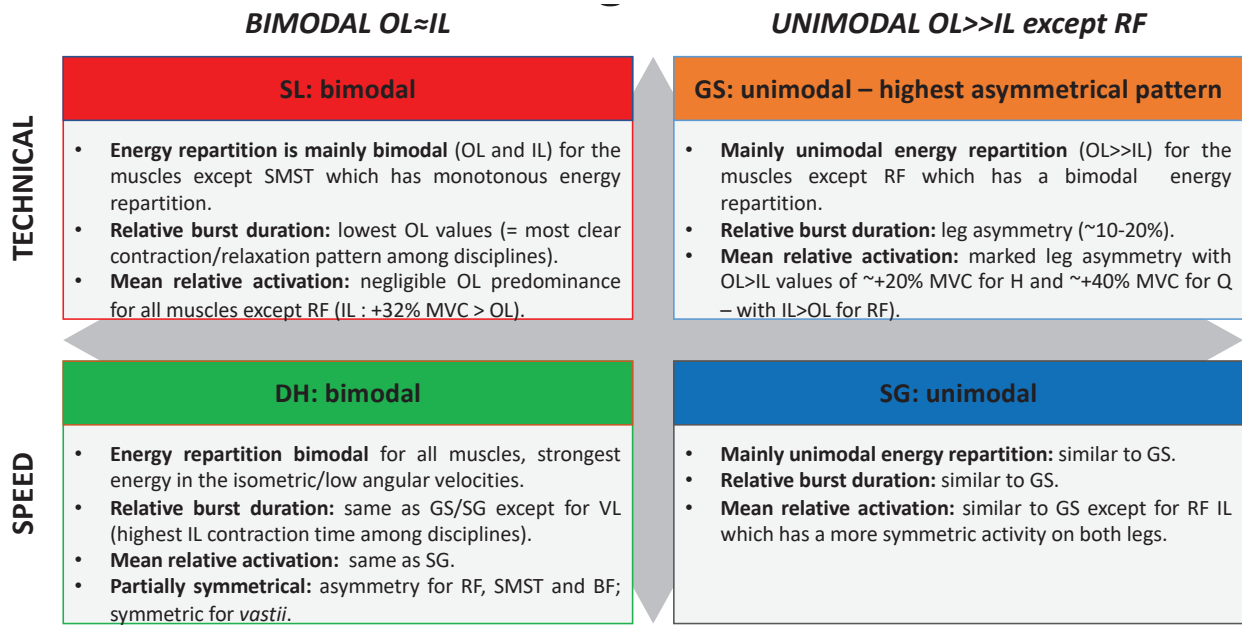
366 **Paragraph #27** This preponderance of neuromuscular demand in the isometric mode was mainly
367 illustrated in GS and SL inside and outside legs and in SG outside leg (for all muscles but SMST in
368 SL inside/outside legs and GS inside leg); whereas activations in DH are similar between the 3
369 contraction modes. Interestingly, SL has the lowest relative time spent isometrically during the
370 whole cycle (15%) but the highest activity in this regimen for all muscles but SMST. In SG, the IL
371 also displays nearly equivalent proportion of activations in the 3 contractions regimen with discrete
372 higher activity in eccentric modes, while the OL has a pattern similar to GS. In summary and in line
373 with our hypothesis, the preponderance of eccentric muscle actions on the OL is no more valid in
374 modern skiing. Instead, the quasi-isometric actions appeared to be of the highest intensity.

375

376 **3D-iEMG plots and synthetic overview of the muscular patterns**

377 **Paragraph #28** The alpine skier gains energy because of the vertical drop while travelling down the
378 slope (loss of potential energy transferred into kinetic energy) but he must dissipate some at each
379 turn's compression. The high velocity induces massive compressive forces on the leg extensors
380 muscles which absorb the kinetic energy by eccentric contractions.¹⁸ EMG analysis of this energy
381 component with respect to the knee angle and angular velocity permits to have a better vision of the
382 efforts provided or the constraints that each muscle undergoes in the different contraction regimen.
383 Three-dimensional representation of EMG RMS integral (3D-iEMG) over knee joint position and
384 velocity for each discipline are presented in **Figure 4**. The color scale represents EMG energy
385 (arbitrary unit), the warmest colors indicating the greatest energy within the discipline. The 3D-
386 iEMG plots visually confirmed that the highest EMG energy was generally expended in the
387 isometric mode for all muscles and disciplines. Nevertheless, visual inspection of these maps reveals
388 that SMST displayed in SL a specific continuous activation pattern across all velocities and knee
389 range of motion. RF has a specific pattern being more activated on the IL in the technical disciplines
390 and more equally activated between legs in the speed disciplines. GS and SG displayed highly
391 asymmetrical pattern whereas SL and DH were nearly symmetrical. Additionally, it was obvious

392 that the hamstrings activity was lower compared to the quadriceps activity, illustrating their
 393 synergistic role in modern carving through joints stabilization with fine movement tuning and minor
 394 participation to the articular moment. The muscular patterns discussed above are summarized in
 395 **Figure 5.**



396

397 **Figure 5:** Synthetic overview of four alpine skiing disciplines based on 3D-iEMG characteristics (knee
 398 angular position, velocity and integrated EMG multiplied by absolute time cycle) and mean activity and
 399 relative burst durations indicative of contraction/relaxation patterns. Q: quadriceps, H: hamstrings.

400

401 **Practical applications**

402 **Paragraph #29** Implementation of eccentric exercise training has been recommended for sports like
 403 alpine skiing in which proper eccentric coordination with high load is needed.⁴¹ In many studies,
 404 training is performed in a pure eccentric manner or with mixed concentric-eccentric modes during
 405 isotonic or isokinetic exercises.¹² The present data underline the need to implement also quasi-
 406 isometric exercises at either open or closed knee angles and different intensities / durations
 407 according to the discipline. Indeed, the isometric mode has a strong component in all disciplines
 408 even in SL. It is important in strength and conditioning to dissociate exercises for each leg to
 409 enhance the capacity to activate in a separate way the legs in order to work the central concept of
 410 leg independence of alpine skiing technic.²³ For example, an isometric work of the left leg while the

411 right leg is working in a concentric-eccentric sequence. Besides, different working angles during
412 squat exercises should be proposed for example on inclined plane.

413

414 **Limitations**

415 *Paragraph #30* First, due to the large amount of turns, several results are statistically significant but
416 the magnitude of the difference may not be clinically relevant between legs (e.g. relative activations
417 differences <5%). Secondly, slope inclination ⁶ and snow hardness ¹⁰ are important discriminating
418 factors for muscle activity and may have impacted the results. However, due to large sample size of
419 the analyzed cycles under various conditions between days with well-prepared slopes (water
420 injection / regular course smoothing) by the staff, we believe that these data provide a true
421 representation of muscular activity in each discipline and its inherent variability. We designed this
422 large study to avoid zooming on a singular ski turn that would be more reproducible but less
423 representative of real conditions. We also represented each turn for mean/peak RMS (**Fig. 2**) and
424 iEMG (**Fig. 4**) data to give insights on the muscle activation variability inherent to alpine skiing.
425 Additionally, any disturbance from normal ski training (e.g. no backpack) was eliminated and the
426 results may be considered as highly representative of racing training of the French national skiers
427 and the mean level of Europa and World Cups. The effects of sex have not been considered here
428 and should deserve future dedicated comparisons. Nevertheless, Lastly, the contraction regimen was
429 established on the basis of knee joint position changes which may not always reflect the fascicular
430 lengths. This could lead to incorrect conclusions especially for the bi-articular muscles impacted by
431 the hip joint position. This voluntary shortcut makes sense from strength and conditioning point of
432 view but has scientific limitations.

433

434 **Conclusion**

435 *Paragraph #31* The current dataset represents the first report of the EMG activation pattern during
436 four alpine skiing disciplines in elite skiers. Analyzing the specificities of the inside and outside

437 legs showed an important co-loading of the inside leg while carving, but a large predominance of
438 the outside leg and use of the leg extensors associated to significant hamstrings coactivation. The
439 current results also demonstrate the importance of the isometric mode as it was the most demanding
440 action's type.

441

442 **Acknowledgements**

443 The authors thank the skiers for their participation and the coaches for their support. The results of
444 this study are presented clearly, honestly, and without fabrication, falsification, or inappropriate data
445 manipulation.

446

447 **Conflicts of Interest**

448 The authors have no conflicts of interest that are directly relevant to the content of this manuscript.
449 No professional relationships with companies or manufacturers were entered into in the conduct of
450 this study. We acknowledge that the results of the present study do not constitute endorsement by
451 ACSM.

452

453 **REFERENCES**

- 454 1. Alhammoud M, Morel B, Hansen C, Meyer F, Hautier CA. On-field measurement of the ski
455 cycle kinematic according to leg and discipline in elite alpine skiers. In review. *Frontiers in*
456 *Physiology*. 2019.
- 457 2. Aune AK, Schaff P, Nordsletten L. Contraction of knee flexors and extensors in skiing
458 related to the backward fall mechanism of injury to the anterior cruciate ligament. *Scand J*
459 *Med Sci Sports*. 1995;5(3):165-169.
- 460 3. Berg HE, Eiken O. Muscle control in elite alpine skiing. *Med Sci Sports Exerc*.
461 1999;31(7):1065-1067.
- 462 4. Berg HE, Eiken O, Tesch PA. Involvement of eccentric muscle actions in giant slalom
463 racing. *Med Sci Sports Exerc*. 1995;27(12):1666-1670.
- 464 5. Bussey MD, Aldabe D, Adhia D, Mani R. Reliability of surface electromyography activity of
465 gluteal and hamstring muscles during sub-maximal and maximal voluntary isometric
466 contractions. *Musculoskelet Sci Pract*. 2018;34:103-107. doi:10.1016/j.msksp.2017.09.004.

- 467 6. Clarys JP, Alewaeters K, Zinzen E. The influence of geographic variations on the muscular
468 activity in selected sports movements. *J Electromyogr Kinesiol.* 2001;11(6):451-457.
- 469 7. Clarys JP, Publie J, Zinzen E. Ergonomic analyses of downhill skiing. *J Sports Sci.*
470 1994;12(3):243-250. doi:10.1080/02640419408732169.
- 471 8. Davies JM, Mayston MJ, Newham DJ. Electrical and mechanical output of the knee muscles
472 during isometric and isokinetic activity in stroke and healthy adults. *Disabil Rehabil.*
473 1996;18(2):83-90.
- 474 9. Dorel S, Guilhem G, Couturier A, Hug F. Adjustment of muscle coordination during an all-
475 out sprint cycling task. *Med Sci Sports Exerc.* 2012;44(11):2154-2164.
476 doi:10.1249/MSS.0b013e3182625423.
- 477 10. Federolf P, von Tscharner V, Haeufle D, Nigg B, Gimpl M, Müller E. Vibration exposure in
478 alpine skiing and consequences for muscle activation levels. In: *Science and Skiing IV*. Eds.
479 Müller E, Lindinger S, Stöggl T. UK: Meyer & Meyer Verlag; 2009:19-25.
- 480 11. Flørenes TW, Bere T, Nordsletten L, Heir S, Bahr R. Injuries among male and female World
481 Cup alpine skiers. *Br J Sports Med.* 2009;43(13):973-978. doi:10.1136/bjism.2009.068759.
- 482 12. Guilhem G, Cornu C, Guével A. Neuromuscular and muscle-tendon system adaptations to
483 isotonic and isokinetic eccentric exercise. *Ann Phys Rehabil Med.* 2010;53(5):319-341.
484 doi:10.1016/j.rehab.2010.04.003.
- 485 13. Haaland B, Steenstrup SE, Bere T, Bahr R, Nordsletten L. Injury rate and injury patterns in
486 FIS World Cup Alpine skiing (2006-2015): have the new ski regulations made an impact? *Br*
487 *J Sports Med.* 2016;50(1):32-36. doi:10.1136/bjsports-2015-095467.
- 488 14. Halaki M, Ginn K. Normalization of EMG Signals: To Normalize or Not to Normalize and
489 What to Normalize to? *Computational Intelligence in Electromyography Analysis - A*
490 *Perspective on Current Applications and Future Challenges*. October 2012.
491 doi:10.5772/49957.
- 492 15. Hintermeister RA, O'Connor DD, Dillman CJ, Suplizio CL, Lange GW, Steadman JR.
493 Muscle activity in slalom and giant slalom skiing. *Med Sci Sports Exerc.* 1995;27(3):315-
494 322.
- 495 16. Hintermeister RA, O'Connor DD, Lange GW, Dillman CJ, Steadman JR. Muscle activity in
496 wedge, parallel, and giant slalom skiing. *Med Sci Sports Exerc.* 1997;29(4):548-553.
- 497 17. Jordan MJ, Aagaard P, Herzog W. Rapid hamstrings/quadriceps strength in ACL-
498 reconstructed elite Alpine ski racers. *Med Sci Sports Exerc.* 2015;47(1):109-119.
499 doi:10.1249/MSS.0000000000000375.
- 500 18. Kröll J, Spörri J, Fasel B, Müller E, Schwameder H. Type of muscle control in elite alpine
501 skiing – Is it still the same than in 1995? In: *Science and Skiing VI*, Eds. Müller E,
502 Kröll J, Lindinger S, Pfusterschmied J, Stöggl T. Aachen: Meyer & Meyer Sport; 2015:56-
503 64.
- 504 19. Kröll J, Spörri J, Gilgien M, Schwameder H, Müller E. Effect of ski geometry on aggressive
505 ski behaviour and visual aesthetics: equipment designed to reduce risk of severe traumatic

- 506 knee injuries in alpine giant slalom ski racing. *Br J Sports Med.* 2016;50(1):20-25.
507 doi:10.1136/bjsports-2015-095433.
- 508 20. Kröll J, Spörri, Jörg, Kandler C, Fasel B, Müller E, Schwameder H. Kinetic and kinematic
509 comparison of alpine ski racing disciplines as a base for specific conditioning regimes. In:
510 *ISBS-Conference Proceedings Archive, Eds. Colloud F, Domalain M and Monnet T.* Poitiers,
511 France; 2015:Vol. 33.
- 512 21. Kröll J, Wakeling JM, Seifert JG, Müller E. Quadriceps Muscle Function during
513 Recreational Alpine Skiing. *Med Sci Sports Exerc.* 2010;42(8):1545-1556.
514 doi:10.1249/MSS.0b013e3181d299cf.
- 515 22. Kuznetsova A, Brockhoff PB, Christensen RHB. lmerTest Package: Tests in Linear Mixed
516 Effects Models. *Journal of Statistical Software.* 2017;82(13). doi:10.18637/jss.v082.i13.
- 517 23. LeMaster R. *Ultimate Skiing.* Human Kinetics; 2010.
- 518 24. Lenth R. emmeans: Estimated Marginal Means, aka Least-Squares Means. R package
519 version 1.4. <https://CRAN.R-project.org/package=emmeans>. Published 2019.
- 520 25. Lešnik B, Šimunič B, Žvan M, Pišot R. Adaptation of vastii muscles in top skiers from
521 different alpine skiing disciplines. In: *Science and Skiing V. E. Müller, S. Lindinger, T.*
522 *Stöggel, Eds.* UK, Meyer & Meyer Sport; 2012:251-262.
- 523 26. Louie JK, Kuo CY, Gutierrez MD, Mote CD. Surface EMG and torsion measurements
524 during snow skiing: laboratory and field tests. *J Biomech.* 1984;17(10):713-724.
- 525 27. Manning WG, Mullahy J. Estimating log models: to transform or not to transform? *J Health*
526 *Econ.* 2001;20(4):461-494.
- 527 28. Maxwell SM, Hull ML. Measurement of strength and loading variables on the knee during
528 Alpine skiing. *J Biomech.* 1989;22(6-7):609-624.
- 529 29. Minetti AE, Ardigo LP, Susta D, Cotelli F. Using leg muscles as shock absorbers: theoretical
530 predictions and experimental results of drop landing performance. *Ergonomics.*
531 1998;41(12):1771-1791. doi:10.1080/001401398185965.
- 532 30. Müller E, Benko U, Raschner C, Schwameder H. Specific fitness training and testing in
533 competitive sports. *Med Sci Sports Exerc.* 2000;32(1):216-220.
- 534 31. Müller E, Schwameder H. Biomechanical aspects of new techniques in alpine skiing and ski-
535 jumping. *J Sports Sci.* 2003;21(9):679-692. doi:10.1080/0264041031000140284.
- 536 32. Nakazato K, Scheiber P, Müller E. A comparison of ground reaction forces determined by
537 portable force-plate and pressure-insole systems in alpine skiing. *J Sports Sci Med.*
538 2011;10(4):754-762.
- 539 33. Németh G, Lamontagne M, Tho KS, Eriksson E. Electromyographic activity in expert
540 downhill skiers using functional knee braces after anterior cruciate ligament injuries. *Am J*
541 *Sports Med.* 1997;25(5):635-641. doi:10.1177/036354659702500508.
- 542 34. Neumayr G, Hoertnagl H, Pfister R, Koller A, Eibl G, Raas E. Physical and physiological
543 factors associated with success in professional alpine skiing. *Int J Sports Med.*
544 2003;24(8):571-575. doi:10.1055/s-2003-43270.

- 545 35. R Core Team. R: A language and environment for statistical computing. R Foundation for
546 Statistical Computing, Vienna, Austria. <https://www.R-project.org/>. Published 2019.
- 547 36. Rainoldi A, Bullock-Saxton JE, Cavarretta F, Hogan N. Repeatability of maximal voluntary
548 force and of surface EMG variables during voluntary isometric contraction of quadriceps
549 muscles in healthy subjects. *J Electromyogr Kinesiol.* 2001;11(6):425-438.
- 550 37. Raschner C, Schiefermüller C, Zallinger G, Hofer E, Brunner F. Carving turns versus
551 traditional parallel turns—a comparative biomechanical analysis. In: *Science and Skiing II*,
552 Eds. Müller E, Schwameder H, Raschner C, Lindinger S, Kornexl E. Hamburg: Verlag Dr.
553 Kovac; 2001:203-217.
- 554 38. Sole G, Hamrén J, Milosavljevic S, Nicholson H, Sullivan SJ. Test-retest reliability of
555 isokinetic knee extension and flexion. *Arch Phys Med Rehabil.* 2007;88(5):626-631.
556 doi:10.1016/j.apmr.2007.02.006.
- 557 39. Spörri J, Kröll J, Fasel B, Aminian K, Müller E. Standing Height as a Prevention Measure
558 for Overuse Injuries of the Back in Alpine Ski Racing: A Kinematic and Kinetic Study of
559 Giant Slalom. *Orthop J Sports Med.* 2018;6(1):2325967117747843.
560 doi:10.1177/2325967117747843.
- 561 40. Spörri J, Kröll J, Gilgien M, Müller E. Sidecut radius and the mechanics of turning-
562 equipment designed to reduce risk of severe traumatic knee injuries in alpine giant slalom ski
563 racing. *Br J Sports Med.* 2016;50(1):14-19. doi:10.1136/bjsports-2015-095737.
- 564 41. Vogt M, Hoppeler HH. Eccentric exercise: mechanisms and effects when used as training
565 regime or training adjunct. *J Appl Physiol.* 2014;116(11):1446-1454.
566 doi:10.1152/jappphysiol.00146.2013.
- 567 42. Werner S, Willis K. Self-release of ski-binding. *Int J Sports Med.* 2002;23(7):530-535.
568 doi:10.1055/s-2002-35072.
- 569 43. Zeglinksi CM, Swanson SC, Self BP, Greenwald RM. Muscle activity in the slalom turn of
570 alpine skiing and in-line skating. *Int J Sports Med.* 1998;19(7):447-454. doi:10.1055/s-2007-
571 971943.

572

573 **Table 1: EMG activity of five muscles in the thigh according to Discipline**

			Cycle			
			DH	SG	GS	SL
Double-turn duration (ms)			4822 ± 939 ^d	3957 ± 534 ^c	2953 ± 335 ^b	1836 ± 213 ^a
Burst duration	absolute (ms)	VM	3391 ± 1029 ^d	2693 ± 692 ^c	1853 ± 437 ^b	1101 ± 257 ^a
		VL	3564 ± 908 ^d	2609 ± 561 ^c	1866 ± 440 ^b	1130 ± 265 ^a
		BF	3569 ± 886 ^d	2856 ± 554 ^c	2039 ± 506 ^b	1326 ± 280 ^a
		RF	3507 ± 1273 ^d	2848 ± 802 ^c	1887 ± 500 ^b	1216 ± 257 ^a
		SMST	3281 ± 659 ^d	2774 ± 653 ^c	1948 ± 529 ^b	1304 ± 301 ^a
	relative (%)	VM	70 ± 14 ^a	68 ± 15 ^a	63 ± 12 ^a	60 ± 10 ^a
		VL	74 ± 12 ^a	66 ± 12 ^a	63 ± 12 ^a	61 ± 11 ^a
		BF	73 ± 9 ^a	73 ± 13 ^a	69 ± 14 ^a	72 ± 11 ^a
		RF	72 ± 19 ^a	72 ± 16 ^a	64 ± 15 ^a	66 ± 12 ^a
		SMST	69 ± 14 ^a	70 ± 15 ^a	66 ± 16 ^a	71 ± 14 ^a
EMG (%MVC)	mean	VM	73 ± 34 ^a	84 ± 30 ^a	67 ± 33 ^a	72 ± 28 ^a
		VL	73 ± 30 ^a	74 ± 22 ^a	64 ± 27 ^a	75 ± 24 ^a
		BF	44 ± 13 ^a	47 ± 22 ^a	43 ± 22 ^a	50 ± 25 ^a
		RF	97 ± 51 ^a	74 ± 45 ^a	71 ± 28 ^a	76 ± 21 ^a
		SMST	37 ± 9 ^a	44 ± 11 ^a	29 ± 11 ^a	27 ± 15 ^a
	peak	VM	148 ± 54 ^a	170 ± 70 ^a	126 ± 54 ^a	127 ± 47 ^a
		VL	144 ± 58 ^a	148 ± 42 ^a	125 ± 48 ^a	134 ± 44 ^a
		BF	85 ± 24 ^a	89 ± 43 ^a	77 ± 33 ^a	84 ± 49 ^a
		RF	165 ± 91 ^a	119 ± 78 ^a	88 ± 43 ^a	99 ± 33 ^a
		SMST	83 ± 20 ^{ab}	91 ± 26 ^b	63 ± 21 ^{ab}	54 ± 23 ^a
EMG (%MVC)	isometric	VM	75 ± 33 ^a	87 ± 35 ^a	71 ± 36 ^a	81 ± 38 ^a
		VL	74 ± 30 ^a	77 ± 24 ^a	70 ± 31 ^a	80 ± 33 ^a
		BF	44 ± 14 ^a	50 ± 25 ^a	44 ± 22 ^a	52 ± 27 ^a
		RF	95 ± 51 ^a	73 ± 45 ^a	64 ± 30 ^a	88 ± 30 ^a
		SMST	39 ± 12 ^a	47 ± 13 ^a	32 ± 13 ^a	23 ± 16 ^a
	concentric	VM	75 ± 37 ^a	67 ± 27 ^a	49 ± 25 ^a	58 ± 25 ^a
		VL	69 ± 31 ^a	58 ± 22 ^a	49 ± 23 ^a	62 ± 23 ^a
		BF	40 ± 12 ^a	39 ± 23 ^a	31 ± 16 ^a	41 ± 20 ^a
		RF	90 ± 50 ^a	56 ± 41 ^a	48 ± 23 ^a	52 ± 18 ^a
		SMST	40 ± 13 ^a	42 ± 12 ^a	27 ± 12 ^a	28 ± 13 ^a
	eccentric	VM	70 ± 33 ^a	68 ± 28 ^a	45 ± 27 ^a	45 ± 20 ^a
		VL	70 ± 28 ^a	58 ± 23 ^a	44 ± 24 ^a	46 ± 19 ^a
		BF	37 ± 12 ^a	35 ± 19 ^a	33 ± 22 ^a	35 ± 16 ^a
		RF	103 ± 50 ^a	72 ± 41 ^a	63 ± 27 ^a	63 ± 24 ^a
		SMST	35 ± 10 ^a	38 ± 12 ^a	26 ± 12 ^a	24 ± 11 ^a

574 SL Slalom, GS Giant Slalom, SG Super Giant, DH Downhill. a<b<c<d effect of discipline. Mean ±

575 SD, p<0.05

576

Table 2: EMG according to Leg and Discipline

	Inside Leg					Outside Leg				
	DH	SG	GS	SL		DH	SG	GS	SL	
Turn duration (ms)	2752 ± 681 ^{*d}	2012 ± 389 ^c	1479 ± 260 ^{*b}	916.5 ± 151 ^a		2300 ± 519 ^d	1985 ± 368 ^c	1449 ± 216 ^b	896 ± 133 ^a	
Burst duration absolute (ms)										
VM	1789 ± 581 ^d	1346 ± 439 ^c	896 ± 306 ^b	557 ± 174 ^a		1868 ± 537 ^{*d}	1584 ± 403 ^{*c}	1104 ± 236 ^{*b}	583 ± 145 ^{*a}	
VL	1978 ± 553 ^d	1254 ± 396 ^c	885 ± 307 ^b	567 ± 172 ^a		1907 ± 620 ^d	1590 ± 381 ^{*c}	1133 ± 238 ^{*b}	610 ± 149 ^{*a}	
BF	1826 ± 650 ^d	1397 ± 442 ^c	1027 ± 323 ^b	663 ± 169 ^a		1921 ± 499 ^{*d}	1626 ± 398 ^{*c}	1170 ± 251 ^{*b}	665 ± 162 ^a	
RF	2162 ± 629 ^{*d}	1559 ± 410 ^{*c}	1127 ± 274 ^{*b}	682 ± 165 ^{*a}		1728 ± 577 ^d	1493 ± 424 ^c	1010 ± 279 ^b	621 ± 156 ^a	
SMST	1820 ± 757 ^d	1338 ± 511 ^c	995 ± 328 ^b	685 ± 174 ^a		1899d ± 542 ^{*d}	1659 ± 379 ^{*c}	1111 ± 266 ^{*b}	684 ± 163 ^a	
relative (%)										
VM	66 ± 16 ^a	67 ± 18 ^a	60 ± 17 ^a	60 ± 13 ^a		81 ± 11 ^{*b}	80 ± 13 ^{*b}	76 ± 10 ^{*b}	65 ± 11 ^{*a}	
VL	73 ± 16 ^b	63 ± 16 ^a	59 ± 16 ^a	61 ± 13 ^a		81 ± 15 ^{*b}	80 ± 11 ^{*b}	78 ± 9 ^{*b}	68 ± 10 ^{*a}	
BF	67 ± 16 ^a	70 ± 16 ^a	69 ± 17 ^a	72 ± 13 ^a		83 ± 11 ^{*b}	82 ± 13 ^{*b}	80 ± 10 ^{*b}	74 ± 13 ^{*a}	
RF	79 ± 14 ^{*a}	78 ± 12 ^{(*)a}	76 ± 11 ^{*a}	74 ± 12 ^{*a}		74 ± 16 ^a	76 ± 16 ^a	70 ± 16 ^a	69 ± 14 ^a	
SMST	66 ± 21 ^a	66 ± 22 ^a	67 ± 19 ^a	75 ± 16 ^b		81 ± 15 ^{*ab}	84 ± 10 ^{*b}	76 ± 13 ^{*a}	76 ± 14 ^a	
EMG (%MVC)										
VM	54 ± 36 ^a	55 ± 25 ^a	34 ± 24 ^a	34 ± 26 ^a		86 ± 38 ^{*a}	81 ± 36 ^{*a}	62 ± 30 ^{*a}	78 ± 31 ^{*a}	
VL	51 ± 26 ^a	47 ± 24 ^a	32 ± 21 ^a	34 ± 23 ^a		83 ± 35 ^{*a}	71 ± 26 ^{*a}	65 ± 29 ^{*a}	84 ± 31 ^{*a}	
BF	30 ± 12 ^a	31 ± 22 ^a	22 ± 16 ^a	29 ± 17 ^a		48 ± 17 ^{*a}	50 ± 27 ^{*a}	41 ± 20 ^{*a}	53 ± 27 ^{*a}	
RF	75 ± 49 ^a	51 ± 38 ^a	55 ± 28 ^{*a}	50 ± 28 ^a		83 ± 58 ^a	58 ± 48 ^a	36 ± 25 ^a	50 ± 18 ^a	
SMST	29 ± 12 ^a	29 ± 10 ^a	19 ± 11 ^a	19 ± 11 ^a		51 ± 16 ^{*ab}	57 ± 17 ^{*b}	36 ± 17 ^{*a}	35 ± 17 ^{*a}	
isometric										
VM	50 ± 31 ^{ab}	58 ± 31 ^{ab}	51 ± 41 ^a	81 ± 48 ^b		87 ± 3 ^{*6}	100 ± 41 ^{*a}	83 ± 38 ^{*a}	87 ± 41 ^{*a}	
VL	52 ± 26 ^{ab}	49 ± 30 ^{ab}	47 ± 33 ^a	77 ± 42 ^b		90 ± 36 ^{*a}	90 ± 29 ^{*a}	84 ± 36 ^{*a}	93 ± 42 ^{*a}	
BF	33 ± 13 ^a	34 ± 24 ^a	34 ± 28 ^a	53 ± 29 ^a		50 ± 17 ^{*a}	58 ± 31 ^{*a}	51 ± 22 ^{*a}	56 ± 39 ^{*a}	
RF	86 ± 48 ^a	72 ± 40 ^{*a}	96 ± 47 ^{*a}	100 ± 39 ^{*a}		89 ± 53 ^a	70 ± 53 ^a	44 ± 27 ^a	63 ± 26 ^a	
SMST	21 ± 9 ^a	27 ± 12 ^a	18 ± 11 ^a	20 ± 18 ^a		49 ± 15 ^{*ab}	59 ± 17 ^{*b}	40 ± 17 ^{*ab}	30 ± 19 ^{*a}	
eccentric										
VM	53 ± 32 ^a	60 ± 28 ^a	42 ± 31 ^a	60 ± 33 ^{*a}		75 ± 35 ^{*ab}	75 ± 38 ^{*b}	43 ± 29 ^{ab}	33 ± 20 ^a	
VL	57 ± 26 ^a	50 ± 25 ^a	40 ± 27 ^a	59 ± 29 ^{*a}		80 ± 35 ^{*b}	64 ± 28 ^{*ab}	45 ± 29 ^{*ab}	34 ± 20 ^a	
BF	33 ± 15 ^a	33 ± 20 ^a	32 ± 26 ^{*a}	43 ± 19 ^{*a}		39 ± 12 ^{*a}	37 ± 22 ^{*a}	31 ± 19 ^a	28 ± 19 ^a	
RF	93 ± 53 ^{*a}	73 ± 40 ^{*a}	77 ± 35 ^{*a}	78 ± 30 ^{*a}		90 ± 53 ^a	65 ± 45 ^a	41 ± 26 ^a	47 ± 24 ^a	
SMST	25 ± 11 ^a	30 ± 12 ^a	24 ± 12 ^a	24 ± 13 ^a		41 ± 16 ^{*a}	46 ± 18 ^{*a}	29 ± 15 ^{*a}	25 ± 12 ^a	

SL Slalom, GS Giant Slalom, SG Super Giant, DH Downhill. * Inside leg different from outside leg. a<b<c<d effect of discipline. Mean ± SD,

p<0.05, () p<0.10.

1 APPENDIX

2

3 Appendix 1: Mean and peak relative EMG according to leg and discipline

Relative EMG (%MVC)	Inside Leg					Outside Leg				
		DH	SG	GS	SL		DH	SG	GS	SL
mean	VM	48 ± 31 ^a	60 ± 29 ^a	49 ± 34 ^a	70 ± 34 ^a	91 ± 36 ^a	105 ± 42 ^a	82 ± 35 ^a	82 ± 35 ^a	78 ± 30 ^a
	VL	52 ± 26 ^{ab}	52 ± 28 ^{ab}	44 ± 27 ^a	69 ± 29 ^b	96 ± 35 ^a	93 ± 29 ^a	83 ± 33 ^a	83 ± 33 ^a	83 ± 29 ^a
	BF	34 ± 13 ^a	35 ± 22 ^a	34 ± 25 ^a	50 ± 29 ^a	54 ± 16 ^a	58 ± 31 ^a	52 ± 22 ^a	52 ± 22 ^a	52 ± 32 ^a
	RF	91 ± 54 ^a	74 ± 39 ^a	91 ± 39 ^a	90 ± 31 ^a	85 ± 49 ^a	73 ± 54 ^a	47 ± 26 ^a	47 ± 26 ^a	58 ± 18 ^a
	SMST	22 ± 8 ^a	27 ± 11 ^a	19 ± 10 ^a	21 ± 15 ^a	50 ± 15 ^{ab}	60 ± 18 ^{ab}	38 ± 15 ^a	38 ± 15 ^a	33 ± 16 ^a
peak	VM	102 ± 60 ^a	125 ± 55 ^a	99 ± 62 ^a	125 ± 56 ^a	148 ± 54 ^a	171 ± 66 ^a	124 ± 53 ^a	124 ± 53 ^a	130 ± 49 ^a
	VL	103 ± 46 ^a	113 ± 50 ^a	90 ± 47 ^a	124 ± 48 ^a	150 ± 56 ^a	149 ± 40 ^a	123 ± 48 ^a	123 ± 48 ^a	134 ± 45 ^a
	BF	70 ± 30 ^a	66 ± 38 ^a	59 ± 39 ^a	82 ± 50 ^a	85 ± 25 ^a	88 ± 42 ^a	77 ± 32 ^a	77 ± 32 ^a	85 ± 55 ^a
	RF	159 ± 89 ^a	123 ± 62 ^a	137 ± 55 ^a	134 ± 44 ^a	148 ± 71 ^a	122 ± 77 ^a	86 ± 44 ^a	86 ± 44 ^a	95 ± 31 ^a
	SMST	46 ± 16 ^a	54 ± 21 ^a	37 ± 18 ^a	36 ± 24 ^a	80 ± 20 ^{ab}	91 ± 24 ^{ab}	62 ± 21 ^{ab}	62 ± 21 ^{ab}	54 ± 23 ^a

4 SL Slalom, GS Giant Slalom, SG Super Giant, DH Downhill. * Inside leg different from Outside leg. a<b<c<d effect of discipline. Mean ± SD,

5 p<0.05.

3. Conclusion

L'objectif de cette quatrième étude était de caractériser l'activité EMG sur piste pour des skieurs alpins élite. Cette étude représente la première caractérisation de la sorte qui inclut les 4 disciplines, dans une population élite, en situation réelle (sans sac à dos, ni virage imposé pour des besoins expérimentaux). Les résultats montrent que les VM, VL, SMST et BF ont une activité EMG plus élevée sur la jambe extérieure que sur la jambe intérieure. Nos résultats mettent également en évidence une co-contraction importante des extenseurs et fléchisseurs du genou. Ces résultats renforcent les études précédentes.

Le RF se distingue des autres muscles de la cuisse par une activité plus importante en jambe intérieure qu'en jambe extérieure. Ce résultat associé au niveau d'activation plus important en jambe intérieure par rapport aux études anciennes suggère un rôle plus important de la jambe intérieure dans le ski moderne.

Nos résultats mettent également en évidence l'importance de la phase quasi-isométrique puisqu'elle requérait le niveau d'activation le plus élevé. Cela suggère que le ski alpin ne devrait pas être considéré comme une activité purement excentrique. Ces observations ont des applications importantes pour la prescription d'entraînements spécifiques aux angles et modes de contraction de chaque discipline. Ils indiquent un recours au mode isométrique plus important que ce qui est généralement considéré en SL, GS et SG. Par contre, les modes et les intensités de contraction dépendent de la phase du cycle (jambe intérieure vs extérieure, phase excentrique vs quasi-isométrique vs concentrique). L'étude suivante a donc eu pour objectif de caractériser ces différences grâce à une analyse continue du cycle. Pour cela nous avons appliqué de façon originale en ski la technique d'analyse utilisée pour les tests isocinétiques (Étude 2).

V. ETUDE 5

Publication associée: « Neuromuscular and kinematic Statistical Parametric Mapping analysis of the turns in elite alpine skiers » en cours d'écriture.

1. Résumé

La troisième étude de ces travaux de thèse a montré que les différentes disciplines du ski alpin étaient peu différenciées par les angles et positions, mais plutôt par leur mode/temps de contraction et vitesse angulaire. Cela met en évidence l'importance d'une analyse dynamique et suggère que des valeurs scalaires décrivant des positions maximales ou moyennes ne sont probablement pas suffisamment sensibles pour décrire les disciplines alpines à haut niveau. De plus, la quatrième étude de ces travaux de thèse montrait une activité EMG supérieure en jambe extérieure comparativement à la jambe intérieure pour la plupart des muscles de la cuisse (VM, VL, SMST et BF), alors que le RF présentait une activité plus importante en jambe intérieure, en accord avec la littérature. Ces résultats mettent en évidence l'importance de considérer le cycle de ski comme un processus dynamique ainsi que les limites de l'analyse de scalaire. Ceci est également en accord avec notre deuxième étude de thèse qui a montré qu'une analyse SPM permettait de détecter des différences spécifiques aux angles de travail lors de tests isocinétiques qui n'étaient pas visibles avec une analyse traditionnelle des scalaires chez les skieurs élite. Lors de cette cinquième étude, nous avons donc 'bouclé la boucle' en appliquant la méthode SPM choisie lors des tests isocinétiques de l'étude 2 à l'analyse de l'activité ski. Plus spécifiquement, l'objectif de cette étude était d'utiliser la méthode SPM pour caractériser les paramètres cinématiques et l'activité EMG des muscles de la cuisse au cours du cycle et les comparer entre les disciplines.

Pour ce faire, les signaux bruts des angles du genou et de la hanche ainsi que de l'activité EMG de trois chefs du quadriceps (VM, RF et VL) et des ischio-jambiers internes et externes (BF et SMST) enregistrés dans la cadre des études 3 et 4 ont été extraits pour l'analyse vectorielle. Les séries temporelles des vitesses angulaires du genou et de la hanche ont également été recalculées. Les données ont été indexées dans une matrice avec les variables indépendantes skieur-session, discipline et jambe. Les différences de forme des

courbes ont été estimées en utilisant la boîte à outils SPM-1D (© Todd Pataky, 2014, version M0.1) dans Matlab.

L'analyse SPM permet de mettre en évidence des différences d'angle du genou entre les disciplines sur certaines portions du cycle mais les courbes d'angle du genou restent assez proches les unes des autres. A l'inverse, les courbes d'angles de hanche sont plus différentes entre les disciplines, avec des flexions plus marquées dans les disciplines de vitesse que dans les disciplines techniques. L'analyse des vitesses angulaires montre un motif reproductible pour le genou avec un pic de vitesse négative (flexion) lors de la transition de la jambe extérieure à la jambe intérieure et un pic de vitesse positive (extension) lors de la transition de la jambe intérieure à la jambe extérieure. Ce dernier semble légèrement retardé en SL par rapport aux autres disciplines. La hanche montre également un pic de la vitesse d'extension lors de la transition de la jambe intérieure vers la jambe extérieure en GS et SG, avec un pic légèrement retardé en SL par rapport aux autres disciplines. A noter l'absence de pic en DH avec des vitesses angulaires de hanche restant comprises entre $\pm 20^{\circ} \cdot s^{-1}$ tout au long du cycle (quasi-isométrie). L'ensemble de ces résultats montre l'importance des vitesses angulaires lentes dans les disciplines de vitesse avec des valeurs principalement comprises entre $\pm 50^{\circ} \cdot s^{-1}$ pour le genou et $\pm 20^{\circ} \cdot s^{-1}$ pour la hanche. La phase quasi-isométrique est également non négligeable en GS (particulièrement en jambe extérieure) et les vitesses angulaires du genou et de la hanche sont donc significativement supérieures en SL par rapport aux autres disciplines (voir *Figure 2 de l'article pour plus de détails*).

L'analyse des courbes d'activité EMG du VM et VL confirme que les niveaux d'activation sont supérieurs sur la jambe extérieure par rapport à la jambe intérieure (Étude 4), mais elle met également en évidence des différences entre les disciplines. En SL, les vastes ont une séquence d'activation clairement biphasique avec deux pics séparés par des périodes de relaxation. En GS, l'activation reste biphasique mais l'activité sur la jambe extérieure présente un plateau. En SG et DH, les vastes ont une activité basale élevée sans phase de relaxation importante lors du changement de carres ni vrai pic en jambe intérieure, mais avec un pic large en jambe extérieure de niveau similaire aux autres disciplines.

Le RF montre également une activation biphasique sur le cycle avec un pic d'activité situé en jambe intérieure. L'interprétation du double pic du RF en fonction du mode de contraction (voir *Figure 4 de l'article pour plus de détails*) indique que ce muscle bi-articulaire agit comme fléchisseur de hanche sur la phase excentrique de la jambe intérieure et comme extenseur du genou sur la phase concentrique de la jambe extérieure, avec une brève phase de relaxation lors du changement de carres.

Tout comme les vastes, les ischio-jambiers montrent une activité supérieure en jambe extérieure comparativement à la jambe intérieure, indiquant une co-contraction de ces deux groupes musculaires en jambe extérieure et leur rôle stabilisateur (Étude 4). Les ischio-jambiers montrent une forte augmentation de leur activité durant la phase concentrique de la jambe extérieure suivie d'un pic d'activité durant la phase isométrique (voir Figure 4 de l'article pour plus de détails). Cela suggère que les ischio-jambiers pourraient agir dynamiquement comme extenseurs de hanche avant de permettre de maintenir une position quasi-isométrique.

L'analyse des courbes montre une forte spécificité du SL avec des séquences d'activité EMG plus symétriques et des bouffées plus claires que dans les autres disciplines pour tous les muscles à l'exception du SMST. Le SL est aussi la seule discipline avec des bouffées EMG claires sur la jambe intérieure pour les vastes et le BF. Ce motif biphasique suggère une répartition des forces équilibrée entre la jambe intérieure et la jambe extérieure en SL, alors que les disciplines GS et SG ont un fonctionnement plus asymétrique avec un pic d'activité très marqué en jambe extérieure. Les bouffées EMG sont par contre plus longues en GS qu'en SL, indiquant une application de la force plus prolongée sur les skis. Ce phénomène est encore plus marqué dans les disciplines de vitesse pour lesquelles il est plus difficile d'observer un relâchement durant les transitions avec les longs skis. Les angles de hanche sont également plus fermés dans les disciplines de vitesse indiquant le maintien d'une position fléchie pour la recherche de vitesse avec des extensions discrètes lors des changements de phase.

2. Article

Neuromuscular and joint kinematic analysis of the turns in elite alpine skiers with statistical parametric mapping approach

Marine Alhammoud^{1,2}

Affiliations:

¹ French Ski Federation, Annecy, France.

² Inter-University Laboratory of Human Movement Biology, University Claude Bernard Lyon 1, France.

Running head: continuous analysis in alpine ski



Corresponding author: Marine Alhammoud

ABSTRACT

The aim of this study was to characterize the continuous joint kinematic and EMG activity of the alpine skiing disciplines using Statistical Parametric Mapping. Surface EMG of the *vastus medialis* (VM), *rectus femoris* (RF), *vastus lateralis* (VL), *biceps femoris* (BF) and *semimembranosus/semitendinosus* (SMST), as well as knee and hip angles were obtained during 85 Slalom (SL), 123 Giant Slalom (GS), 29 Super Giant Slalom (SG) and 16 Downhill (DH) from national team alpine skiers. Angular velocity displayed a peak negative velocity (i.e. leg flexion) at the turn switch from outside leg (OL) to inside leg (IL), and a peak positive velocity (i.e. leg extension) at the turn switch from IL to OL. The current results showed an important quasi-isometric phase (i.e. between $\pm 20^\circ \cdot s^{-1}$) in DH, SG and GS, whereas angular velocities were significantly higher in SL than other disciplines over most of the cycle. EMG activity displayed a peak in the area of pole touch or gate crossing and low activity during edge changing, with biphasic patterns in the technical disciplines and monophasic patterns in the speed disciplines. *Vastii* and hamstrings activities were higher on the OL than IL, indicating their synergic action. RF activity was higher on the IL in the technical disciplines and was symmetrical in the speed disciplines. The current data characterized the joint kinematic and EMG requirements depending on cycle phase and contraction mode in four alpine disciplines. This may help to inform training modalities to enhance muscle activation strategies.

Keywords: winter sports, EMG, knee injury prevention, SPM, contraction mode, joint angular velocity

INTRODUCTION

Alpine skiing has unique kinematic and neuromuscular requirements with the skiers using thigh muscles as shock absorbers²¹ to resist the compressive forces and dissipate potential energy via quasi-isometric and eccentric muscular actions^{2,5,6} while travelling down the slope. The forces in skiing are divided in external forces (gravity, friction, centripetal ...) and internal forces that are generated by the skier's muscles. Due to the high velocity of displacement in this outdoor sport with constraining hills access, the objective characterization of these requirements remains limited especially in the speed disciplines [Super Giant (SG) and Downhill (DH)]. Alpine skiing is generally sequenced by identifying the ski cycle¹⁹ corresponding to two successive turns where a given leg will successively act as the inside (IL) and outside leg (OL).⁶ Previous literature concluded to an important slow eccentric activity of the knee extensors during the ski cycle.^{5,6,10,11} Whilst most of the literature focused on technical disciplines [Slalom (SL), Giant Slalom (GS)] and was obtained before the ski carving introduction, recent studies from our group have shown that the proportion of the eccentric, concentric and quasi-isometric phases differed between the inside and outside legs, and depended on the alpine discipline.² The isometric phase appeared to be a major aspect of modern alpine ski racing, representing between 41% (DH) and 15% (SL) of the ski cycle for the knee,² and with the highest level of EMG activation being reach isometrically (**Study 4**).

However, mean values computed over pre-defined temporal (i.e. IL and OL) or kinematic phases (i.e. eccentric, isometric and concentric) do not allow to fully describe the complexity of the ski neuromuscular and biomechanical dynamic patterns. Thus, a one-dimensional analysis may avoid precious loss of information as compared to the traditional zero-dimensional statistical procedures (such as mean or peak activation).²⁴ Accordingly, the Statistical Parametric Mapping (SPM) method is increasingly gaining interest in biomechanical analyses.^{4,8} For example, a SPM analysis has shown angle-specific strength differences between alpine skiers specialised in technical or speed disciplines during an isokinetic testing, which were not captured by conventional parameters.¹ To date, only one study has applied SPM method to the ski cycle to estimate the trajectory of different body parts as compared to the centre of mass in GS,²⁰ and this technique has never been applied to electromyographic signals and joint kinematics analysis.

In summary, previous studies showed that kinematic and neuromuscular parameters have different characteristics depending on the pre-defined phases selected for mean analysis (², **Study 4**). Therefore, the aim of this study was to continuously characterize the thigh EMG activity (including both quadriceps and hamstrings muscles) along its joint kinematic characteristics (i.e. knee and hip angles) with respect to discipline using the SPM approach. We hypothesized that

despite similar EMG peak values in the different disciplines, marked activation differences would occur during the transition phase.

MATERIALS AND METHODS

Participants

20 French national team alpine skiers [9 females (23±2 years, 169±5 cm, 64.3±4.7 kg) and 11 males (24±5 years, 178±7 cm, 76.2±7.0 kg)] participated in this study. Skiers were in World Cup (n=13) or Europa Cup (n=7), Technicians (n=15) or Speed Specialists (n=5), with an average FIS points of 12±7 (the lower the better). All participants provided written informed consent and all procedures conformed to the standards of the Declaration of Helsinki.

General procedure

Kinematic and EMG data were collected for 253 ski runs, including 85 SL, 123 GS, 29 SG and 16 DH during regular ski training abiding by the FIS rules. The detailed protocol for the kinematic variables was published elsewhere.² Briefly, the hip and knee angles were continuously recorded using electro goniometers (SG150, Biometrics, Newport, UK) at 148.15 Hz. As skiing consists in resisting gravity and compression, the knee extensors were assumed to work eccentrically during knee flexion and concentrically during extension;²⁵ whilst an angular velocity within $0\pm 20^\circ \cdot s^{-1}$ was defined as a quasi-isometric phase.⁵ The detailed protocol for the EMG variables was also published somewhere else (**Study 4**). Briefly, the surface EMG activity of the *vastus medialis* (VM), *rectus femoris* (RF), *vastus lateralis* (VL), *biceps femoris* (BF) and *semimembranosus/semitendinosus* (SMST) was recorded at 1925.93 Hz from the right leg (Trigno, Delsys, Boston, USA). The EMG activity was expressed in percentage of a maximal voluntary contraction (%MVC). Raw EMG was detrended, corrected for the gain (300) and smoothed with a lowpass filter of variable cut-off frequency according to the discipline to take in account for the absolute length of the ski cycles and keep an oscillation number of ~10 per cycle (cut-off 5 Hz in SL, 4Hz in GS, 3Hz in SG, 2Hz in DH, Butterworth filter, second order).

Data analyses

Large ski artifacts typically caused by uncontrolled vibrations or by hitting a stack were excluded. Course figures were included and then first and last cycles were removed to take in account for the push-off and deceleration phases. All signals were synchronised with a tri-axial accelerometer located on the skier stomach allowing to identify the turn switch from the minima of

resultant acceleration.^{15,22,27} The signals were time-normalized to 100% of the cycle defined as a right turn (internal leg) plus a left turn (outside leg), separated by the edge changing phases (between 0-10%, 40-60% and 90-100% of the cycle).²² For the knee, a total of 2526 OL / 2553 IL were analyzed including 1001/1005 SL, 1239/1248 GS, 219/229 SG and 67/71 DH. For the hip, a total of 1599 OL / 1581 IL were analyzed including 729/736 SL, 1060/1052 GS, 147/144 SG and 24/22 DH. For the five muscles, a range of 2651-2879 OL / 2735-2891 IL were analyzed.

To clarify the qualitative description of the signal proposed afterwards we below define the terms which will be used. The “phasic” patterns were defined by sudden increases in EMG amplitude from the lowest baseline level to the peak activity with at least a factor 2 within a relative period lower than 20% of the cycle.³¹ Thus, a muscle activity was biphasic if the muscle was suddenly activating on both IL and OL and monophasic if suddenly activating only in IL or OL. Asymmetrical muscle EMG activity was defined as a leg difference higher than 15%. Lastly, the activity level was considered as low below 40%MVC and high above 40%.

Statistical analysis

Continuous signals were extracted by half ski cycles (IL/OL) for vector field analysis of the five EMG signals (VM, RF, VL, BF and SMST), as well as the two angle’s position (knee and hip) and their corresponding angular velocities. Data were indexed in a matrix of factors with the independent variables “Skier-session” corresponding to the triplet “subject-discipline-date”, Discipline (DH, SG, GS, SL) and Leg (IL, OL). The differences in curve’s shapes were assessed using the toolbox SPM-1D (© Todd Pataky, 2014, version M0.1) in Matlab 2017a.²³ One-way ANOVA SPM{F} statistic was performed on each leg separately in order to detect the main effect of discipline. Post-hoc SPM{t} tests were conducted and Bonferroni correction was applied for each cluster crossing the critical threshold. The IL (0-50%) and OL (50-100%) were juxtaposed for the representation of the ski cycle, therefore small gaps may be seen because of slightly unequal numbers of IL and OL (due to artefacts removal). The average curve per discipline was calculated based on different amount of turns performed (see above). Data are expressed in mean \pm confidence intervals (IC95%) and significance set at $p < 0.05$.

RESULTS

Continuous angle curve of the knee and hip joint along with their angular velocity are represented in **Fig. 1**. Most of the time, angle positions and velocities were statistically different for knee and hip joint between disciplines when considering the whole cycle (**Fig. 1, Table 1**). The knee angular velocity showed a pattern with a negative peak velocity (i.e. leg flexion) at the turn

switch from OL to IL, and a positive peak velocity (i.e. leg extension) at the turn switch from IL to OL (Fig. 1). Of note, the latter is slightly postponed in SL with the peak angular velocity for leg extension occurring later in the initiation phase of the OL. The hip also showed a peak extension velocity at the turn switch from IL to OL for GS and SG, and the peak being slightly postponed in SL. Moreover, there was no clear peak in DH as the hip angular velocity remained quasi-isometric throughout the cycle (Fig. 1). The DH and SG were mainly quasi-isometric (58% and 48% of the cycle, respectively); whereas the GS and SL were rather mainly eccentric (39%) and concentric (45%), respectively (Fig. 2, Table 2).

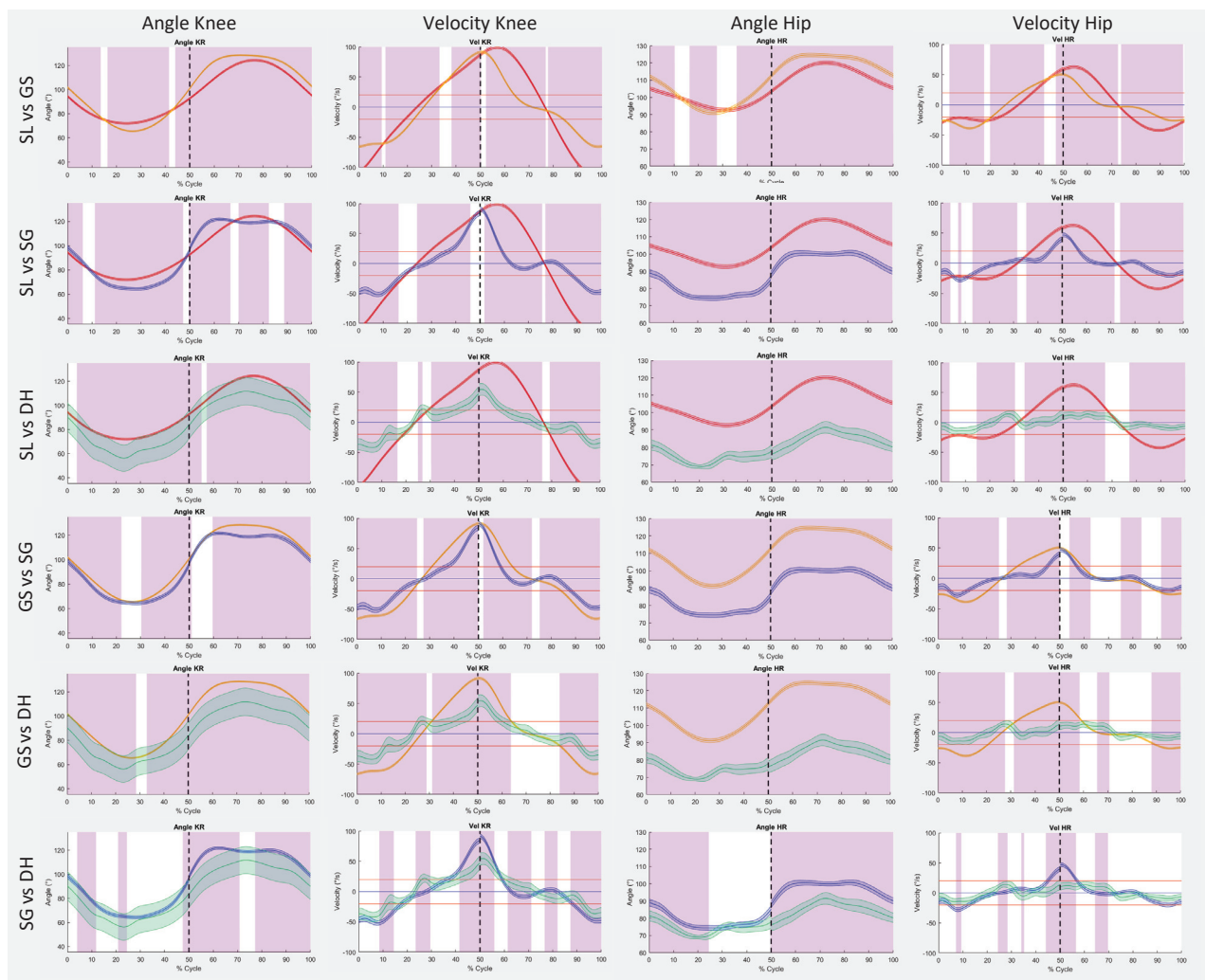


Figure 1: Angle and angular velocity pairwise comparison of the disciplines. Slalom (SL) in red, Giant (GS) in orange, Super Giant (SG) in blue, Downhill (DH) in green. Angles: right knee (KR) and hip (HR), angular velocity (VEL) with red lines indicating the velocities between $\pm 20^\circ \cdot s^{-1}$ defined as quasi-isometric. Shaded zones of the plots indicate a statistical difference between the 2 disciplines compared (see statistical table in appendix for detail). Curve's values in mean $\pm 1C95\%$.

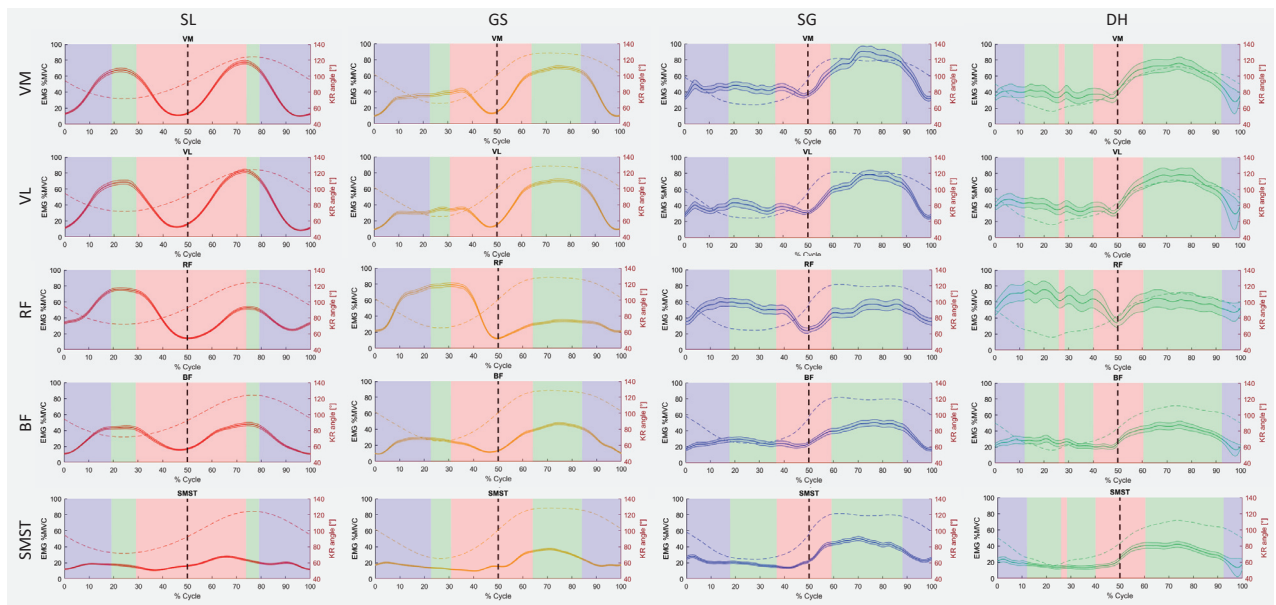


Figure 2: EMG (plain line) and knee angle (dashed line) during four alpine disciplines with respect to the contraction regimen. Slalom (SL) in red, Giant (GS) in orange, Super Giant (SG) in blue, Downhill (DH) in green. VM *vastus medialis*, VL *vastus lateralis*, RF *rectus femoris*, BF *biceps femoris*, SMST *semimembranosus/semitendinosus*. Shaded zones indicate the eccentric (blue shaded zone), concentric (red) and isometric (green) phases of the ski cycle with a $20^{\circ} \cdot s^{-1}$ threshold. Curve's values in mean \pm IC95%.

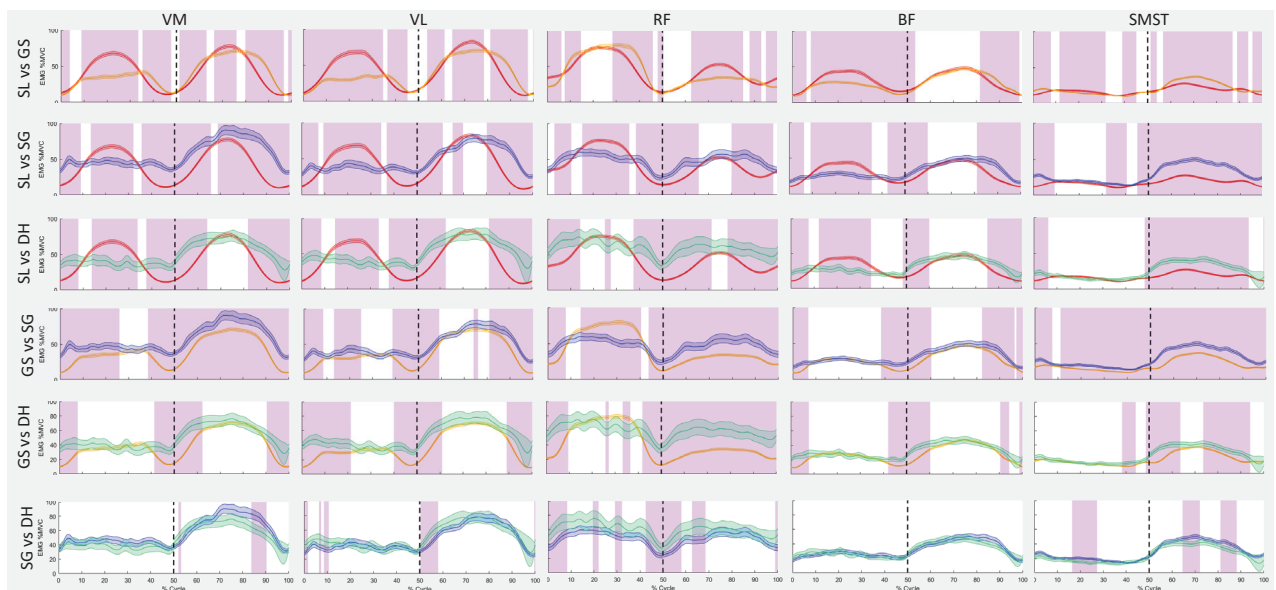


Figure 3: EMG pairwise comparison of the disciplines. Slalom (SL) in red, Giant (GS) in orange, Super Giant (SG) in blue, Downhill (DH) in green. VM *vastus medialis*, VL *vastus lateralis*, RF *rectus femoris*, BF *biceps femoris*, SMST *semimembranosus/semitendinosus*. Shaded zones of the plots indicate a statistical difference between the 2 disciplines compared (see statistical table 3 for detail). Curve's values in mean \pm IC95%.

EMG activity was statistically different between disciplines (**Fig. 3, Table 3**). The level of EMG activity varied through the cycle with a peak in the area of pole touch or gate crossing (mid IL/OL phases) and a low activity during edge changing (**Fig. 2**). The peak activity corresponded to the isometric phases of the cycle (**Fig. 2**).

The technical disciplines (SL and GS) showed a biphasic pattern for all muscles but SMST (**Fig. 2**). For all muscles but RF, the activation level between IL and OL was symmetric in SL but asymmetric in GS due to higher activation on OL than IL. Conversely, the RF was asymmetric with a higher activation on IL than OL in the technical disciplines (**Fig. 2**). The speed disciplines (SG and DH) showed a monophasic pattern with an asymmetric activation on the OL for all muscles but the RF (**Fig. 2**). The RF was symmetric in the speed disciplines (**Fig. 2**).

DISCUSSION

The current data showed fundamental differences between the four alpine disciplines (summarized in **Fig. 4**). Briefly, SL displayed mainly symmetrical narrow EMG peaks due to short and intense turns control phase whereas other disciplines showed an asymmetrical pattern with large and high peaks. The shape of the EMG curves was different among the disciplines but the peak's values were similar. In addition, the technical disciplines were mostly biphasic whereas the speed disciplines were monophasic. Kinematic data reflected the specific timing of movements in each discipline. An important duration of the isometric contraction mode was seen in all disciplines but SL.

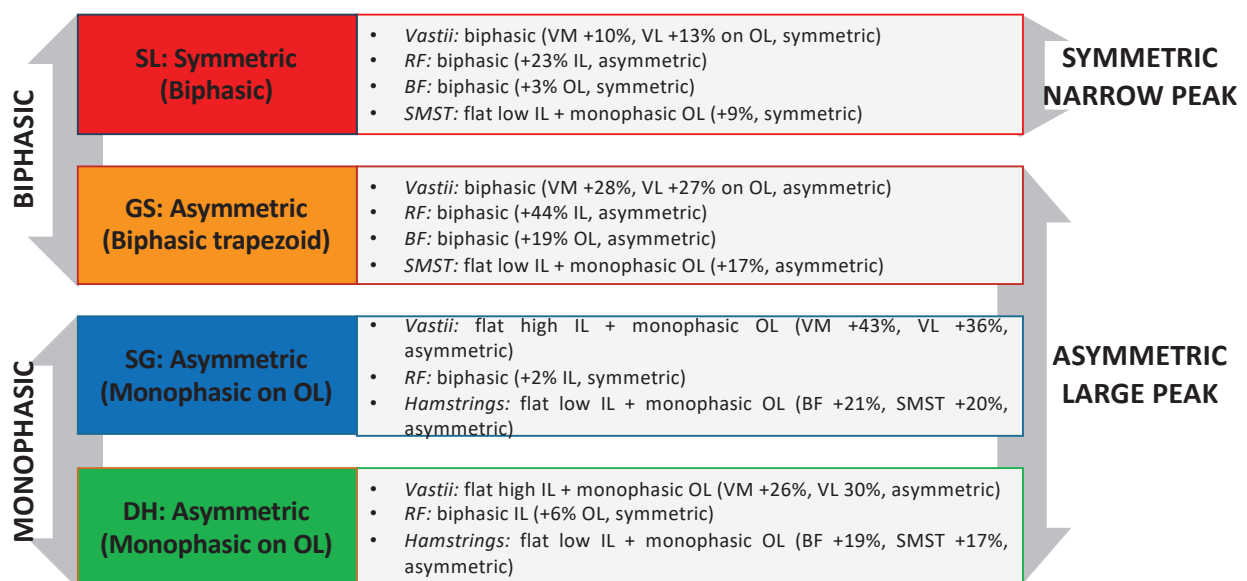


Figure 4: Synthetic overview of the EMG pattern observed in the four alpine disciplines.

Kinematic requirements

The aim of this study was to characterize the knee and hip angles continuously with respect to ski discipline by mean of the SPM tool. The knee angle curves for different discipline were overall close to each other (**Fig. 1**) despite statistical difference reveal by the SPM analysis. One should consider that the very high number of cycles used in the analysis allowed to found statistical differences despite very small magnitude, sometimes not practically relevant. We previously reported that the average knee minimum angle and amplitude over the cycle were not statistically different between disciplines.² Nonetheless, the SPM analysis of the knee angle position over time revealed differences in the shapes between disciplines for a given time percentage of the cycle (**Fig. 1, Table 1**). Especially, the time cycle of the quasi-static position on the OL was greater and the relative time necessary to go from a flexed to an extended knee or conversely was shorter when the absolute cycle time was greater (SL < GS < SG). The hip angle curve displayed marked differences with an overall deeper flexion in the speed disciplines compared to the technical disciplines (**Fig. 1**).

Overall, the current results showed the importance of the slow angular velocities in the speed disciplines mostly between $\pm 50^\circ \cdot s^{-1}$ for the knee over the ski cycle as well as for the hip that was fully quasi-isometric in DH and at 81% of the cycle time quasi-isometric in SG (**Fig. 1**). The quasi-isometric portion of the cycle represented for the knee 48 to 58% of the cycle in SG and DH respectively (**Fig. 2**). The quasi-isometric component was also not negligible in GS, especially on the OL (58% of the outside leg phase, **Table 2**). Hence, the angular velocities for both the knee and hip were significantly higher in SL than other disciplines over most of the cycle (**Fig. 1**). Nevertheless, one should keep in mind that these velocities are rather slow compared to running³⁰ or team sports' tasks such as kicking or jumping³ where peak knee angular velocity can reach $\sim 1000^\circ \cdot s^{-1}$ to $\sim 1500^\circ \cdot s^{-1}$ respectively. The peak angular velocity latency at the turn switch in SL may be due to the course settings in SL with short vertical gate distance but large gate offset nowadays requiring the skier to prolong the turn really far after crossing the gate before the turn switch to reach the next gate. However, the peak flexion velocity appeared to be both at the initiation of IL and completion of OL with a light slowing down at the turn switch.

Neuromuscular patterns

Along describing the joint kinematic, the current study aimed to use the SPM approach to characterise the EMG activity with respect to alpine discipline. In line with the literature in GS⁶ (**Study 4**), the VM and VL were maximally activated on the OL compared with IL (albeit not reaching an asymmetrical threshold difference of 15% in SL). However, the curve's analysis also revealed that, whilst the *vastii* activity was consistently lower on the IL than OL, the pattern of

activation depended on discipline (**Fig. 2, Fig. 3**). *Vastii* showed a clear biphasic pattern in SL with a marked activation on both legs separated by relaxation periods. In GS, the relaxation period was clear but the IL activation was sharply flattened (between [10-35%] of the relative time cycle) giving a characteristic truncated aspect. In SG and DH, there was an elevated baseline activity without marked relaxation period or IL phasic burst, whilst the OL activity level was more similar to the other disciplines. As a consequence, the *vastii* were more activated on the IL in SL than other disciplines, and were more relaxed during the turn switch in SL and GS as compared to SG and DH (**Fig. 3**). There was a biphasic pattern of the *vastii* in the technical disciplines whereas speed disciplines had monophasic OL activity and continuous high activity on the IL.

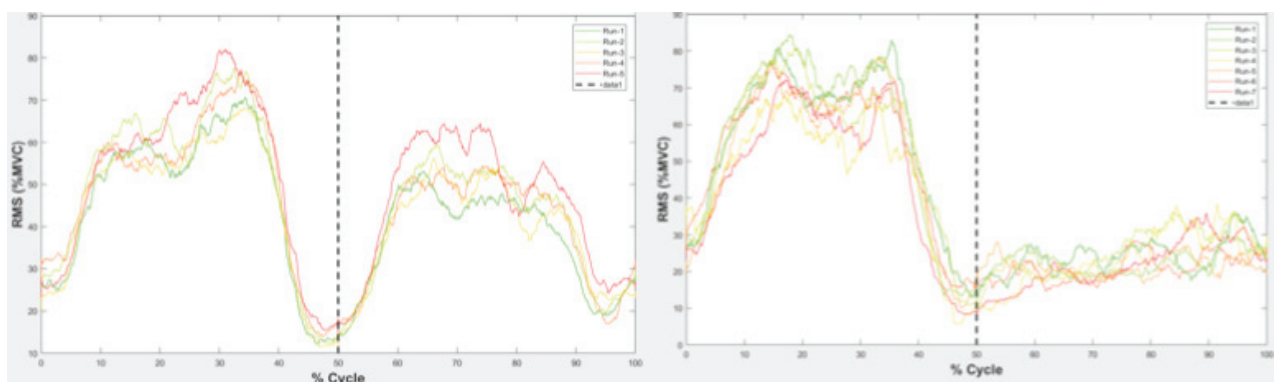


Figure 5: EMG activation of the *rectus femoris* (RF) during several runs of Giant Slalom (GS) in two skiers. The skier A presented a unique pattern on the outside leg (i.e. 50 to 100% of the cycle). The skier B presented a common pattern among skiers. Note that individual patterns remained consistent across runs.

Literature suggests that RF plays an important role on the IL conversely to the *vastii*, in both elite (**Study 4**) and recreational skiers.¹⁶ The current data confirmed that RF reached their peak activity on the IL, but showed a substantial activation on the OL indicating a biphasic pattern in all disciplines. According to Berg et al.,⁶ when this biphasic pattern is interpreted in regards of the hip and knee joint kinematics (**Fig. 2**), the bi-articular RF muscle serves a dual purpose, working as hip flexor on the IL phase and knee extensor on the OL. EMG of the RF on the IL may also reflect its loading function as knee extensor.¹⁶ The asymmetrical RF activation pattern with lower activation on the OL than IL suggests that the *vastii* remain the main knee extensors in the technical disciplines on the OL (**Fig. 3**). As the knee and hip extension occurred roughly simultaneously it might be that the RF was not activated during knee extension to avoid a hip flexion torque counteracting the movement or a deleterious overedging. Interestingly, only one skier which was multiple World Cup and Olympic medalist presented a singular biphasic pattern for the RF in GS, reaching equivalent RF activation in OL than in IL (**Fig. 5**). This might be due to a combined movement of knee extension with internal rotation, valgus torque and forward foot additional pressure during the

completion phase. Thus, the high load placed on the ski tip before engaging the new turn maximizes the self-steering effect of the shaped ski.

As recently reported in the literature (**Study 4**), both hamstrings showed a higher activity on the OL than IL (**Fig. 2**). The similar pattern of the hamstrings and *vastii* muscles confirmed their co-contraction and thus their stabilizing function on the OL ¹⁰ (**Study 4**). Furthermore, when analyzed in regards of the contraction mode, both hamstrings showed a rise in the knee extension phase of the OL followed by a peak activity in isometric mode (except in SL for SMST) (**Fig. 2**). This suggests that the hamstrings may be dynamically acting as hip extensors before to allow the maintenance of a stable quasi-isometric phase, acting synergically with the quadriceps. The curve analyses also revealed that the two hamstrings displayed a different pattern on the IL. The BF displayed a biphasic pattern in the technical disciplines (symmetrical in SL, asymmetrical in GS); and a monophasic pattern in the speed disciplines, with a minimal activity at the turn switch (~17-20%MVC) and a flat low activity on the IL (~25-30%MVC), probably acting to stabilize the isometric phase (**Fig. 2**). The SMST had a monophasic OL activity in all disciplines, with a flat aspect and low IL activity and the minimal activity occurring before the turn switch from IL to OL. The differences between BF and SMST activation may be due to the fact that SMST is biarticular whereas the BF has a monoarticular short head. In agreement with the previous hypothesis made for the biarticular RF, it may be speculated that SMST is not activated on the IL to avoid a hip extension torque counteracting the movement while BF could participate in the knee flexion with only limited hip extension torque produced by its long head.

Of note, on the IL the SMST had its “highest” activity at <5% of the time cycle (in all disciplines but SL) probably due to the necessity to unweight the IL to engage early into a carved turn and put high pressure on the OL. Thus, medial hamstrings may help to flex the future inside knee and place the ski on edgeseet by a foot supination (inversion movement), steering the inside ski into the upcoming turn. Some experts describe actively turning the IL at the start of the turn as a useful trigger mechanism that establishes a chain of movements with proper inclination, edge angles and forward pressure early in the turn.¹⁷

Comparison of the disciplines

Specificities of the technical disciplines. The SL is characterized by brief exposure to high loads and a very dynamic style among alpine skiing disciplines.¹⁵ The current data showed shaper peak EMG in SL than other disciplines (for all muscles but SMST) indicating shorter and more dynamic bursts (**Fig. 3**). In addition, SL was the only discipline with symmetrical bursts on OL/IL for the *vastii* and BF indicating a balanced load distribution between IL and OL; whereas the higher peak activity on the OL in other disciplines indicated an asymmetrical leg pattern (**Fig. 2**). For example,

the VL activity reached 71%MVC on the IL in SL but only 36%MVC in GS. Excepting for the RF, GS was the only other discipline with identifiable bursts on the IL. GS had also a distinct characteristic with a sharp flattening in EMG activation giving a “trapezoidal” shape on the IL for the *vastii* and RF. Of note, despite different plateau, the slope’s activation during the initiation phase is superimposed in SL and GS suggesting high rate of force development requirements for both disciplines (**Fig. 3**). However, when expressed in absolute time, rapid activation/force is still higher for SL compared to GS. Conversely, the EMG activation was prolonged at both the IL and OL completion in GS as compared to SL indicating a prolonged pressure on the skis. The prolonged trapezoidal curve included a pseudo-plateau on the IL with a slight increase in EMG activation, thus indicating an active behavior of the IL throughout the carved turn which requires a progressive continuous hip/knee flexion lowering the center of mass; whilst the OL resists isometrically (and eccentrically in slow motion) to the compressive forces during the carved turn (**Fig. 2**).

Specificities of the speed disciplines. Whereas technical disciplines (i.e. shaped skis) displayed a marked phasic pattern, speed disciplines exhibited a different behavior suggesting a different steering of the long straight skis with progressive force spreading under the skis. A large initial steering angle (seen in partial carving and sharp turns) makes for a dramatic buildup of reaction force.¹⁷ However, DH and SG require the athlete to steer the ski throughout the turn, while skis tend to scribe arc and spread the force applied to the ski along its length. In the speed disciplines, all muscles showed a plateau on the IL with either high or low level activity for the quadriceps and hamstrings respectively. Similarities between SG and DH were very high with almost no statistical differences (**Fig. 3**). Lastly, the hip angles were representative of the tuck position (i.e. aerodynamic posture) with slight flexion during the completion phase when the skier releases the pressure on his outside ski (without making an extension) to flatten the skis during the transition which is a gliding phase.

Beyond the technical / speed classification. The traditional partition between technical and speed disciplines was recently questioned as the average kinematic characteristics across the cycle (i.e. angular velocity and relative time per contraction mode) showed similarities between GS and SG.² The current results also showed some similarities in the shapes of the EMG curves between GS and SG, with prolonged activations over the turns and highly asymmetrical muscle patterns (**Fig. 3**). However, there was also clear differences between GS and SG, notably for the RF that presented a clear laterality between IL and OL in GS but an equal activation between both sides in SG. Lower deactivations were also seen in SG during the edge changing phases leading to a less pronounced

leg asymmetry pattern in SG than in GS which had deeper curves near edge changing point. At the two opposite sides of the spectrum, there was strong differences between SL and DH, especially around the point of edge shifting (black vertical dotted line) and in the general shape of the curves (**Fig. 2, Fig. 3**) but similar peak values, illustrating their lack of interest.

Strength, Limitations and Practical applications

Numerous factors may affect field data collection and may be considered as confounding factors such as snow hardness, meteorological conditions, slope inclination, fatigue, skiers' level, sex effect, ski equipment^{7,13,14,28}. However, the current data were obtained from top-level athletes during their regular training over several sessions and days with a variety of course settings in FIS racing conditions. This allows to describe the generic pattern of each discipline accounting for the variability of response.²⁶

Improvements in the quality and specificity of the training may be more effective in enhancing performance than increasing the training load.¹² In this context, the time- and angle-specific approach presented in the current manuscript revealed several pattern particularities, which were not previously captured by traditional scalar parameters in the ski literature. This characterization will help to implement discipline-specific protocols²⁹ for isokinetic and ski ergometers for both rehabilitation and ski training.

We have considered that a knee flexion or extension would induce an eccentric or concentric contraction of the quadriceps respectively but this simplification ignore the interaction muscle-tendon and the muscle fascicle shortening behaviour.⁹ Further studies with ultrafast ultrasound measures may verify the muscle shortening/lengthening behaviour at the muscle-tendon unit level, especially for the biarticular muscles that are impacted by the hip position. High-density EMG provides reliable estimates of motor unit behaviour and may explain more differences in the local behaviour of the BF long/short head or *semimembranosus/semitendinosus* muscles that were measured indistinctly.¹⁸

Conclusion

The aim of the study was to examine the effect of discipline on hamstrings and quadriceps EMG activity and hip/knee angle parameters during on-hill competitive training. The mean activity on a given cycle phase (inside or outside) is not representative of the activity during the deactivation period and may be underestimated. To avoid this problem, authors have given the mean activity during the specific phases of the ski (initiation, turning and completion phases) and provided the picture of the EMG traces for qualitative inspection during the entire cycle.^{6,10,31} For the first time,

the current data permits a statistical comparison of the entire curves of EMG and joint kinematic patterns among four alpine disciplines. Data showed activity peaks in the area of pole touch or gate crossing and low activity during edge changing. In addition, the characterisation of the differences between the four alpine disciplines may help to implement discipline-specific protocols for rehabilitation and training.

Acknowledgements

The authors thank the Skiers for their participation and the Headcoaches.

REFERENCES

1. Alhammoud M, Morel B, Hansen C, et al. Discipline and Sex Differences in Angle-specific Isokinetic Analysis in Elite Skiers. *Int J Sports Med.* 2019;40(5):317-330. doi:10.1055/a-0850-0016.
2. Alhammoud M, Morel B, Hansen C, Meyer F, Hautier CA. On-field measurement of the ski cycle kinematic according to leg and discipline in elite alpine skiers. In review. *Front Physiol.* 2019.
3. Ball K. Biomechanical considerations of distance kicking in Australian Rules football. *Sports Biomech.* 2008;7(1):10-23. doi:10.1080/14763140701683015.
4. Baumgart C, Welling W, Hoppe MW, Freiwald J, Gokeler A. Angle-specific analysis of isokinetic quadriceps and hamstring torques and ratios in patients after ACL-reconstruction. *BMC Sports Sci Med Rehabil.* 2018;10:23. doi:10.1186/s13102-018-0112-6.
5. Berg HE, Eiken O. Muscle control in elite alpine skiing. *Med Sci Sports Exerc.* 1999;31(7):1065-1067.
6. Berg HE, Eiken O, Tesch PA. Involvement of eccentric muscle actions in giant slalom racing. *Med Sci Sports Exerc.* 1995;27(12):1666-1670.
7. Federolf P, von Tscharnner V, Haeufle D, Nigg B, Gimpl M, Müller E. Vibration exposure in alpine skiing and consequences for muscle activation levels. In: *Science and Skiing IV.* Eds. Müller E, Lindinger S, Stöggl T. UK: Meyer & Meyer Verlag; 2009:19-25.
8. Hansen C, Einarson E, Thomson A, Whiteley R, Witvrouw E. Hamstring and calf muscle activation as a function of bodyweight support during treadmill running in ACL reconstructed athletes. *Gait Posture.* 2017;58:154-158. doi:10.1016/j.gaitpost.2017.07.120.
9. Hauraix H, Dorel S, Rabita G, Guilhem G, Nordez A. Muscle fascicle shortening behaviour of vastus lateralis during a maximal force-velocity test. *Eur J Appl Physiol.* 2017;117(2):289-299. doi:10.1007/s00421-016-3518-4.
10. Hintermeister RA, O'Connor DD, Dillman CJ, Suplizio CL, Lange GW, Steadman JR. Muscle activity in slalom and giant slalom skiing. *Med Sci Sports Exerc.* 1995;27(3):315-322.

11. Hintermeister RA, O'Connor DD, Lange GW, Dillman CJ, Steadman JR. Muscle activity in wedge, parallel, and giant slalom skiing. *Med Sci Sports Exerc.* 1997;29(4):548-553.
12. Hoff J, Helgerud J, Wisløff U. Maximal strength training improves work economy in trained female cross-country skiers. *Med Sci Sports Exerc.* 1999;31(6):870-877.
13. Kröll J, Müller E, Seifert JG, Wakeling JM. Changes in quadriceps muscle activity during sustained recreational alpine skiing. *J Sports Sci Med.* 2011;10(1):81-92.
14. Kröll J, Spörri J, Gilgien M, Schwameder H, Müller E. Sidecut radius and kinetic energy: equipment designed to reduce risk of severe traumatic knee injuries in alpine giant slalom ski racing. *Br J Sports Med.* 2016;50(1):26-31. doi:10.1136/bjsports-2015-095463.
15. Kröll J, Spörri, Jörg, Kandler C, Fasel B, Müller E, Schwameder H. Kinetic and kinematic comparison of alpine ski racing disciplines as a base for specific conditioning regimes. In: *ISBS-Conference Proceedings Archive, Eds. Colloud F, Domalain M and Monnet T.* Poitiers, France; 2015:Vol. 33.
16. Kröll J, Wakeling JM, Seifert JG, Müller E. Quadriceps Muscle Function during Recreational Alpine Skiing. *Med Sci Sports Exerc.* 2010;42(8):1545-1556. doi:10.1249/MSS.0b013e3181d299cf.
17. LeMaster R. *Ultimate Skiing.* Human Kinetics; 2010.
18. Mañanas MA, Rojas-Martínez M, Alonso JF. Towards the application of HD-EMG decomposition in clinical practice. *Clin Neurophysiol Off J Int Fed Clin Neurophysiol.* 2016;127(6):2532-2533. doi:10.1016/j.clinph.2016.02.005.
19. Martínez A, Jahnel R, Buchecker M, Snyder C, Brunauer R, Stöggl T. Development of an Automatic Alpine Skiing Turn Detection Algorithm Based on a Simple Sensor Setup. *Sensors.* 2019;19(4). doi:10.3390/s19040902.
20. Meyer F, Borrani F. Estimating Alpine Skiers' Energetics and Turn Radius Using Different Morphological Points. *Front Physiol.* 2018;9:1541. doi:10.3389/fphys.2018.01541.
21. Minetti AE, Ardigò LP, Susta D, Cotelli F. Using leg muscles as shock absorbers: theoretical predictions and experimental results of drop landing performance. *Ergonomics.* 1998;41(12):1771-1791. doi:10.1080/001401398185965.
22. Nakazato K, Scheiber P, Müller E. A comparison of ground reaction forces determined by portable force-plate and pressure-insole systems in alpine skiing. *J Sports Sci Med.* 2011;10(4):754-762.
23. Pataky TC, Robinson MA, Vanrenterghem J. Vector field statistical analysis of kinematic and force trajectories. *J Biomech.* 2013;46(14):2394-2401. doi:10.1016/j.jbiomech.2013.07.031.
24. Pataky TC, Vanrenterghem J, Robinson MA. Zero- vs. one-dimensional, parametric vs. non-parametric, and confidence interval vs. hypothesis testing procedures in one-dimensional biomechanical trajectory analysis. *J Biomech.* 2015;48(7):1277-1285. doi:10.1016/j.jbiomech.2015.02.051.
25. Pfefferlé P. *Enseigner Le Ski. Des Fondamentaux à l'action Technique.* Presses polytechniques et universitaires romandes.; 2014.

26. Smith G, Rakai ML, Reid R. Single-subject analysis method for alpine skiing technique evaluation. In: *Science and Skiing V*, Eds. Müller E, Lindinger S, Stöggl T. Maidenhead: Meyer & Meyer Sport (UK) Ltd; 2010:407-417.
27. Spörri J, Kröll J, Fasel B, Aminian K, Müller E. Standing Height as a Prevention Measure for Overuse Injuries of the Back in Alpine Ski Racing: A Kinematic and Kinetic Study of Giant Slalom. *Orthop J Sports Med.* 2018;6(1):2325967117747843. doi:10.1177/2325967117747843.
28. Spörri J, Kröll J, Schwameder H, Schiefermüller C, Müller E. Course setting and selected biomechanical variables related to injury risk in alpine ski racing: an explorative case study. *Br J Sports Med.* 2012;46(15):1072-1077. doi:10.1136/bjsports-2012-091425.
29. Stöggl T, Kröll J, Helmberger R, Cudrigh M, Müller E. Acute Effects of an Ergometer-Based Dryland Alpine Skiing Specific High Intensity Interval Training. *Front Physiol.* 2018;9:1485. doi:10.3389/fphys.2018.01485.
30. Struzik A, Konieczny G, Stawarz M, Grzesik K, Winiarski S, Rokita A. Relationship between Lower Limb Angular Kinematic Variables and the Effectiveness of Sprinting during the Acceleration Phase. *Applied Bionics and Biomechanics.* doi:10.1155/2016/7480709.
31. Zeglinksi CM, Swanson SC, Self BP, Greenwald RM. Muscle activity in the slalom turn of alpine skiing and in-line skating. *Int J Sports Med.* 1998;19(7):447-454. doi:10.1055/s-2007-971943.

Table 1: Statistical output of discipline effect in one factor ANOVA SPM analysis for the significant clusters ($p < 0.05$) comparing angle and angular velocity (for the knee and hip joint). See Fig. 1.

Pair	Parameter	Signal	Cluster 1	Cluster 2	Cluster 3	Cluster 4	Cluster 5	Cluster 6	Cluster 7
GS - SL	Angle	Knee	0-14	16-42	44-50	50-100			
		Hip	0-10	16-28	36-50	50-100			
	Velocity	Knee	0-9	11-33	38-50	50	52-77	78-100	
		Hip	0	3-17	20-42	47-50	50-73	74-99	
SL - SG	Angle	Knee	0-6	11-47	50	50-67	70-82	89-100	
		Hip	0-50	50-100					
	Velocity	Knee	0-16	24-46	52-76	77-100			
		Hip	0-4	7-8	13-31	35-50	50-72	74-100	
SL - DH	Angle	Knee	4-50	50-55	57-100				
		Hip	0-50	50-100					
	Velocity	Knee	0-16	25-27	30-50	50-76	79-100		
		Hip	0-3	15-30	34-50	50-67	77-100		
GS - SG	Angle	Knee	0-22	30-50	50-51	60-100			
		Hip	0-50	50-100					
	Velocity	Knee	0-25	27-50	52-72	75-100			
		Hip	0-25	28-50	54-63	75-84	92-100		
GS - DH	Angle	Knee	0-28	33-50	50-100				
		Hip	0-50	50-100					
	Velocity	Knee	0-29	31-50	50-64	84-100			
		Hip	0-28	31-50	50-58	66-71	88-100		
SG - DH	Angle	Knee	4-12	21-24	47-50	50-71	77-100		
		Hip	0-24	50-50	50-100				
	Velocity	Knee	9-14	23-30	42-50	50-56	61-71	77-82	87-100
		Hip	7-9	24-28	34-35	44-50	50-57	64-70	

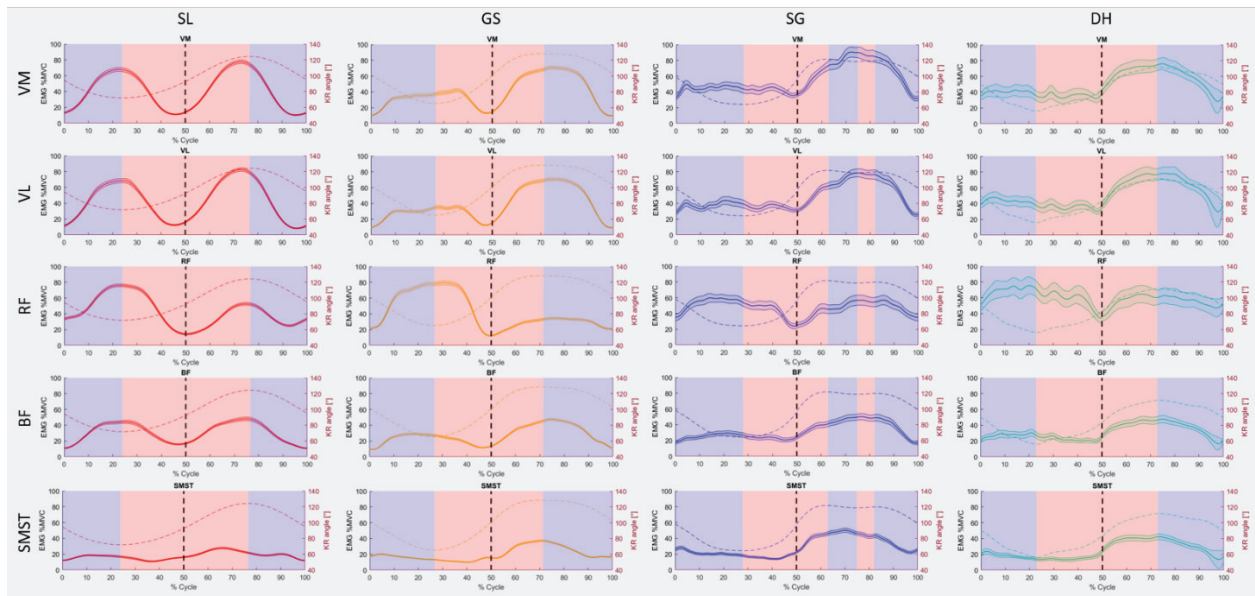
Table 2: Statistical output of discipline effect in one factor ANOVA SPM analysis for the significant clusters ($p < 0.05$) comparing muscle activation (%MVC). See Fig. 2.

	Contraction	IL cluster	OL cluster	%IL	%OL	%Cycle
DH	Eccentric	[0-12]	[92-100]	12	8	20
	Isometric	[12-26],[28-40]	[60-92]	26	32	58
	Concentric	[26-28],[40-50]	[50-60]	12	10	22
SG	Eccentric	[0-18]	[88-100]	18	12	30
	Isometric	[18-37]	[59-88]	19	29	48
	Concentric	[37-50]	[50-59]	13	9	22
GS	Eccentric	[0-23]	[84-100]	23	16	39
	Isometric	[23-31]	[64-84]	8	20	28
	Concentric	[31-50]	[50-64]	19	14	33
SL	Eccentric	[0-19]	[79-100]	19	21	40
	Isometric	[19-29]	[74-79]	10	5	15
	Concentric	[29-50]	[50-74]	21	24	45

Table 3: Statistical output of discipline effect in one factor ANOVA SPM analysis for the significant clusters ($p < 0.05$) comparing muscle activation (%MVC). See Fig. 3.

Pair	Signal	Cluster 1	Cluster 2	Cluster 3	Cluster 4	Cluster 5	Cluster 6	Cluster 7	Cluster 8
GS - SL	VM	0-4	9-34	35-48	51-63	66-76	80-97	98-100	
	RF	0-6	8-15	28-46	48-50	50	62-85	88-93	95-100
	VL	0-35	36-45	54-61	65-78	81-97	100		
	BF	0-6	8-50	50-53	81-99				
	SMST	0-8	12-32	39-45	51-54	57-87	89-94	96-100	
SL - SG	VM	0-9	14-32	36-50	50-66	69-100			
	RF	3-10	15-36	38-50	50-66	80-98			
	VL	0-7	9-34	37-50	50-61	65-70	80-100		
	BF	0-6	9-36	42-50	50-60	81-100			
	SMST	0-9	32-41	45-50	50-100				
SL - DH	VM	0-8	14-34	38-50	50-64	82-100			
	RF	0-14	25-27	37-50	50-71	78-100			
	VL	0-9	14-34	38-50	50-63	81-100			
	BF	0-8	12-35	48-50	50-60	85-100			
	SMST	0-6	48-50	50-93	100				
GS - SG	VM	0-26	38-50	50-100					
	RF	0-8	14-40	44-50	50-100				
	VL	0-8	13-25	39-50	50-59	74-76	81-100		
	BF	0-7	38-50	50-60	82-96	97-100			
	SMST	0-8	11-50	50-100					
GS - DH	VM	0-8	41-50	50-62	90-100				
	RF	0-10	26-27	33-37	42-50	50-100			
	VL	0-21	40-50	50-61	89-100				
	BF	0-8	42-50	50-60	90-94	99-100			
	SMST	38-44	49-50	50-64	74-94				
SG - DH	VM	52-53	84-90						
	RF	0-8	19-22	29-32	42-50	50-58	63-69	99-100	
	VL	0-2	6-7	8-11	50-58	100			
	BF								
	SMST	16-27	65-72	81-88					

Appendix 1: EMG (plain line) and knee angle (dashed line) during the 4 disciplines of alpine skiing. Slalom (SL), Giant (GS), Super giant (SG), Downhill (DH). VM vastus medialis, VL vastus lateralis, RF rectus femoris, BF biceps femoris, SMST semimembranosus/semitendinosus. Vertical dotted line shows the partition between IL and OL. Shaded zones indicate the eccentric (blue) and concentric (red) according to Berg et al. (1995). Values in mean \pm IC95%.



3. Conclusion

L'objectif de cette cinquième étude était d'utiliser la méthode d'analyse SPM développée lors de l'étude 2 pour approfondir les résultats des études 3 et 4. Les courbes de vitesses angulaires du genou présentent un pic de vitesse négative (flexion) lors de la transition de la jambe extérieure vers la jambe intérieure et un pic de vitesse positive (extension) lors de la transition de la jambe intérieure vers la jambe extérieure. Les séquences EMG des vastes (VM et VL) sont biphasiques dans les disciplines techniques avec des phases d'activation sur les jambes extérieure et intérieure séparées par des phases de relâchement. Au contraire, les disciplines de vitesse ont une activité de base constamment élevée avec un pic monophasique en jambe extérieure. Les vastes et les ischio-jambiers ont une activité supérieure en jambe extérieure comparativement à la jambe intérieure, avec une co-contraction à visée stabilisatrice. Le RF a une activité supérieure en jambe intérieure avec un rôle de fléchisseur de hanche sur la phase excentrique de la jambe intérieure, et extenseur du genou sur la phase concentrique de la jambe extérieure.

En résumé, l'activité musculaire est maximale lors du franchissement de la porte et minimale lors des changements de carre. L'analyse mise en place au cours de cette cinquième étude montre de plus que les niveaux d'activation peuvent être similaires entre les disciplines mais que les séquences d'activation sont très différentes. Le SL est par exemple caractérisé par des bouffées EMG marquées et étroites sur les deux jambes suggérant une répartition des forces équilibrée, alors que les autres disciplines ont un comportement plus asymétrique avec un pic d'activité en jambe extérieure. De plus, la phase de relâchement lors des changements de carres dans les disciplines techniques est mal visible dans les disciplines de vitesse. La DH est également caractérisée par le maintien d'une position de recherche de vitesse avec des vitesses angulaires de hanche restant sous les $\pm 20^\circ \cdot s^{-1}$ tout au long du cycle indiquant une isométrie presque exclusive.

Ces résultats fournissent les bases nécessaires à la mise en place d'entraînements spécifiques à l'angle et à la vitesse de contraction en fonction du cycle de ski.

PARTIE 4 : DISCUSSION GENERALE ET PERSPECTIVES

I. RESUME

En résumé, ces travaux de thèse mettent en évidence des différences fondamentales entre les disciplines en termes d'activation neuromusculaire. Notre travail ajoute à la littérature sur le ski une comparaison des séquences d'activation EMG par cartographie statistique paramétrique entre les disciplines sur tout le cycle de ski, qui n'avait jamais été réalisée auparavant. Nous avons effectué une mise à jour des courbes d'angles, la description des vitesses angulaires instantanées à la place des vitesses moyennes et l'objectivation d'une phase quasi-isométrique sur le cycle à la place de la description binaire traditionnelle en phases excentrique et concentrique. Il existait un consensus sur la prédominance des contractions excentriques du quadriceps pendant le cycle de ski. Nos résultats montrent une répartition différente des trois modes de contraction (isométrique, excentrique, concentrique) selon la discipline, la prédominance excentrique n'étant pas toujours vérifiée. Mais la nécessité de contrôler l'énergie cinétique grâce aux contractions musculaires excentriques freinatrices reste une caractéristique inhérente au ski alpin. Par conséquent, les conclusions des anciennes études comportent encore une validité générale [34,35]. Les différences notées dans nos travaux peuvent néanmoins permettre d'avoir une vision plus complète du sujet. Les caractéristiques clés du ski alpin doivent être ciblées lors des entraînements en vertu du principe de concordance de coordination [94,112,142]. Nos travaux suggèrent que les tests isocinétiques devraient refléter les spécificités des disciplines du ski alpin. De plus, nous avons également montré que les tests isocinétiques devraient être mis à jour pour intégrer des mesures de RTD et des analyses sur toute la courbe (notamment par cartographie paramétrique statistique). En effet, nos études montrent que ces paramètres sont plus discriminants que les moments de force maximaux pour détecter une perturbation (par exemple l'hypoxie) ou la spécificité de la discipline.

II. DISCUSSION GENERALE

Les qualités spécifiques techno-motrices et la préparation physique déterminent la performance sportive au niveau élite. Dans les sports saisonniers comme le ski alpin, il est primordial d'utiliser des formes d'entraînement simulées pour répondre à cette demande. La qualité de l'entraînement est déterminée par la ressemblance entre compétence imitée et technique de compétition [170]. Les exercices doivent être en harmonie d'exécution avec les paramètres clés de la structure du mouvement technique. Les disparités ne doivent cependant pas être vues négativement puisqu'en théorie les techniques individuelles issues de l'apprentissage moteur pourraient être dues à un degré élevé de variabilité de l'exercice [271]. De ce point de vue, l'incorporation de déclinaisons variées des exercices d'imitation par rapport au mouvement de compétition prend tout son sens méthodologiquement. Cependant, la connaissance exacte du mouvement est une condition nécessaire à cette implémentation.

Parmi les modalités d'entraînement hors neige, les skieurs utilisent différentes machines allant des ergomètres isocinétiques aux ergomètres plus spécifiques construits sur mesure [252] en passant par l'entraînement excentrique sur cycloergomètre [112] jusqu'aux pistes artificielles [229]. Par ailleurs, d'autres pratiquent le patin à roulettes [331] mais, plus proche des propriétés du ski, les *Harb Carvers* miment les actions, sensations et forces des virages coupés [123]. Toutes ces modalités d'entraînement visent à reproduire le même schéma moteur en imitant les aspects des techniques de compétition et les capacités de coordination et d'équilibre nécessaires. Les ergomètres isocinétiques sont également couramment utilisés lors des tests ainsi qu'en renforcement musculaire chez les athlètes et la popularité croissante de ces appareils est due au fait qu'un feedback précis de la force développée ainsi que des objectifs peuvent être fixés. A notre connaissance il n'existe pas d'étude publiée sur la structure des cycles de ski alpin en termes de vitesse angulaire. Les études rapportent principalement la vitesse du skieur, les forces, l'accélération résultante, le radius du ski ou les énergies cinétique/potentielle/mécanique au cours du cycle [198]. Les études rapportant les angles du genou ou de la hanche sont souvent anciennes [34,35].

1. Caractéristiques du cycle de ski

Les changements considérables en ski alpin lors des dernières décennies (introduction des skis paraboliques ; règlementations FIS 2006, 2012, 2017) ont entraîné une modification des séquences de mouvements [209]. Malgré ces évolutions, les études relativement anciennes de Berg et coll. [34,35,137] entre 1995 et 1999 décrivant le contrôle musculaire des skieurs en ski alpin sont toujours la référence pour décrire le type de contraction et le niveau d'activité des principaux muscles impliqués, que l'on considère les besoins sur piste ou lors de la préparation physique des athlètes. Les résultats de ces études pionnières servent de base aux hypothèses et à l'interprétation des résultats en ski [306]. Cependant, l'introduction des skis paraboliques a modifié le focus de la technique d'allègement vers le haut/bas lors de la phase de déclenchement du virage vers d'autres prérequis techniques spécifiques au virage coupé [209]. Pour atteindre le but de concordance de coordination évoqué au début de ce manuscrit, les études de référence [34,35,137] doivent être reconsidérées avec des données plus actuelles. Certains auteurs ont tenté de réactualiser ces données en 2015 en analysant notamment les forces et les angles, mais ceci a été fait uniquement en GS sur 8 skieurs de Coupe d'Europe [172] (**Figure 1.21**). Nous discuterons nos résultats dans cette section par rapport aux travaux anciens de Berg et coll. [34,35] en 1995 et 1999 ou Hintermeister et coll. [137] en 1995 mais également par rapport aux travaux plus récents de Kröll et coll. en 2015 [172].

1.1. Données cinétiques

1.1.1. Données réactualisées en GS et SL

Nos résultats indiquent que la durée du cycle de double virage en GS est similaire voire un peu plus courte que dans les études anciennes (2.9 ± 0.3 s vs 3.5 ± 0.6 s pour Berg et coll. [35]). La durée moyenne du virage est de ~ 1.5 s comme rapporté par Hintermeister et coll. [137] (1358 ± 115 ms). De plus, on peut observer de grandes différences sur la JE dans l'évolution et l'amplitude des angles du genou entre les données de Berg et coll. [35] et les données actuelles. Les angles du genou sont plus grands sur la JE (jambe plus étendue de $\sim +18^\circ$) avec la technique moderne. C'est le résultat des plus grandes prises de carres et

inclinaisons avec les skis modernes. La plage angulaire et la relation temporelle en « V » de la phase excentrique-concentrique ont également changé sur la JE. Kröll et coll. [172] rapportent une phase excentrique plus courte (0.43-0.47 s) que celle décrite par Berg et coll. [35] (~1 s) alors que dans nos résultats elle est même supprimée. Cela se traduit sur les courbes de vitesses angulaires par un pic de vitesse concentrique autour de ~50% du cycle puis une phase isométrique entre ~65 et 85% du cycle (**Figures 2.14 et 4.1**) et donc la phase traditionnelle excentrique-concentrique de la JE est remplacée par une composante concentrique-isométrique (**Figure 2.15**). Cette observation est rendue possible par la définition d'une phase de pseudo-isométrie au seuil de $\pm 20^{\circ} \cdot s^{-1}$. La phase excentrique est accompagnée par une moindre diminution de l'angle du genou pour Kröll et coll. [172] tandis que, dans notre étude, il existe même un plateau très légèrement convexe sur l'angle du genou qui se prolonge entre 61 et 86% du cycle. La phase concentrique de la JE décrite par Berg et coll. [35] n'est plus identifiable ni dans notre étude ni dans celle de Kröll et coll. [172]. Sur la phase tardive de la JE, on peut voir une hausse de l'angle du genou de 125° à 128° qui indique un mouvement actif (concordant avec la hausse de 123° à 128° avec les skis de rayon 35 m pour Kröll et coll. [172]). Ce comportement peut s'expliquer par un radius de ski (35 m pour Kröll et coll. [172] et dans notre étude skis de 30 m (principalement) ou 35 m) qui implique une génération active de force. Les GRF augmentent jusqu'à la fin de la phase excentrique (jusqu'à environ 75% du cycle) dans l'étude de Kröll et coll. [172] et soit la force atteint un plateau (skis 35 m), soit la hausse se prolonge (skis 27 m) jusqu'à la fin de la phase de changement de direction (=60-90%) [172].

Contrairement à la JE, la courbe d'angle du genou de la JI d'après Berg et coll. [35] (**Figure 1.8**) présente une grande similitude avec les données actuelles (**Figure 4.1**). Les phases excentrique et concentrique duraient ~1 s chacune pour la JI d'après Berg et coll. [35]. La phase excentrique semblait être plus prononcée que la phase concentrique dans l'étude de Kröll et coll. [172] ainsi que dans notre étude (779 vs 697 ms en excentrique et concentrique respectivement).

Pour le genou de la JE, les vitesses angulaires moyennes concentrique et excentrique respectives ($48^{\circ} \cdot s^{-1}$ et $-40^{\circ} \cdot s^{-1}$) sont similaires à celles rapportées par Berg et coll. [35] ($38^{\circ} \cdot s^{-1}$ et $-30^{\circ} \cdot s^{-1}$). Cependant, si l'on isole la phase pseudo-isométrique au seuil de $20^{\circ} \cdot s^{-1}$, on observe des vitesses angulaires ($65^{\circ} \cdot s^{-1}$ et $-54^{\circ} \cdot s^{-1}$) supérieures à Berg et coll. [35]. Quant aux vitesses angulaires pics, elles atteignent $98^{\circ} \cdot s^{-1}$ et $-79^{\circ} \cdot s^{-1}$ sur la JE dans notre étude. Pour la hanche, les vitesses moyennes sont de $30^{\circ} \cdot s^{-1}$ en concentrique et $-25^{\circ} \cdot s^{-1}$ en excentrique sur tout le cycle, valeurs légèrement supérieures à celles rapportées par Berg et coll. [35] autour de $\sim 20^{\circ} \cdot s^{-1}$. La plage angulaire de la hanche est légèrement inférieure (90° - 128°) sur le cycle

par rapport à Berg et coll. [35] ($81-129^\circ$) alors que la plage angulaire du genou est plus large ($64-132^\circ$ vs $66-114^\circ$ pour Berg et coll. [35]).

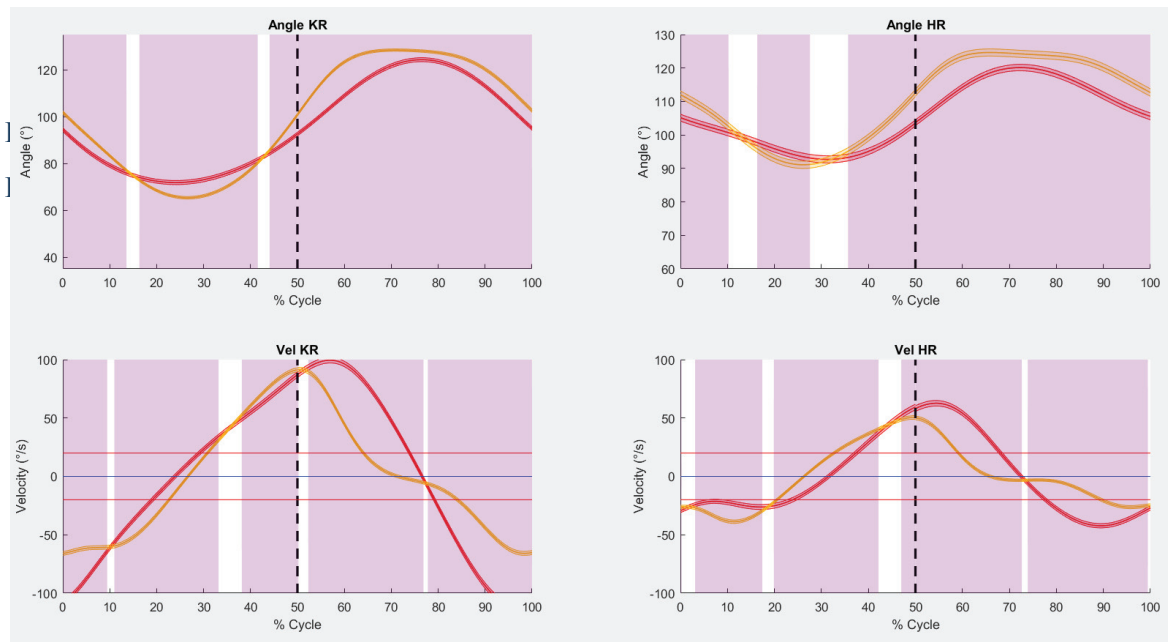


Figure 4.1 : Comparaison SPM du Slalom et du Géant (courbes rouge et orange respectivement) sur les paramètres cinétiques suivants : angle du genou droit (KR), hanche droite (HR) et leurs vitesses angulaires (Vel) correspondantes. Les zones de significativité ($p < 0.05$) sont représentées en rouge clair. Les courbes moyennes SPM sont représentées avec leur intervalle de confiance (IC95%). Les lignes horizontales rouges délimitent la zone de quasi-isométrie au seuil de $\pm 20^\circ \cdot s^{-1}$. De 0 à 50% : jambe intérieure au virage. De 50 à 100% : jambe extérieure, zone de changement de carres en pointillés.

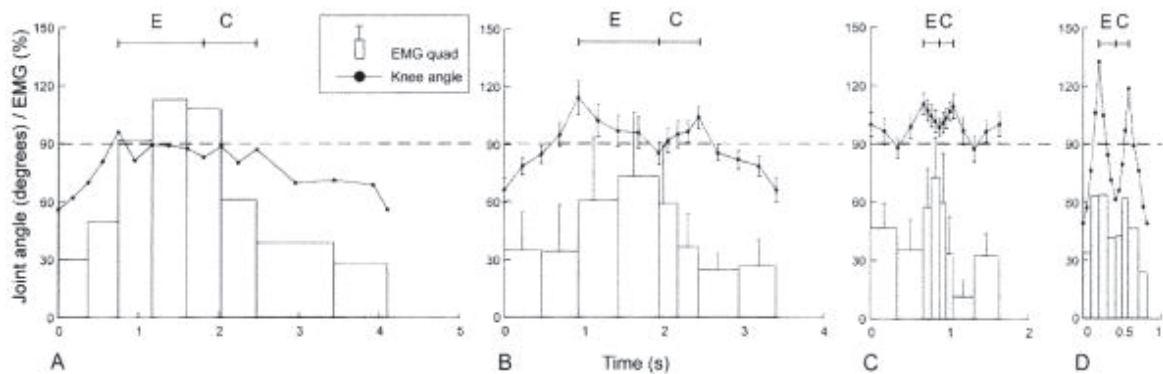


Figure 4.2 : Description ancienne cinématique et EMG du Super G, Géant, Slalom et du *freestyle* (tirée de Berg et coll., 1999). A : SG ; B : GS ; C : SL ; D : ski *freestyle* (bosses). Activité EMG du quadriceps et angle du genou ($^\circ$) lors des phases excentriques (E) et concentriques (C) en ski.

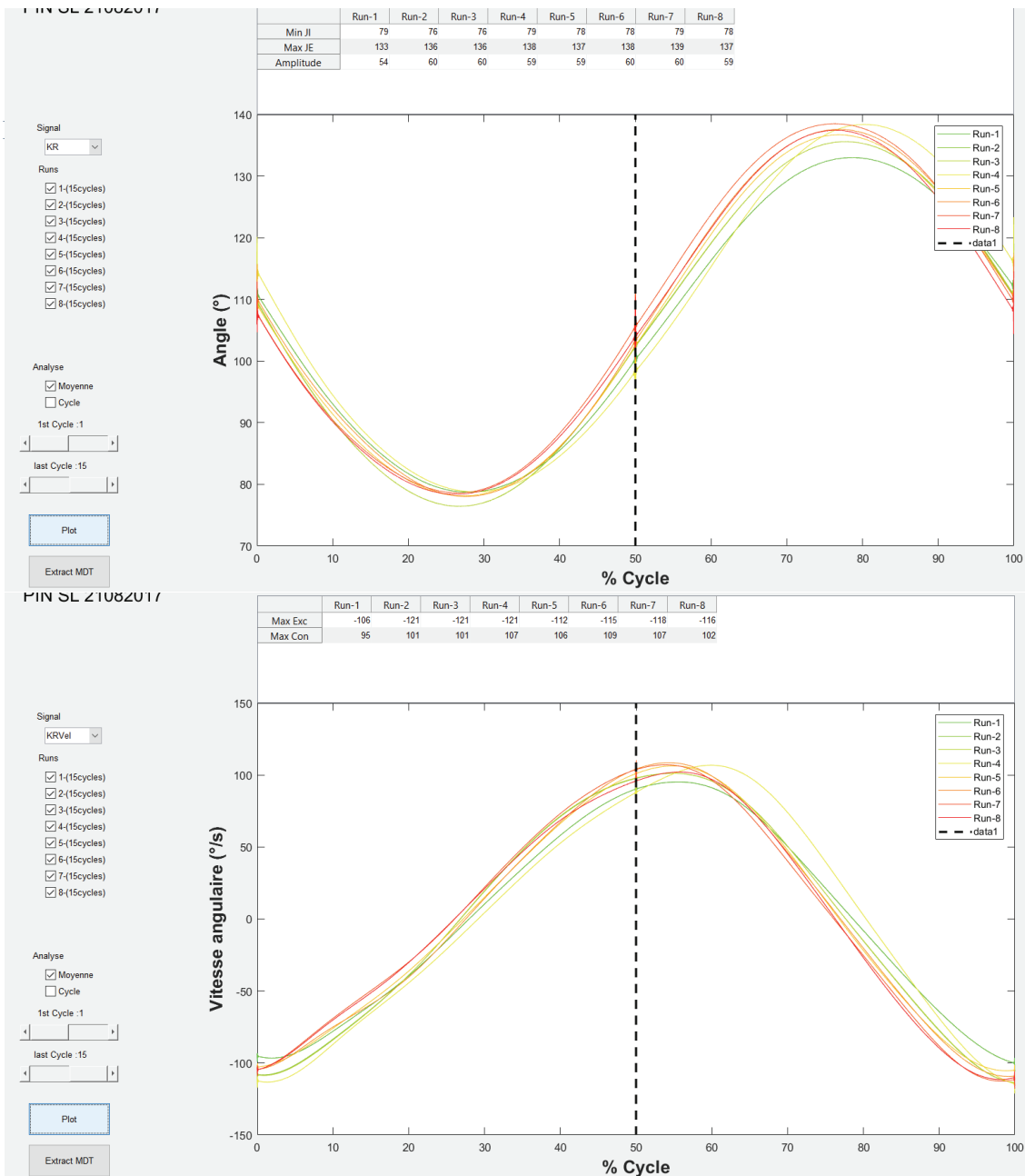


Figure 4.3 : Analyse d'une session de Slalom pour un skieur de Coupe du Monde. Panneau supérieur : représentation de la courbe d'angle moyenne (°) du genou droit pour chacun des 8 manches (moyenne des 15 cycles de double-virages à l'intérieur de chaque manche). De 0 à 50% : jambe intérieure au virage. De 50 à 100% : jambe extérieure. Panneau inférieur : représentation de la courbe de vitesse angulaire (°·s⁻¹) moyenne du genou droit.

Comme Kröll et coll. [172], nous concluons que les efforts sur la JI en GS sont restés sensiblement similaires à ceux décrits par les études de Berg et coll. [35]. Il semble exister une prédominance de contractions excentriques du quadriceps à vitesse angulaire lente pour des angles du genou fermés. Sur la JE, la demande mécanique a beaucoup changé depuis les 25 dernières années car les forces doivent être produites à des angles beaucoup plus ouverts que dans l'étude de Berg et coll. [35]. De plus, la prédominance d'une activité excentrique

pure est remise en question par Kröll et coll. [172]. Nous observons une activité musculaire concentrique (**Figure 4.1**) (et non excentrique contrairement à Kröll et coll. [172]) tout au long de la phase où l'on sait que les forces sont déjà notablement plus hautes (première partie du changement de direction sur la JE, **Figure 1.21**). Pour la phase prolongée où les forces sont les plus élevées (deuxième partie de la phase de changement de direction), nous avons de faibles changements d'angle du genou et de la hanche / bassin et donc théoriquement une longueur constante de l'unité tendon-muscle, indiquant une activité quasi-isométrique ou concentrique/excentrique lente. En effet, nos travaux de thèse montrent qu'il s'agit maintenant d'un pic concentrique relativement étroit depuis la phase de déclenchement et sur la première moitié de la phase de changement de direction puis d'une phase pseudo-isométrique jusqu'à la phase de complétion qui devient excentrique, ce qui donne une répartition équilibrée des trois modes de contraction sur la JE (temps relatif 32% en concentrique, 34% en isométrique, 34% en excentrique). Au contraire, avec une partition triple des vitesses angulaires, la JI affiche une prédominance de contractions excentriques lentes (43%) par rapport au mode isométrique (20%) et concentrique (38%). Nous observons un pic d'activité excentrique sur la phase de déclenchement puis lors du changement de direction (première partie) suivie d'une phase prolongée excentrique lente à isométrique où les angles varient peu.

Avec une partition double excentrique/concentrique, nous observons également une prédominance du mode excentrique sur le mode concentrique sur la JE (excentrique 52% vs 48% de durée de contraction concentrique) ainsi que sur la JI (53% vs 47% du temps relatif de la JI). Comparativement à l'étude Berg et coll. [34] la forme en « M » a également disparu sur la JE en SL, au profit d'un aspect régulier du pic de vitesse angulaire autour de ~75-80% du cycle (**Figure 4.2 C vs Figure 4.3**). La durée du virage sur la JE en SL est de 896 ± 133 ms similaire à celle rapportée par Hintermeister et coll. [137] (802 ± 64 ms).

1.1.2. Nouvelles données en ski de vitesse

Les travaux de cette thèse réactualisent les études classiques en SL et GS et fournissent pour la première fois des données complètes pour les disciplines de vitesses (SG et DH). Lors du SG (**Figure 4.2 vs Figure 4.4**), la structure générale du cycle semble conservée sur les angles du genou et l'EMG du VL. Berg et coll. [34] ont décrit une phase excentrique-concentrique également sur la JE, mais l'aspect de ces courbes anciennes montre surtout une phase quasi-isométrique majoritaire qui est toujours d'actualité. L'analyse SPM (**Figure 4.5**) montre également une phase excentrique-concentrique très discrète, mais qui est englobée dans une phase quasi-isométrique au seuil de $\pm 20^\circ \cdot s^{-1}$. Ces auteurs n'avaient pu

comparer les disciplines mais avaient présenté une description des données cinétiques et EMG pour quatre disciplines (SL, GS, SG, ski de bosses). Nos résultats réactualisent la description du SG et du GS, avec une comparaison statistique des courbes entières.

Aucun point de comparaison n'est disponible en DH en raison de l'absence de données retrouvées dans la littérature sur les paramètres angle/vitesse angulaire/EMG. La principale spécificité cinématique de la DH est la quasi-exclusivité du travail isométrique au niveau du genou et de la hanche (**Figure 4.6**).

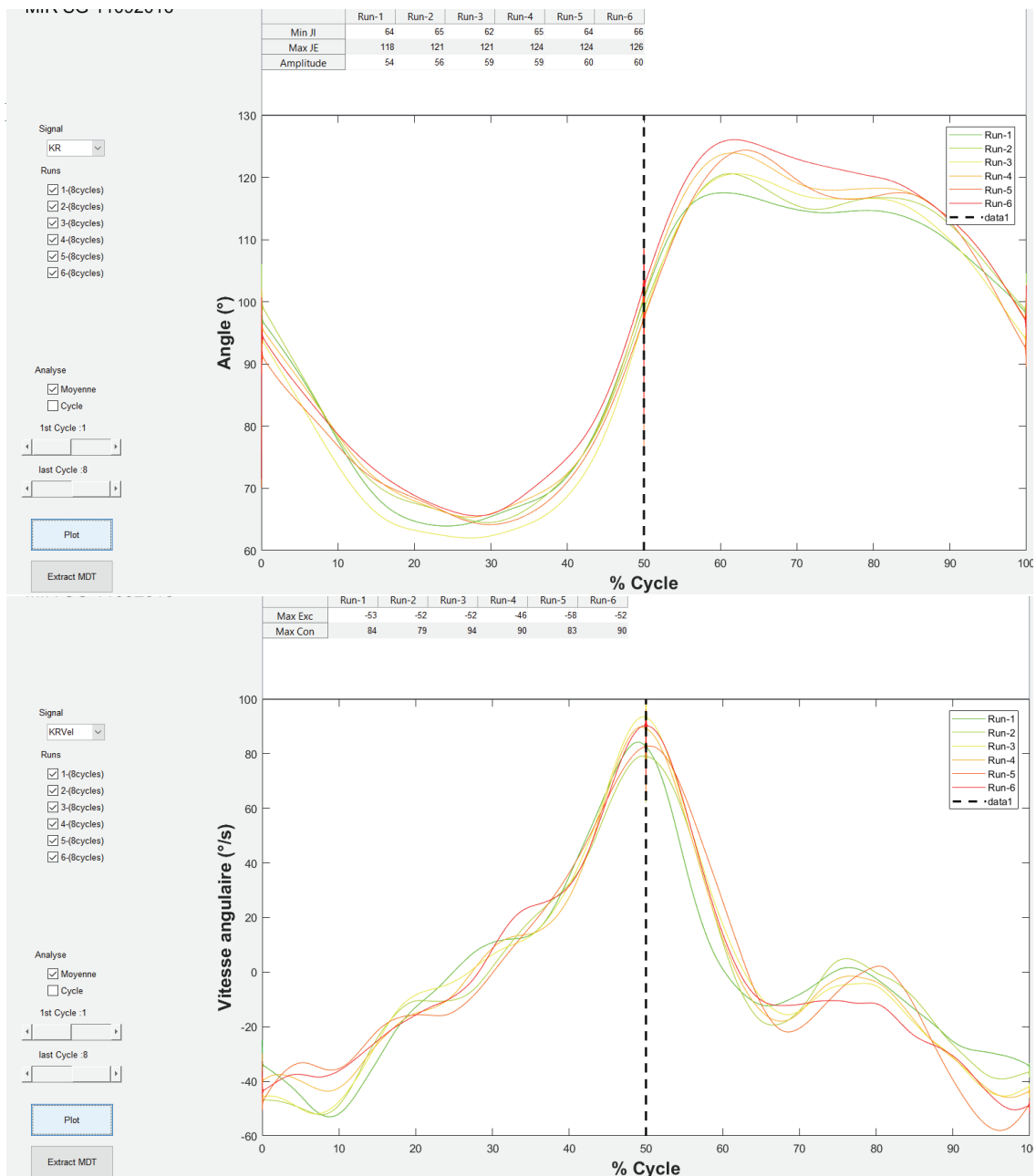


Figure 4.4 : Analyse d'une session de Super G pour une skieuse de Coupe du Monde. Panneau supérieur : représentation de la courbe d'angle (°) moyenne du genou droit pour chacun des 6 manches (moyenne des 8 cycles de doubles virages à l'intérieur de chaque manche). De 0 à 50% : jambe intérieure au virage. De 50 à 100% : jambe extérieure. Panneau inférieur : représentation de la courbe de vitesse angulaire (°·s⁻¹) moyenne du genou droit.

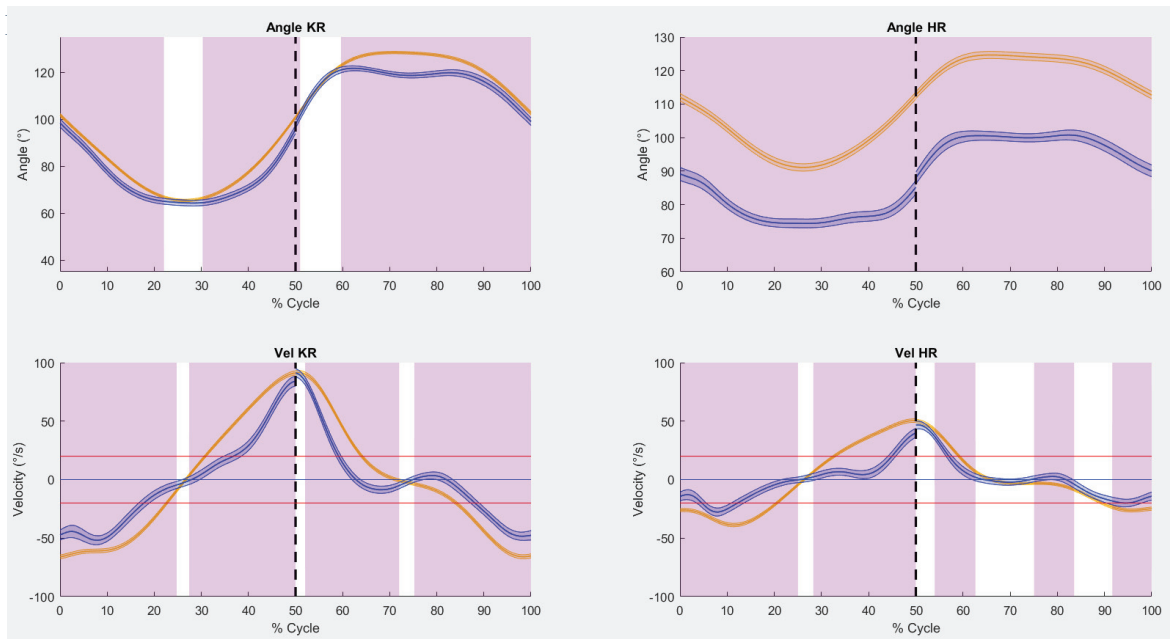


Figure 4.5 : Comparaison du Géant et du Super G (courbes orange et bleue respectivement) sur les paramètres cinétiques suivants : angle du genou droit (KR), hanche droite (HR) et leurs vitesses angulaires (Vel) correspondantes. Les zones de significativité ($p < 0.005$) sont représentées en rouge clair. Les courbes moyennes SPM sont représentées avec leur intervalle de confiance (IC95%). Les lignes horizontales rouges délimitent la zone de quasi-isométrie au seuil de $\pm 20^{\circ} \cdot s^{-1}$. De 0 à 50% : jambe intérieure au virage. De 50 à 100% : jambe extérieure, zone de changement de carres en pointillés.

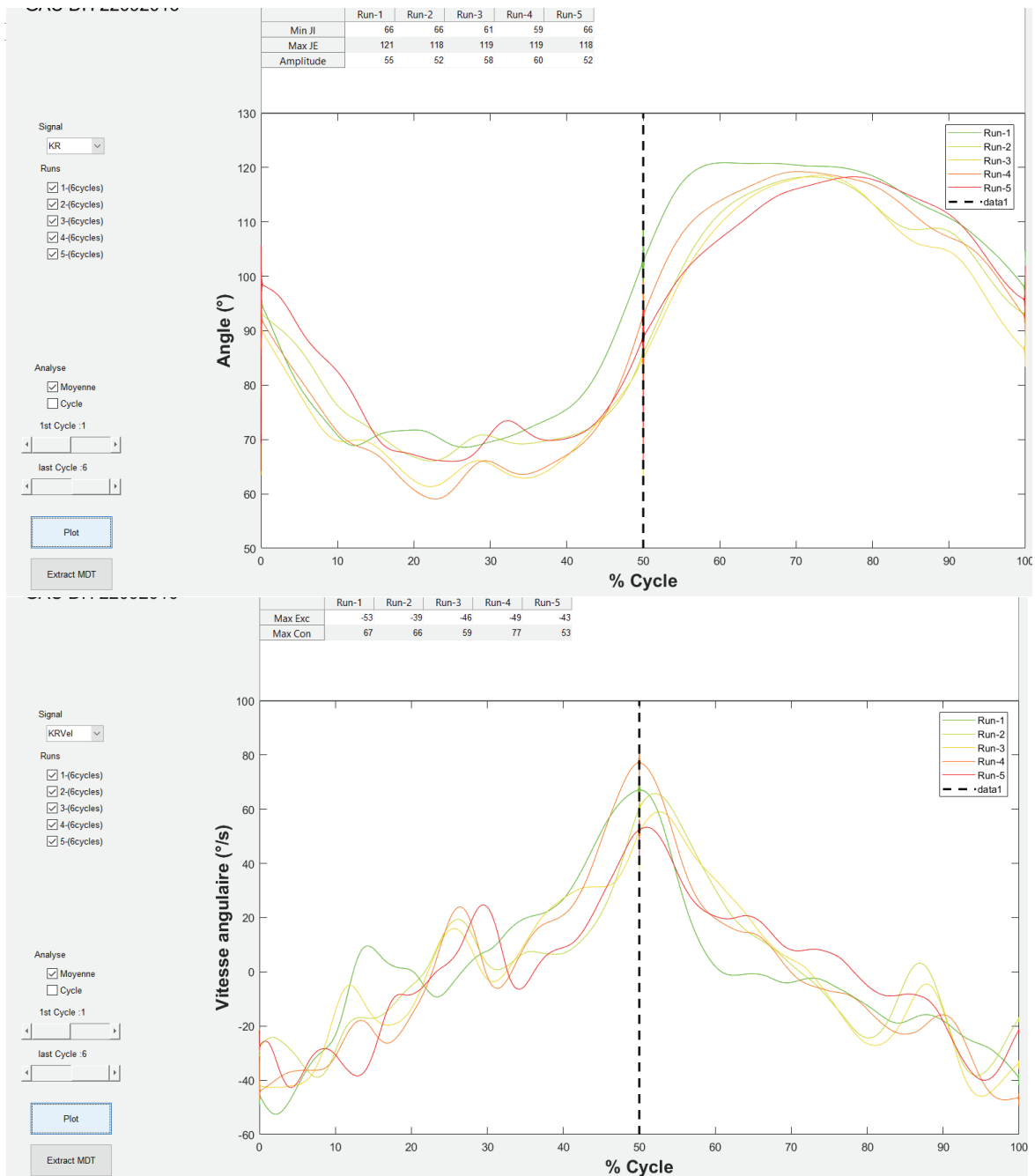


Figure 4.6 : Analyse d'une session de descente pour une skieuse de Coupe du Monde. Panneau supérieur : représentation de la courbe d'angle (°) moyenne du genou droit pour chacun des 5 manches (moyenne des 6 cycles de double-virages à l'intérieur de chaque manche). De 0 à 50% : jambe intérieure au virage. De 50 à 100% : jambe extérieure. Panneau inférieur : représentation de la courbe de vitesse angulaire (°·s⁻¹) moyenne du genou droit.

1.2. Activité EMG

L'activité EMG des vastes (VM + VL) présente un pic à ~74% de la CMV d'après Berg et coll. [35] (**Figure 1.8**) alors que ce pic s'élève à ~123% dans notre étude. L'activité EMG moyenne des vastes est plus grande sur la JE ($58 \pm 29\%$) que sur la JI ($30 \pm 17\%$) d'après Berg et coll. [35] et, malgré des valeurs moyennes supérieures, nous retrouvons un différentiel d'activation JI/JE similaire (JE : 82 ± 35 ; JI : $49 \pm 34\%$). L'EMG du RF montre également une activité biphasique dans les études de Berg et coll. [35] avec des pics pendant la phase excentrique de la JE ($47 \pm 16\%$) ainsi qu'en JI ($41 \pm 16\%$). Nous observons des activations moyennes similaires sur la JE alors qu'elles sont presque doublées sur la JI (EMG moyen, JE : 47 ± 26 ; JI : $92 \pm 39\%$; EMG pic, JE : 86 ± 44 ; JI : $134 \pm 44\%$). Ce résultat EMG confirme les résultats de Raschner et coll. [254] qui ont constaté des forces supérieures sur le ski amont et une séquence de mouvements plus harmonieuse pendant le virage coupé par rapport au ski parallèle.

En général, la valeur de l'EMG moyen en excentrique était supérieure à la valeur de l'EMG moyen en concentrique dans l'étude de Berg et coll. [35]. Notre étude montre des niveaux d'activation différents selon le mode de contraction sur la JE, soit, dans l'ordre décroissant de l'activation EMG : en isométrique 84% CMV, en concentrique 65% CMV et en excentrique 45% CMV. Hintermeister et coll. [137] ont observé une activité quadricipitale marquée sur la phase tardive de la conduite du virage et au début de la phase de complétion ; nos courbes SPM montrent une séquence similaire sur les vastes et le RF en GS. Cela coïncide avec un plateau de forces externes appliquées au skieur (**Figure 4.7**), c'est-à-dire lorsque les forces gravitationnelle et centrifuge sont les plus hautes. Pour Hintermeister et coll. [137], les faibles vitesses angulaires en GS et l'importante co-contraction des ischio-jambiers et du quadriceps justifient la fonction stabilisatrice des muscles de la cuisse et suggèrent une composante quasi statique marquée. Ces conclusions anciennes restent tout à fait valides (**Figure 4.1**).

Le RF est un muscle bi-articulaire qui est classiquement activé pendant la phase de complétion du virage de GS, fonctionnant d'abord comme fléchisseur de hanche en résistant au déplacement vers l'arrière du tronc et en aidant à maintenir la flexion du tronc, puis comme extenseur de jambe lorsque le skieur se relève en fin de phase de complétion [137]. Cependant, nous n'observons plus ce schéma sur la JE, car le RF (**Figure 4.8**) présente une activation très haute pendant la phase de conduite et au début de la phase de complétion sur la JI en GS mais une activation modérée, relativement constante et étalée en JE (**Figure 4.9**). De

façon intéressante, on peut distinguer un motif individuel unique pour le meilleur skieur français de Coupe du Monde qui parvenait également à activer son RF en JE de façon presque aussi importante qu'en JI, suggérant une capacité de fonctionnement en tant qu'extenseur du genou sur sa JE. Seul ce skieur montrait une activation biphasique du RF en GS, les autres skieurs ayant une séquence d'activation monophasique (en JI) sur le cycle.

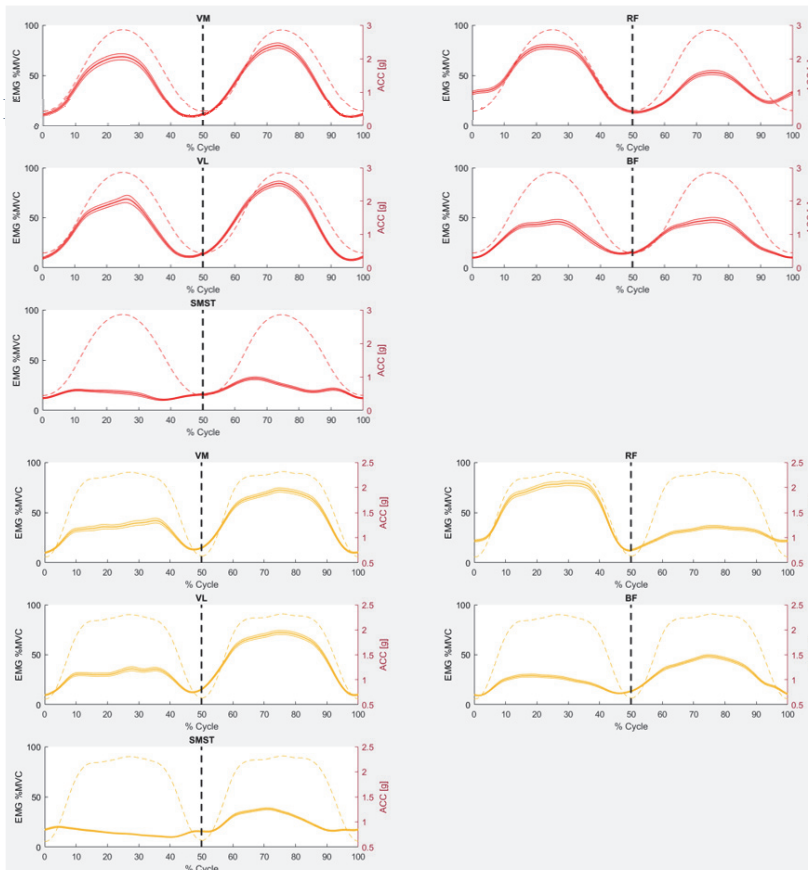


Figure 4.7 : Activité EMG et accélération résultante (ACC, lignes pointillées) en Slalom (courbes rouges) et en Géant (courbes oranges) moyennée pour 16 et 24 skieur-sessions respectivement. Les courbes moyennes SPM sont représentées avec leur intervalle de confiance (IC95%). De 0 à 50% : jambe intérieure au virage. De 50 à 100% : jambe extérieure, zone de changement de carres en pointillés.

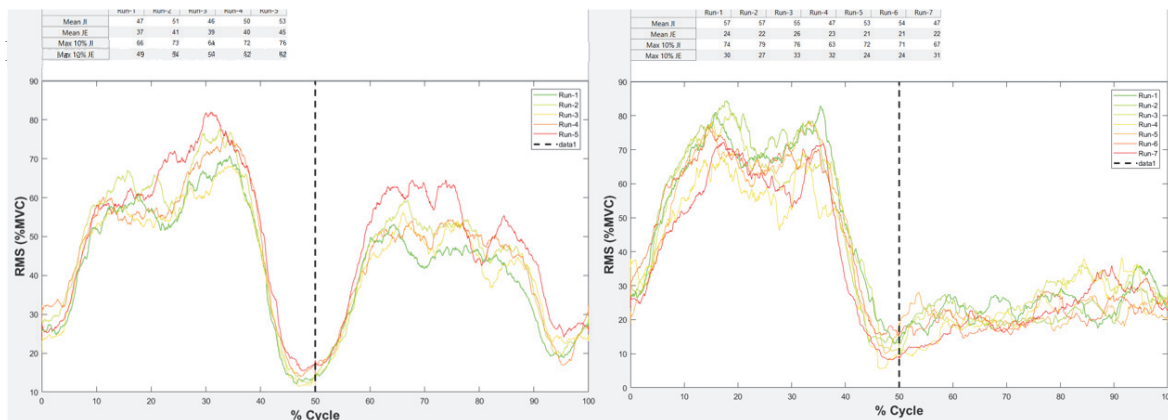



Figure 4.8 : Profils individuels d'activation musculaire. Exemple d'activation moyenne du *rectus femoris* (RMS 125 ms) lors d'une session de Géant (moyenne de tous les cycles intra-manche) pour 2 skieurs. Panneau de gauche : motif individuel d'un skieur de Coupe du Monde pour le muscle *rectus femoris* en Géant. Panneau de droite : motif plus commun du même muscle observé chez les autres skieurs en Géant, exemple pour un skieur.

Globalement, sur le virage JE, nous n'avons aucune différence d'activation musculaire moyenne entre GS et SL pour les cinq muscles étudiés (voir étude 3 Tableau 3), confirmant les résultats de Hintermeister qui n'ont rapporté de différence que pour le *tibialis anterior*, mais pas pour les muscles de la cuisse. Alors que nous retrouvons des valeurs EMG moyennes similaires à ces auteurs sur le quadriceps que ce soit en GS ou en SL, nos valeurs sur les ischio-jambiers sont globalement deux fois plus faibles. Alors que Hintermeister rapporte en JE des valeurs aussi hautes pour les ischio-jambiers que pour les vastes, nous observons de notre côté une nette prédominance quadricipitale. Pour Hintermeister et coll. [137], la séquence générale de l'activation musculaire comporte une activation des ischio-jambiers précocement dans le virage et tout au long de la phase de conduite, alors que l'activité quadricipitale est plus tardive et se poursuit sur la phase de complétion en GS. Ceci est expliqué par le maintien d'une position basse du centre de masse en GS (hanche et genou fléchis en JI et étendus en JE) tout au long du virage et au début de la phase de complétion. Il semblerait que l'utilisation des ischio-jambiers en JE soit moins prononcée de nos jours en GS et SL, surtout en ce qui concerne le BF. En effet la séquence d'activité des ischio-jambiers correspondait à leur fonction de fléchisseurs du genou ou d'extenseurs de hanche lors de la phase d'allègement (flexion/extension pivotée) ainsi que de stabilisateurs du genou lors de l'augmentation progressive des forces durant la phase de conduite du virage. Ils semblent garder une fonction principale de stabilisateurs de nos jours notamment pour le SMST bien que son rôle dans l'amorce du virage soit important lors d'un virage coupé sur la JI. Pour le BF, les courbes de SL et de GS sont superposables en JE sauf sur la fin de la phase de

conduite du virage et lors de la complétion où ce muscle est plus actif en GS qu'en SL (**Figure 4.9**). En JI, on observe des séquences d'activation similaires entre GS et SL mais des niveaux beaucoup plus faibles en GS, suggérant que ce muscle est surtout utilisé en tant qu'extenseur de hanche en JE (stabilisation du pelvis) et fléchisseur du genou en JI pour retenir la jambe tout au long du virage dans des angles très fléchis. Enfin, pour Hintermeister et coll. [137], la durée de la phase de déclenchement était plus courte en GS (11.8%) vs SL (15.5%) et la phase combinée de conduite plus complétion du virage en GS (82.8%) était supérieure à la phase de conduite du virage en SL (84.5%). Ces résultats se vérifient sur nos courbes car le GS présente des activations musculaires en JE à la fois plus prolongées dans le virage et plus précoces qu'en SL sur les vastes et le RF (**Figure 4.9**). Malgré des vitesses de course plus faibles qu'en GS, la phase de conduite du SL pourrait comporter des forces équivalentes voire supérieures au GS en raison d'une force centrifuge supérieure en SL provoquée par le très faible radius du virage (**Figure 4.7**).

1.3. Conclusion sur les caractéristiques du cycle de ski

En résumé, nos résultats ajoutent à la littérature existante une description des activations EMG sur la JI, une description des disciplines de vitesse et une analyse fine des courbes EMG sur le cycle qui révèle des différences masquées par l'analyse de la RMS pic ou moyenne. L'analyse de l'activité pic fournit des informations valables sur les niveaux maximaux d'EMG, mais un seul point est extrait de la courbe EMG sur la phase du mouvement étudiée. L'utilisation des amplitudes moyennes reflète l'activité musculaire plus globale en donnant une mesure quantitative de l'activité musculaire électrique relative à une phase du mouvement spécifique, indépendamment du fait que le muscle soit actif de façon intermittente ou continue. Les courbes SPM sont à même de fournir des informations temporelles plus précises qui peuvent être utilisées pour adapter les exercices isocinétiques.

 Les principales nouveautés de nos résultats sur des skieurs d'élite actuels par rapport aux études anciennes antérieures aux virages coupés sont i) une plus grande activité du quadriceps sur la JI suggérant une meilleure répartition des forces, ii) une extension plus importante de la JE due à l'inclinaison dans le virage ainsi qu'à la prise de carre qui est augmentée et iii) une importante phase isométrique remplaçant la séquence temporelle traditionnelle de flexion/extension.

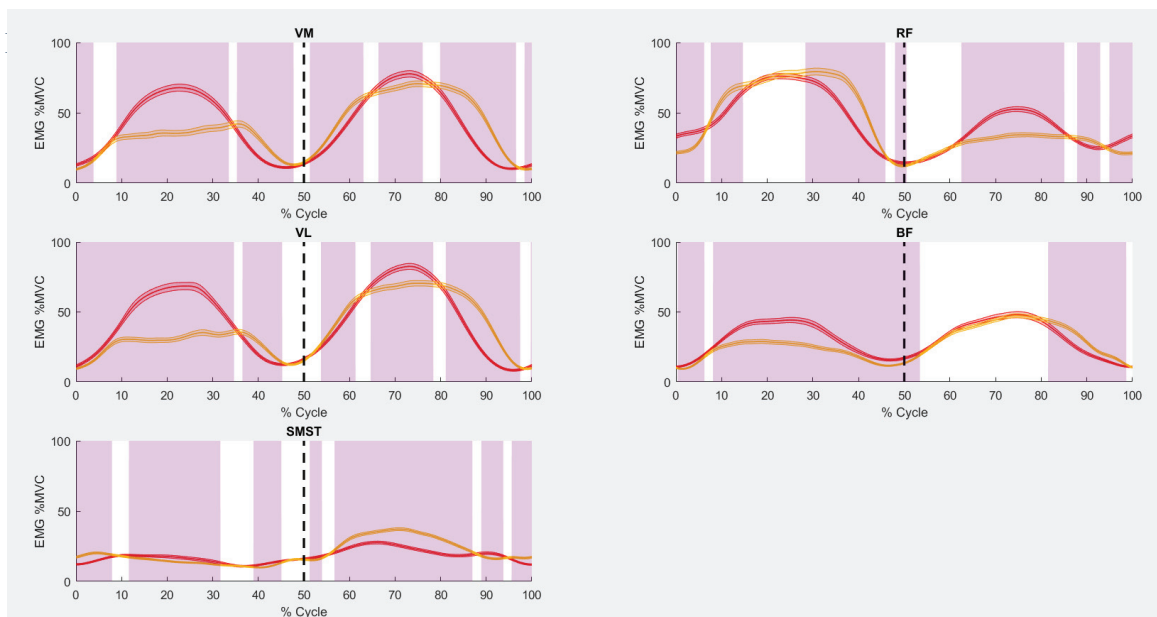


Figure 4.9 : Comparaison SPM de l'EMG en Slalom et en Géant (courbes rouge et orange respectivement) sur les muscles suivants : VM : *vastus medialis*, RF : *rectus femoris*, VL : *vastus lateralis*, BF : *biceps femoris*, SMST : *semimembranosus/semitendinosus*. Les zones de significativité ($p < 0.05$) sont représentées en rouge clair. Les courbes moyennes SPM sont représentées avec leur intervalle de confiance (IC95%). De 0 à 50% : jambe intérieure au virage. De 50 à 100% : jambe extérieure, zone de changement de carres en pointillés.

2. Tests isocinétiques et ski

2.1. Un manque de spécificité

Les amplitudes du genou testées en ski et en isocinétisme sont similaires mais décalées sur une plage angulaire plus ouverte (vers l'extension) en isocinétisme. Une évaluation des angles très fermés semble nécessaire (jusqu'à 135° de flexion, 180° = extension complète). Pour atteindre ces angles, la position allongée est généralement plus adaptée, cependant en raison de la forte flexion de hanche en ski, il est préférable de ne pas réaliser l'évaluation en extension de hanche donc la position assise reste la plus pertinente. Par contre, pour interpréter les valeurs à un angle précis, il semble nécessaire de réaliser des analyses sur toute la courbe car les moments de force maximaux peuvent être atteints à des angles différents. Par exemple, les résultats de la partie 3 chapitre III montrent que les skieurs ont un $RFKF_\theta$ à 0.55 ± 0.14 à 135° de flexion du genou et le $RFKF_\theta$ chute à 0.37 ± 0.08 à 90° de flexion du genou. Ainsi, en deçà de 120° de flexion du genou, le $RFKF_\theta$ est déjà diminué de moitié et en cas de situation limite impliquant un mécanisme de chasse-neige dynamique, la force élevée du

quadriceps apparaît insuffisante pour protéger le genou surchargé de la JI, bien que le skieur élite soit capable de revenir à une position d'équilibre sans chute. De telles analyses de courbes sont possibles grâce à la méthode SPM. Nos résultats montrent que cette méthode est assez sensible pour identifier des différences localisées au-delà de 108° de flexion (180° = extension complète) entre les skieurs des disciplines techniques et vitesses.

La plage de test actuelle (-60 à 180°.s⁻¹) des évaluations isocinétiques pratiquées au sein de la FFS couvre la plupart des vitesses angulaires observées pour les quatre cycles de ski types des disciplines, sauf pour la DH et le SG. Il serait judicieux de baisser à 30°.s⁻¹ la vitesse angulaire pour l'évaluation excentrique et/ou concentrique des disciplines de vitesse en raison de l'importance des phases de contraction très lentes quasi isométriques, ainsi que d'ajouter des mesures isométriques. Le RTD devrait être systématiquement évalué en plus de la CMV quelle que soit la discipline, dans un but de performance et de prévention des blessures. En effet, nos résultats montrent une plus grande sensibilité du RTD à des perturbations externes telle que l'altitude par rapport aux moments de force maximaux. Cette observation suggère également qu'une évaluation isocinétique spécifique pourrait être faite dans des conditions environnementales similaires à celle du ski (altitude et froid) afin d'être comparés à l'analyse en condition normoxique et tempérée pour déterminer si l'athlète a des sensibilités particulières nécessitant un travail d'adaptation particulier.

L'analyse sur piste a montré le manque de spécificité des tests isocinétiques en termes de vitesse et de plage angulaire utilisées, ainsi qu'une sensibilité insuffisante lors d'une analyse des skieurs selon leur spécialité sportive. Les analyses des tests isocinétiques doivent donc être modifiées par des biomécaniciens / spécialistes en physiologie de l'exercice afin de prendre en compte le RTD ou les angles spécifiques à l'activité. Lors des tests isocinétiques traditionnels, des méthodes statistiques de type SPM devraient donc être utilisées pour évaluer la fonction musculaire sur toute la courbe du mouvement articulaire. En effet, les analyses de courbes sont actuellement faites de façon subjective uniquement par « l'œil » du kinésithérapeute, sans support objectif car les logiciels courants ne donnent que le moment de force maximal. Des études futures sur les programmes de prévention et d'entraînement sont nécessaires afin de pouvoir interpréter les déficits mesurés par SPM comme des facteurs de risque sur des plages angulaires spécifiques ou bien tirer des conclusions sur l'efficacité de tels programmes.

2.2. Régimes de contraction et angles

Les graphes de densité 2D (voir [Figure 4 étude 3](#) ; [Figure 4.10](#)) des positions angulaires du genou en fonction de sa vitesse angulaire permettent de caractériser les disciplines en fonction des régimes de contraction prédominants. En SL, le cercle élargi indique des vitesses de contractions ($\pm 150^{\circ} \cdot s^{-1}$) plus hautes (bien que faibles d'un point de vue fonctionnel comparativement à d'autres sports comme l'athlétisme) que dans les autres disciplines alpines. La distribution des vitesses angulaires est relativement homogène mais nous pouvons noter une prédominance de vitesses excentriques lentes ou isométriques en JI (angles fermés) alors que la JE présente une répartition plus dynamique avec des vitesses excentriques et concentriques plus rapides autour de $\sim \pm 150^{\circ} \cdot s^{-1}$. En GS, le temps passé en isométrie est très important sur la JE (angles ouverts). Le cercle est bien visible mais rétréci par rapport au SL, ce qui indique une plage de vitesses angulaires plus faibles ($\sim \pm 100^{\circ} \cdot s^{-1}$). En SG, le motif observé en JE ressemble beaucoup à celui de la JE en GS. Le cercle est encore plus ramassé mais encore visible, cependant nous distinguons nettement deux zones de vitesses angulaires correspondant à la JE et à la JI, centrées sur $0^{\circ} \cdot s^{-1}$. Cette discipline utilise de façon relativement équilibrée et prédominante le mode isométrique sur les deux jambes. En DH, il n'y a plus vraiment de cercle mais deux zones larges centrées sur $0^{\circ} \cdot s^{-1}$ correspondant à la JI et à la JE. Les vitesses dynamiques ont quasiment disparu.

Si l'on représente les activations musculaires en fonction des régimes de contraction (voir [Figure 3 étude 5](#)), on s'aperçoit que la phase isométrique « grossit » à la fois en JI et en JE dans l'ordre suivant des disciplines : SL, GS, SG, DH. La partition double (modes concentrique et excentrique) ignorant la phase isométrique indique que la phase excentrique diminue du SL au GS puis au SG sur les deux jambes, puis de nouveau cette phase excentrique est très prononcée en DH (plus marquée en JI en DH qu'en SL et prédominante par rapport à la phase concentrique ; mais en JE cette phase excentrique est plus marquée en SL (qui présente de plus une prédominance excentrique) qu'en DH (prédominance concentrique) sur la JE). Ces figures indiquent que la prédominance excentrique n'est pas systématiquement vérifiée selon la jambe ou la discipline. Ces résultats vont dans le même sens que les observations réalisées par Kröll et coll. [175] pour qui le GS se caractérise par un temps très long passé dans un mode de contraction quasi statique sur la JE de façon concomitante à des forces de réaction au sol très hautes. Ces auteurs décrivent une situation « polarisée » car ce motif de la JE s'accompagne de forces moyennes et pics très faibles en JI. Par conséquent, ces auteurs recommandent des exercices ciblant la spécificité de la JE,

comme des contractions quasi-isométriques avec une forte charge, réalisées à des angles du genou ouverts (en moyenne 122°, plage angulaire 95-138°). Ils recommandent aussi des exercices réalisés pour des angles du genou fermés (en moyenne 88°, plage angulaire 67°-113°) dans un mode de contraction pliométrique excentrique-concentrique lent [175]. Nos résultats ajoutent à cette littérature les intensités de contraction EMG en fonction des régimes de contraction/angles articulaires.



En résumé, la répartition des modalités de contraction à l'intérieur du cycle de ski diffère selon la discipline (voir Figure 2 étude 3). En se basant sur ces résultats, des exercices adaptés à chaque discipline pourraient être proposés, en tenant compte de la spécificité JE / JI comme suggéré par Kröll et coll. [175].

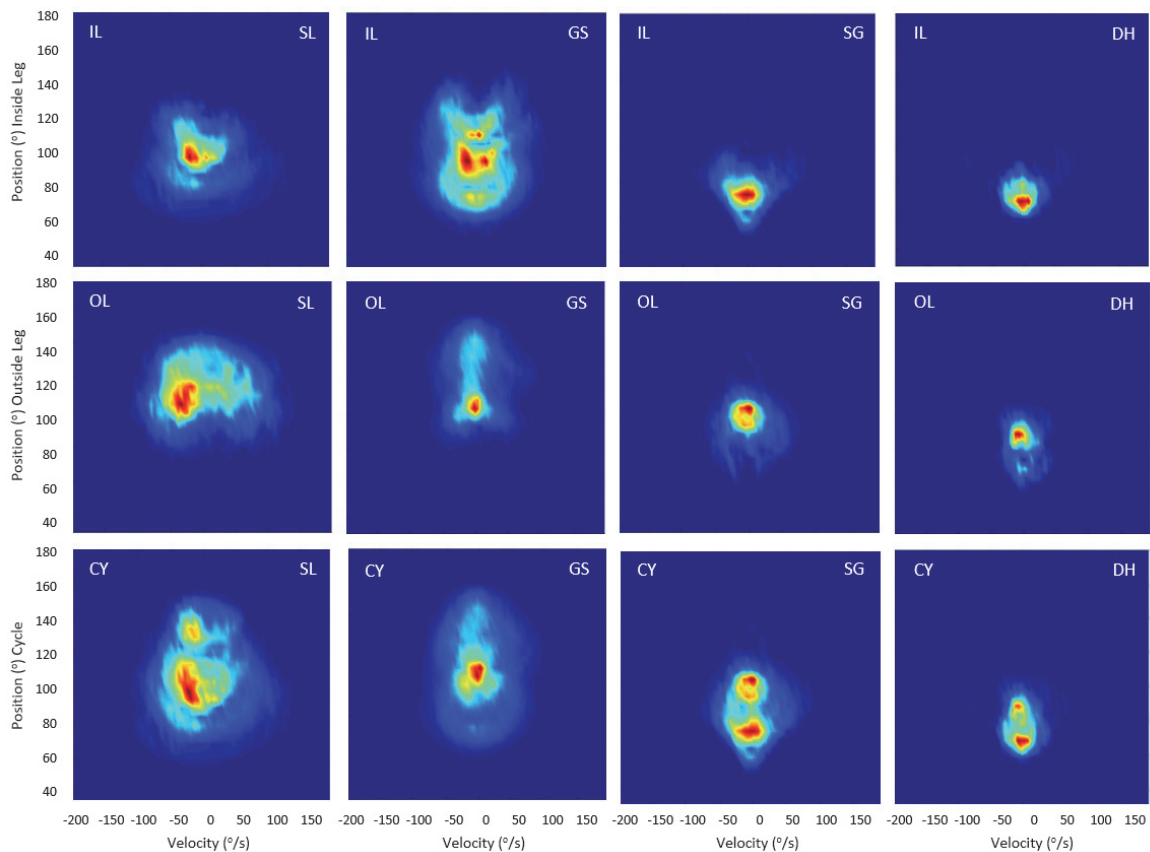


Figure 4.10: Graphes de densité 2D : distribution bi-dimensionnelle de la position de la hanche droite (axe y) et de la vitesse angulaire (axe x) pour le Slalom (SL), Géant (GS), Super G (SG) et Descente (DH). Cette représentation montre à quelle position angulaire une vitesse angulaire donnée se produit. L'échelle des couleurs est linéaire : bleu foncé pour zéro (pas d'occurrence), rouge foncé pour l'occurrence maximale à l'intérieur d'une discipline (échelle linéaire d'intensité, unités arbitraires). Ces représentations sont obtenues sur une base de données excluant les figures.

2.3. Adaptation des tests neuromusculaires

L'évaluation neuromusculaire fonctionnelle des athlètes revêt une importance capitale pour la performance à condition qu'elle soit multifacettée et qu'elle reflète les demandes du ski alpin, qui ne sont toutefois plus limitées à la répétition de contractions bilatérales excentriques et concentriques [35,137]. L'individualisation d'une phase isométrique semble indispensable au vu des études récentes sur l'importance de l'entraînement en isométrie et de la spécificité des adaptations qu'il induit [185]. L'entraînement isométrique génère aussi moins de fatigue et provoque des adaptations de force spécifiques d'angles supérieures à l'entraînement dynamique. Ce type d'entraînement dont les modalités sont détaillées dans la revue de Lum et coll. [185] est donc considéré comme bénéfique à la performance dans des sports dynamiques comme la course à pied, les sauts ou le cyclisme.

D'un point de vue clinique, les tests doivent refléter les déficits couramment rencontrés chez des sujets opérés du LCA, c'est-à-dire la réduction/l'augmentation (en cas de faiblesse du quadriceps en post-opératoire) du ratio de force IQ [135] dont le déséquilibre est relié au risque de blessure en ski alpin [153]. En évaluant les régimes de contraction et les activations musculaires spécifiques des phases du cycle de ski (JI/JE) sur la piste, il est possible d'augmenter la spécificité de ces tests, qui n'ont été introduits de façon systématique qu'en 2015 au niveau des équipes de France. Auparavant ces tests ne servaient qu'en retour de blessure et il n'y avait donc pas de mesure de référence avant blessure. De telles informations seraient très utiles pour déterminer si les différences intra- ou interindividuelles préexistent à la rupture du LCA ou non. L'obtention de ce type de valeurs basales chez des skieurs non blessés est un résultat très important pour de futures études. D'après la littérature scientifique et les opinions d'experts, l'évaluation neuromusculaire revêt toute son importance si elle est spécifique au sport en prévention de la rupture du LCA, lors du suivi des athlètes opérés et enfin lors du retour à la compétition [132,213,235,327].

2.4. Conclusion

Les informations acquises grâce à l'analyse EMG et cinématique suggèrent une séquence d'activation des muscles de la cuisse sur le virage de ski qui contribue au maintien de l'équilibre dynamique du skieur ainsi qu'à l'enchaînement des virages. Les muscles de la cuisse travaillent de façon synergique pour recentrer le skieur au-dessus des skis. Les conclusions de Berg et Hintermeister gardent une validité générale [34,35,137] .

Toutefois, le principe de concordance de coordination [170] dans les exercices de compétition est un défi lors de la mise en place des programmes de préparation physique spécifiques pour les skieurs alpins. Par conséquent, les données présentées améliorent notre connaissance du contrôle musculaire chez les skieurs alpins ainsi que la façon d'augmenter la spécificité de l'entraînement en fonction des angles ouverts (JE) ou fermés (JI) du genou.

Notre étude confirme la complexité des régimes de contraction en ski alpin, qui ont historiquement été simplifiés en une phase concentrique et excentrique pour les muscles extenseurs du genou [35]. Dans le ski moderne, la vitesse angulaire instantanée indique des variations des régimes de contraction à l'intérieur du cycle de ski (**Figures 4.3, 2.15, 4.4, 4.6**). La définition d'une phase de pseudo-isométrie au seuil de $\pm 20^\circ \cdot s^{-1}$ permet de mieux caractériser les disciplines en termes de temps normalisé passé en mode isométrique : en JE 38%, 42%, 34%, 11% et en JI 38%, 28%, 20%, 19% pour DH, SG, GS et SL respectivement. Pour le mode concentrique ($>20^\circ \cdot s^{-1}$) : en JE 31%, 26%, 32%, 48% et en JI 31%, 32%, 38%, 41% pour DH, SG, GS et SL respectivement. Enfin pour le mode excentrique ($<-20^\circ \cdot s^{-1}$) on obtient en JE 31%, 32%, 34%, 41% et en JI 30%, 40%, 43%, 40% pour DH, SG, GS et SL respectivement (*voir Figure 3 étude 3*).

Si l'on combine JI et JE, on obtient un temps normalisé sur le cycle de ski pour le mode isométrique (articulation du genou) de 41%, 35%, 27%, 15% puis pour le mode concentrique de 30%, 30%, 35%, 44% puis pour le mode excentrique de 29%, 35%, 38%, 41% pour DH, SG, GS et SL respectivement (*voir Figure 2 étude 3*). Pour la hanche, la phase isométrique prend une importance capitale puisque l'écrasante majorité du cycle de ski est caractérisée par le mode isométrique dans les disciplines de vitesse.

Enfin, les résultats montrent un manque de concordance de coordination entre la technique de compétition et les modalités d'imitation ou d'évaluation isocinétique du cycle de ski.

3. Considérations méthodologiques

La définition des phases excentrique, concentrique et isométrique, bien qu'inspirée des études historiques, est valide pour les muscles monoarticulaires tels que les vastes, en se basant sur l'articulation du genou. Mais les muscles polyarticulaires (RF, BF, SMST) complexifient l'interprétation du régime de contraction réel des muscles de la cuisse. Par exemple, le RF en ski se contracterait principalement en isométrique d'après une étude précédente [176], l'extension du genou étant contrebalancée par la flexion de hanche. D'autre part, l'absence de mesure EMG sur les autres fléchisseurs/extenseurs de la hanche (muscles *iliopsoas/gluteus* notamment) pourtant très utilisés en ski donne une vision limitée des coactivations autour de l'articulation de la hanche.

La longueur de l'unité muscle-tendon pour les cinq muscles étudiés a été décrite en se référant aux phases isométrique, excentrique et concentrique ainsi définies pour le genou. Il n'était pas possible de déterminer le comportement des composantes de l'unité muscle-tendon (i.e. contractile/active vs. élastique série/passive) en l'absence d'utilisation d'échographie ultra-rapide sur la piste [125]. Nous parlons donc de longueurs musculaires pour l'unité muscle-tendon sans tenir compte des interactions muscle-tendon. Des études complémentaires (modélisation des longueurs musculaires, échographie ultra-rapide) sont nécessaires pour évaluer le mode de contraction réel de chaque muscle lors de la pratique du ski [100,125]. Cependant, nous avons modélisé les longueurs musculaires avec les angles du genou et de la hanche d'après la méthode de Hawkins et coll. [126] (**Figure 4.11**). Le comportement des muscles biarticulaires indique que nos conclusions doivent être nuancées. En effet l'allongement ou le raccourcissement de certaines unités muscle-tendon ne correspond plus aux grandes phases décrites d'après la cinématique articulaire macroscopique du genou et de la hanche. Le RF débute sa phase concentrique beaucoup plus tôt (vers ~20% du cycle) que les vastes en SL, ce qui est lié au mouvement de la hanche. VM et VL ont un comportement similaire et leur phase concentrique (raccourcissement de l'unité muscle-tendon) commence vers 40% du cycle. Contrairement aux observations de Kröll et coll. [176], nous observons une phase isométrique du RF presque nulle dans toutes les disciplines (~6% du cycle), sauf en DH. La modélisation effectuée pour le chef court du BF (monoarticulaire) permet de voir l'impact de la prise en compte de l'articulation de la hanche (comportement biarticulaire) sur les longueurs de l'unité muscle-tendon des ischio-jambiers.

Nous utilisons les termes excentrique, concentrique, isométrique pour la simplicité de compréhension. Le découpage en trois phases ainsi définies ne semble pas trop modifier

l'analyse concernant les muscles biarticulaires en GS, SG et DH. Par contre en SL, les muscles biarticulaires ne présentent quasiment pas de phase isométrique, d'après la modélisation des longueurs musculaires. Le pic d'activité se produit sur la phase de raccourcissement du RF. Pour les ischio-jambiers, la phase excentrique (allongement de l'unité muscle-tendon) est plus longue (entre ~20-80% du cycle) en SL par rapport aux autres disciplines.

La normalisation par MVC soulève différentes questions comme le fait que des valeurs supérieures à 100% puissent poser des problèmes d'interprétation ou que les angles articulaires influencent beaucoup les valeurs obtenues [120]. Une normalisation entre 0 et 1 permettrait de mieux comparer les séquences d'activation musculaire entre les sujets et/ou entre les muscles [80].

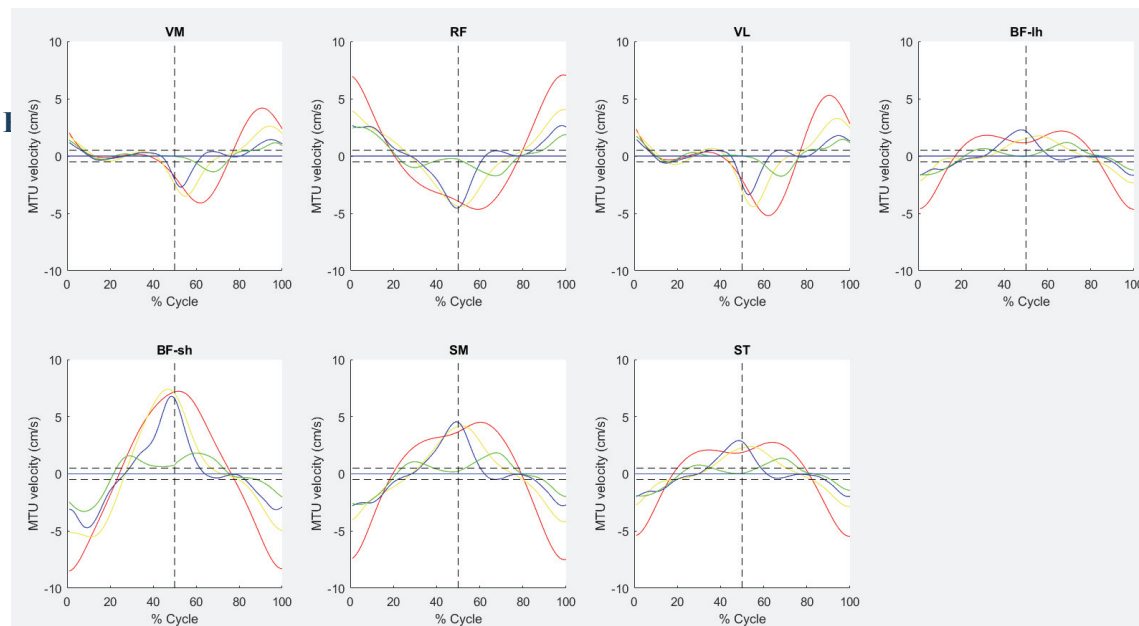


Figure 4.11 : Modélisation des longueurs de l'unité muscle-tendon (MTU) pour les différents muscles étudiés dans les 4 disciplines alpines (courbes rouge SL, verte : DH, bleue : SG, jaune : GS). Les lignes horizontales pointillées délimitent la zone d'isométrie au seuil de 1% de la longueur de la cuisse ($\approx 8\text{mm/s}$). Les valeurs négatives (raccourcissement) des longueurs musculaires indiquent une contraction concentrique ; les valeurs positives (allongement) indiquent une contraction excentrique. De 0 à 50% : jambe intérieure au virage. De 50 à 100% : jambe extérieure. VM : *vastus medialis*, VL : *vastus lateralis*, RF : *rectus femoris*, BF-lh : chef long du *biceps femoris*, BF-sh : chef court du *biceps femoris*, SM : *semimembranosus*, ST : *semitendinosus*.

4. Profils de performance

Une analyse en composantes principales (ACP) a été réalisée sur le rang mondial des skieurs masculins de Coupe du Monde en 2017 à l'aide du package *FactomineR*. Les meilleurs skieurs (classés dans les 30 premiers) dans une ou plusieurs disciplines ont été retenus et regroupés comme suit : groupe Technique (SL et/ou GS), Vitesse (DH et/ou SG), Polyvalent (SG et GS). Le combiné (DH + SL) qui représente une autre forme de polyvalence n'est pas analysé ici. Les ellipses de confiance et les cercles de corrélations montrant les pourcentages d'inertie sur les axes 1 à 4 sont présentés sur la **Figure 4.12**. L'axe 1 s'interprète grâce aux disciplines de Vitesse (DH et SG sont bien représentées). Les axes 2 et 4 représentent les disciplines Techniques avec une prédominance de skieurs performants surtout en SL puis en GS sur l'axe 2 et des skieurs performants principalement en GS sur l'axe 4. La dimension 3 de l'ACP représente le combiné.

Les skieurs du groupe Polyvalent étaient capables d'être performants à la fois en GS et en SG et ils présentaient un profil distinct des autres skieurs (**Figure 4.13**). Ces observations justifient le choix de création par la FFS d'un groupe d'entraînement pour skieurs polyvalents/géantistes qui soit distinct des skieurs de Vitesse et des Slalomeurs. Les travaux de cette thèse remettent en question la partition traditionnelle Technique/Vitesse et indiquent des similitudes dans les profils neuromusculaires et cinématiques des skieurs Polyvalents.

Tableau 9 : Qualité de représentation (\cos^2) et contribution des variables de l'ACP

Variables	Dim.1	ctr	\cos^2	Dim.2	ctr	\cos^2	Dim.3	ctr	\cos^2	Dim.4	ctr	\cos^2
DH_rank	0.74	32.68	0.55	0.38	12.55	0.15	0.16	2.63	0.03	-0.15	3.59	0.02
SL_rank	-0.25	3.60	0.06	0.73	46.72	0.54	-0.47	23.02	0.23	0.42	26.31	0.17
GS_rank	-0.59	20.48	0.34	0.55	25.83	0.30	0.13	1.61	0.02	-0.58	50.87	0.34
SG_rank	0.71	30.15	0.51	0.39	13.42	0.16	0.29	8.81	0.09	0.06	0.51	0.00
KB_rank	-0.47	13.10	0.22	0.13	1.48	0.02	0.79	63.93	0.63	0.35	18.72	0.12

Ctr : contribution à l'axe

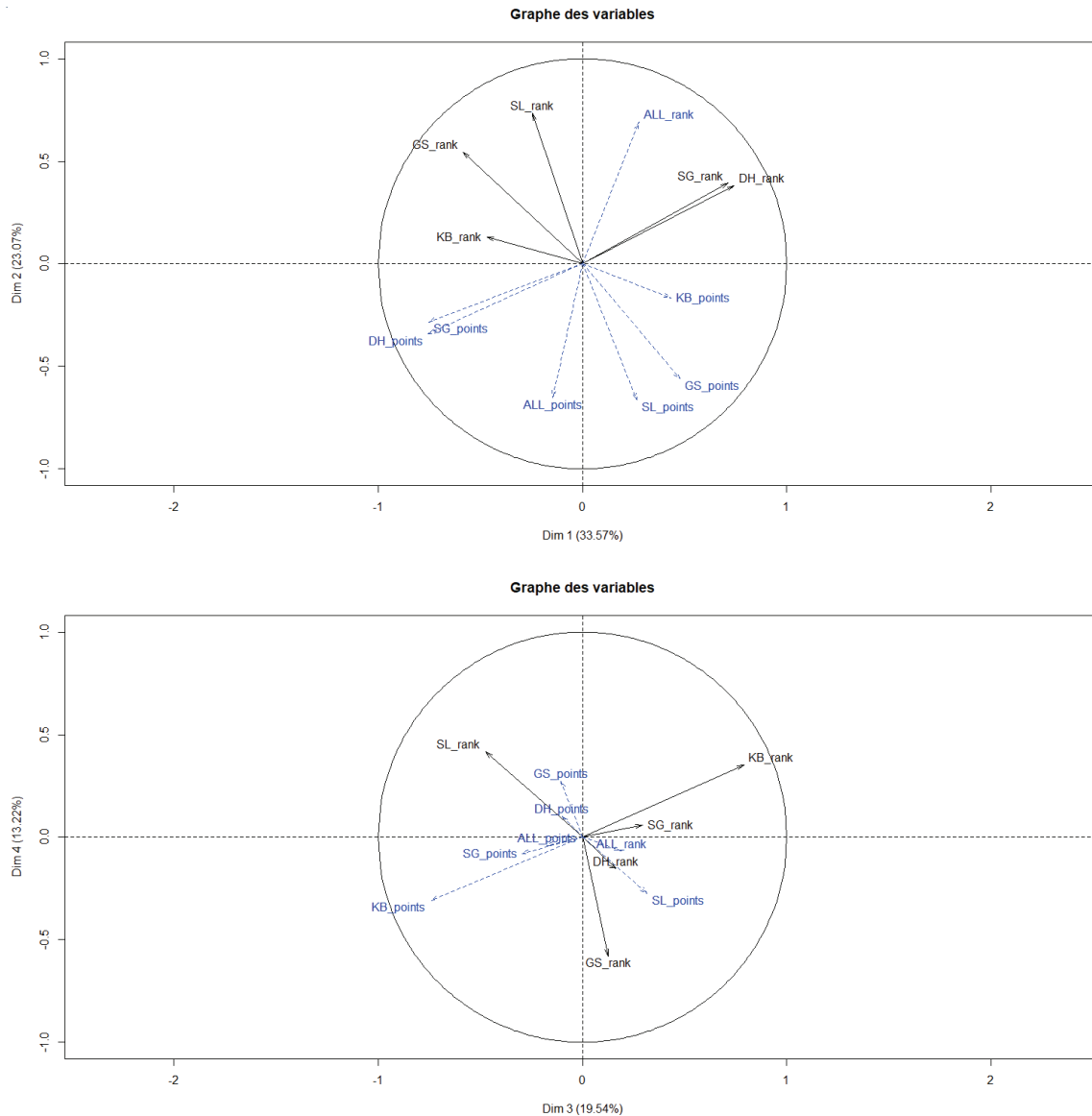


Figure 4.12 : Graphe des variables de l'Analyse en Composantes Principales (ACP) des profils de performance des skieurs de Coupe du Monde en 2017. SL : Slalom, GS : Géant, SG : Super Géant, DH : Descente, KB : combiné (DH + SL). Panneau supérieur : axes 1 et 2 avec leurs pourcentages d'inertie. Panneau inférieur : axes 3 et 4. En bleu sont représentées les variables qualitatives supplémentaires.

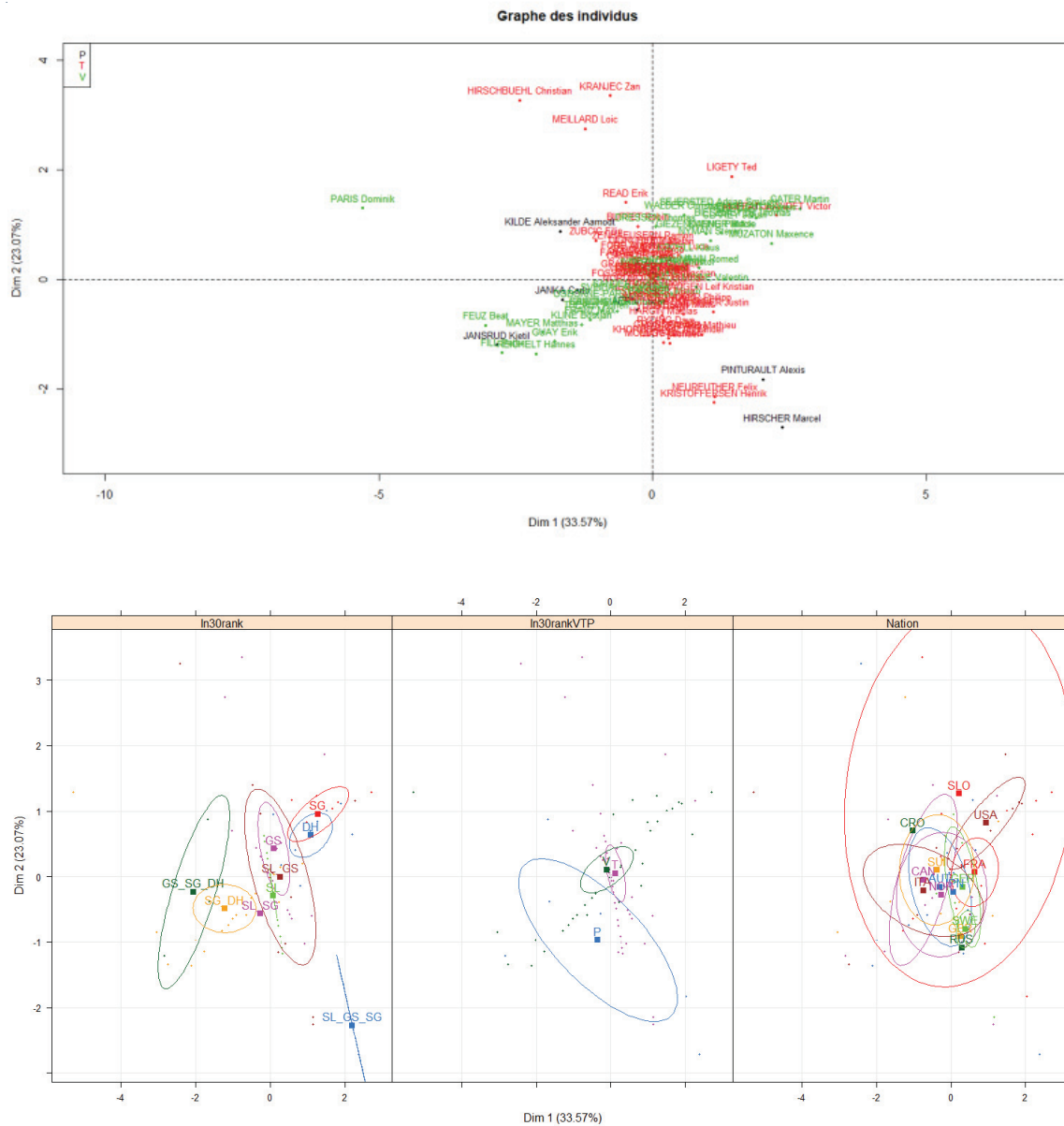


Figure 4.13 : Graphe des individus de l'Analyse en Composantes Principales (ACP) des profils de performance des meilleurs skieurs de Coupe du Monde en 2017 (axes 1 et 2). Panneau supérieur : répartition des individus selon les axes 1 et 2 avec leurs pourcentages d'inertie. Panneau inférieur : ellipses de confiance pour les skieurs qui sont performants dans 1, 2 ou plusieurs disciplines (dans les 30 meilleurs mondiaux) à gauche. Au milieu, on regroupe les skieurs performants dans les disciplines Techniques (T : SL et/ou GS), de Vitesse (V : SG et/ou DH) ainsi que les skieurs Polyvalents (P : SG et GS). A droite sont représentées les ellipses de confiance par nations.

III. PERSPECTIVES

Les travaux de cette thèse représentent une avancée dans notre compréhension des besoins et caractéristiques neuromusculaires du ski alpin chez les athlètes élite. Ces résultats ouvrent la porte à diverses perspectives en termes d'applications pratiques mais soulèvent également des questions appelant des études complémentaires.

3.1. Entraînement neuromusculaire

La répétition des cycles de ski forme la base de l'entraînement et, au cours d'une année, les skieurs effectuent environ 23160 virages lors de l'entraînement et 10744 pendant la période de compétition dans les disciplines techniques [106]. En raison des difficultés d'entraînement sur neige lors de la saison estivale, il est également nécessaire de développer des modalités d'entraînement hors-neige notamment en isocinétisme visant à reproduire fidèlement le cycle de ski selon la spécialité sportive. Or nos résultats montrent que la structure d'un cycle de ski alpin est particulière à chaque discipline. La description des courbes de vitesse angulaire est donc un prérequis pour la mise en place de paramètres spécifiques à chaque discipline sur un ergomètre isocinétique. L'objectif tend vers un travail sur une plage angulaire et des vitesses angulaires non isocinétiques mais variables, calquées sur la structure type du cycle de ski alpin. Avec ces informations, les préparateurs physiques et entraîneurs pourront concevoir un programme d'entraînement neuromusculaire individualisé pour chaque athlète. L'analyse EMG permettra également de mettre en évidence des modalités individuelles de recrutement musculaire et de lutte contre la fatigue lors de l'activité ski, ce qui pourrait donner lieu à des stratégies différentes en fonction des athlètes.

En effet, la possibilité de renforcement musculaire spécifique au ski peut être exploitée positivement lors de l'acquisition des compétences techniques. Pour ce faire, il semble judicieux de reproduire la structure du cycle de ski alpin en termes de vitesse angulaire, de plage angulaire, de RTD, de résistance de l'ergomètre. Cela permettrait un renforcement musculaire plus spécifique au ski lors de la saison d'été voire une économie de temps d'entraînement sur neige. D'un autre côté, les athlètes déjà très performants pourraient bénéficier de la création de variations des paramètres dans le cycle, impliquant des différences dans la technique d'exécution. Si les qualités neuromusculaires sont modifiées par des interventions fines sur le cycle de ski isocinétique, cela pourrait idéalement aider à l'exécution

des virages sur neige sans détruire la structure de la technique individuelle du skieur. En préparation physique, les athlètes apprennent à interpoler le spectre de mouvements pertinents pour le ski alpin, donc travailler cette capacité de modification fine de la séquence temporelle et de la coordination intra-cycle aiderait chacun à trouver le mouvement individuel optimal [172,271]. Nos travaux ne font que révéler l'existence de différences fonctionnelles significatives entre les différentes spécialités durant les phases spécifiques du cycle de ski mais ils pourront servir de base pour les professionnels de l'entraînement et de la préparation physique.

De plus, le ski alpin est un sport qui comporte une grande prise de risques et une prévalence des blessures très importante surtout au niveau du genou. Des critères fonctionnels pour suivre les progrès en rééducation et établir des standards objectifs au regard de la spécialité sportive sont donc nécessaires pour valider un retour à la compétition. La présente étude introduit une nouvelle approche méthodologique pour évaluer les relations force/angle et EMG/temps en utilisant la cartographie statistique paramétrique. En décrivant la cinématique du mouvement du genou et les activations EMG sur des phases spécifiques du cycle de ski alpin (par exemple JI/JE, phases excentrique/concentrique/isométrique), cette approche fournit des informations plus pertinentes pour détecter des faiblesses localisées par rapport à une analyse de points temporels discrets.

3.2. Développement technologique

Les logiciels commercialisés ne fournissent automatiquement que les valeurs maximales ou moyennes pour décrire les courbes. Une analyse quantitative objective des courbes de moment spécifiques à l'angle pourrait être utile pour identifier les caractéristiques du développement de la force ainsi que les implications potentielles pour la blessure et la performance. Dans un premier temps, le soutien des spécialistes en physiologie de l'exercice et des biomécaniciens pour l'analyse SPM pourrait avoir un intérêt pour confirmer les impressions évoquées par l'inspection visuelle des courbes de moment de force/angle. Dans un deuxième temps, une telle analyse pourrait être programmée dans les logiciels isocinétiques afin de comparer statistiquement les jambes entre elles ou de comparer le sujet à une population de référence créée par l'utilisateur (population d'athlètes du même âge) ou pré-enregistrée (autres sports). De futures recherches sont nécessaires pour évaluer prospectivement l'intégration de la méthode SPM dans l'approche multifacettée du retour à la compétition et lors du dépistage des facteurs de risque au cours du suivi médical.

3.3. Études complémentaires

D'autres facteurs spécifiques devraient également être considérés dans les prochaines études. Il serait également important de considérer le niveau d'expertise et les différences potentielles entre les skieurs en cours de spécialisation (Coupe d'Europe) et les skieurs de Coupe du Monde plus expérimentés. Un effet du sexe pourrait également impacter les résultats d'une façon qui complique l'interprétation (**Figure 4.14**) et la généralisation des paramètres angulaires et EMG en GS et en SL, notamment en raison du déséquilibre des groupes dans nos travaux. Un autre paramètre contextuel extrêmement important est probablement la fatigue. Une meilleure connaissance des stratégies de compensation de la fatigue pourrait aider à limiter le risque de blessure, en caractérisant notamment la dégradation des séquences d'activation EMG ou des paramètres cinématiques lors d'une manche de ski et lors de la répétition de manches de ski au cours de la matinée d'entraînement. Une modification du recrutement ou un décalage du signal EMG d'un muscle indique un changement de technique de ski qui pourrait être un axe de travail en préparation physique, à l'entraînement et en réathlétisation. Les skieurs qui ont un bon contrôle moteur et donc une posture adaptée seraient moins à risque de développer de la fatigue. Des analyses complémentaires sur la base de données sont en cours afin de répondre à ces questions (coordination musculaire, fatigue intra- et inter-manche). Le ski alpin requiert une éminente coordination, donc on peut émettre l'hypothèse qu'une altération de la stratégie de coordination musculaire en condition de fatigue puisse potentiellement conduire à une moindre efficacité du geste technique.

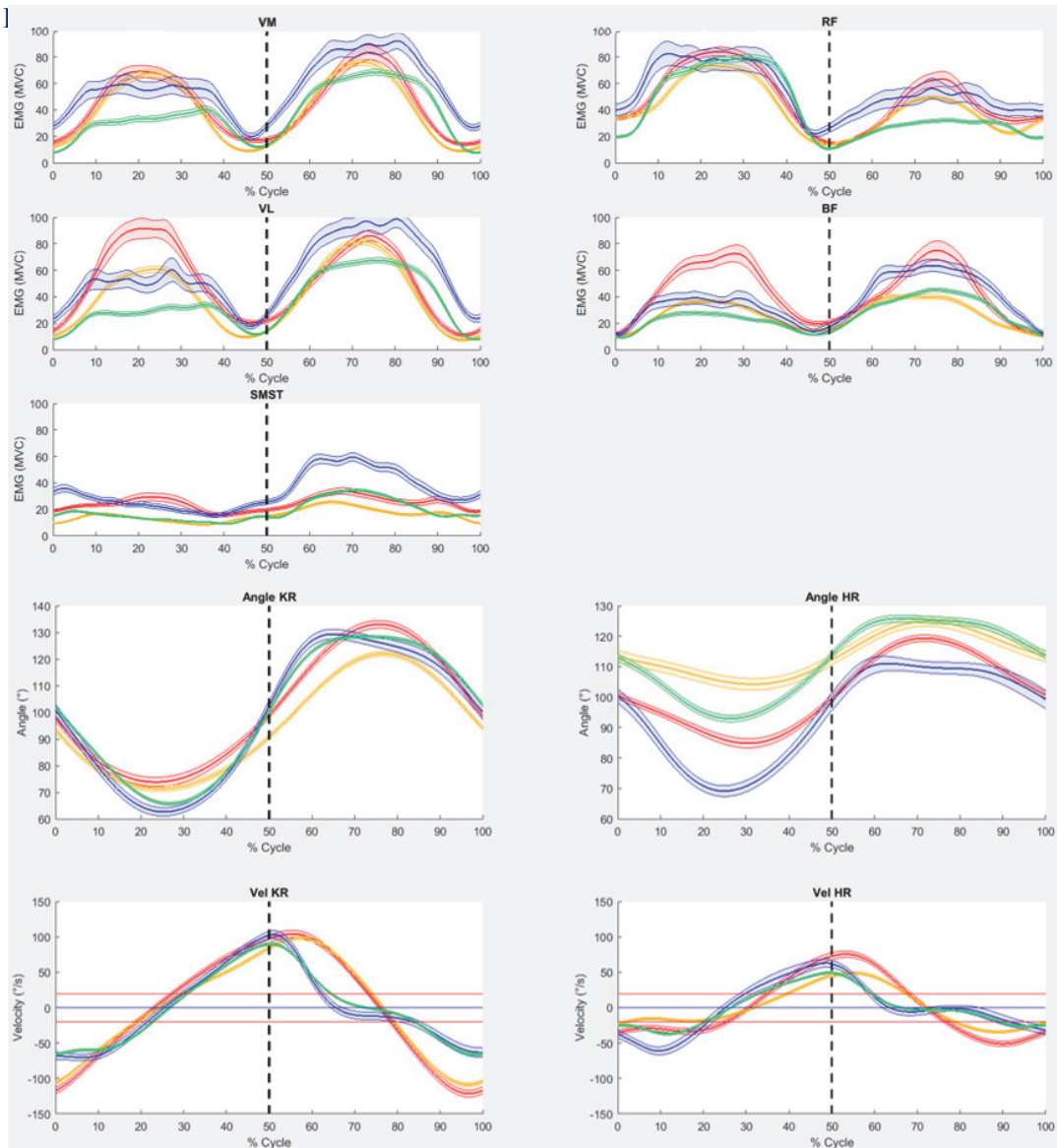


Figure 4.14 : Activations EMG en fonction du sexe et de la discipline pour 5 muscles de la cuisse (Panneau supérieur) ; angles et vitesses angulaires pour le genou et la hanche droits (panneau inférieur). Skieurs hommes (courbe orange) et femmes (courbe rouge) en SL vs. skieurs hommes (courbe verte) et femmes (courbe bleue) en GS.

REFERENCES BIBLIOGRAPHIQUES

- ¹ *Aagaard P, Simonsen EB, Andersen JL, Magnusson P, Dyhre-Poulsen P.* Increased rate of force development and neural drive of human skeletal muscle following resistance training. *J Appl Physiol Bethesda Md* 1985 2002; 93: 1318–1326
- ² *Aagaard P, Simonsen EB, Magnusson SP, Larsson B, Dyhre-Poulsen P.* A new concept for isokinetic hamstring: quadriceps muscle strength ratio. *Am J Sports Med* 1998; 26: 231–237
- ³ *Aagaard P, Simonsen EB, Trolle M, Bangsbo J, Klausen K.* Isokinetic hamstring/quadriceps strength ratio: influence from joint angular velocity, gravity correction and contraction mode. *Acta Physiol Scand* 1995; 154: 421–427
- ⁴ *Aagaard P, Simonsen EB, Trolle M, Bangsbo J, Klausen K.* Specificity of training velocity and training load on gains in isokinetic knee joint strength. *Acta Physiol Scand* 1996; 156: 123–129
- ⁵ *Abe T, Kawakami Y, Ikegawa S, Kanehisa H, Fukunaga T.* Isometric and isokinetic knee joint performance in Japanese alpine ski racers. *J Sports Med Phys Fitness* 1992; 32: 353–357
- ⁶ *Adler R, Taylor J.* Random Fields and Geometry. New York: Springer- Verslag, 2007
- ⁷ *Afzali L, Kuwabara F, Zachazewski J, Browne P, Robinson B.* A new method for the determination of the characteristic shape of an isokinetic quadriceps femoris muscle torque curve. *Phys Ther* 1992; 72: 585–592; discussion 593-595
- ⁸ *Akima H, Takahashi H, Kuno S, Katsuta S.* Coactivation pattern in human quadriceps during isokinetic knee-extension by muscle functional MRI. *Eur J Appl Physiol* 2004; 91: 7–14
- ⁹ *Akutsu T, Kiryu T, Ushiyama Y, Murayama T.* Evaluation of Functional Activities during Skiing Exercise by Knee Joint Angles and Surface EMG Signals. *Trans Soc Instrum Control Eng* 2008; 44: 905–910
- ¹⁰ *Alegre LM, Ferri-Morales A, Rodriguez-Casares R, Aguado X.* Effects of isometric training on the knee extensor moment-angle relationship and vastus lateralis muscle architecture. *Eur J Appl Physiol* 2014; 114: 2437–2446
- ¹¹ *Alentorn-Geli E, Mendiguchía J, Samuelsson K, Musahl V, Karlsson J, Cugat R, Myer GD.* Prevention of non-contact anterior cruciate ligament injuries in sports. Part II: systematic review of the effectiveness of prevention programmes in male athletes. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc Off J ESSKA* 2014; 22: 16–25
- ¹² *Alentorn-Geli E, Myer GD, Silvers HJ, Samitier G, Romero D, Lázaro-Haro C, Cugat R.* Prevention of non-contact anterior cruciate ligament injuries in soccer players. Part 1: Mechanisms of injury and underlying risk factors. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc Off J ESSKA* 2009; 17: 705–729
- ¹³ *Alhammoud M, Morel B, Girard O, Racinais S, Sevrez V, Germain A, Chamu T, Hautier C.* Hypoxia and fatigue impair rapid torque development of knee extensors in elite alpine skiers. *Front Physiol* 2018; 9: art. no. 962
- ¹⁴ *Alhammoud M, Morel B, Hansen C, Wilson M, Mecca R, Nael E, Hautier C.* Discipline and Sex Differences in Angle-specific Isokinetic Analysis in Elite Skiers. *Int J Sports Med* 2019; 40: 317–330

- ¹⁵ *Amann M, Calbet JAL.* Convective oxygen transport and fatigue. *J Appl Physiol Bethesda Md* 1985 2008; 104: 861–870
- ¹⁶ *Amiridis IG, Martin A, Morlon B, Martin L, Cometti G, Pousson M, van Hoecke J.* Co-activation and tension-regulating phenomena during isokinetic knee extension in sedentary and highly skilled humans. *Eur J Appl Physiol* 1996; 73: 149–156
- ¹⁷ *Andersen LL, Aagaard P.* Influence of maximal muscle strength and intrinsic muscle contractile properties on contractile rate of force development. *Eur J Appl Physiol* 2006; 96: 46–52
- ¹⁸ *Andrade MDS, De Lira CAB, Koffes FDC, Mascarin NC, Benedito-Silva AA, Da Silva AC.* Isokinetic hamstrings-to-quadriceps peak torque ratio: the influence of sport modality, gender, and angular velocity. *J Sports Sci* 2012; 30: 547–553
- ¹⁹ *Asang E.* Experimental biomechanics of the human leg. A basis for interpreting typical skiing injury mechanisms. *Orthop Clin North Am* 1976; 7: 63–73
- ²⁰ *Aune AK, Cawley PW, Ekeland A.* Quadriceps muscle contraction protects the anterior cruciate ligament during anterior tibial translation. *Am J Sports Med* 1997; 25: 187–190
- ²¹ *Aune AK, Schaff P, Nordsletten L.* Contraction of knee flexors and extensors in skiing related to the backward fall mechanism of injury to the anterior cruciate ligament. *Scand J Med Sci Sports* 1995; 5: 165–169
- ²² *Bacharach DW, von Duvillard SP.* Intermediate and long-term anaerobic performance of elite Alpine skiers. *Med Sci Sports Exerc* 1995; 27: 305–309
- ²³ *Bahr R, Holme I.* Risk factors for sports injuries--a methodological approach. *Br J Sports Med* 2003; 37: 384–392
- ²⁴ *Baltzopoulos V, Brodie DA.* Isokinetic dynamometry. Applications and limitations. *Sports Med Auckl NZ* 1989; 8: 101–116
- ²⁵ *Barber-Westin SD, Noyes FR, Smith ST, Campbell TM.* Reducing the risk of noncontact anterior cruciate ligament injuries in the female athlete. *Phys Sportsmed* 2009; 37: 49–61
- ²⁶ *Barelle C, Ruby A, Tavernier M.* Experimental Model of the Aerodynamic Drag Coefficient in Alpine Skiing. *J Appl Biomech* 2004; 20: 167–176
- ²⁷ *Baumgart C, Welling W, Hoppe MW, Freiwald J, Gokeler A.* Angle-specific analysis of isokinetic quadriceps and hamstring torques and ratios in patients after ACL-reconstruction. *BMC Sports Sci Med Rehabil* 2018; 10: 23
- ²⁸ *Bennell K, Wajswelner H, Lew P, Schall-Riauour A, Leslie S, Plant D, Cirone J.* Isokinetic strength testing does not predict hamstring injury in Australian Rules footballers. *Br J Sports Med* 1998; 32: 309–314
- ²⁹ *Bere T, Flørenes TW, Krosshaug T, Haugen P, Svandal I, Nordsletten L, Bahr R.* A systematic video analysis of 69 injury cases in World Cup alpine skiing. *Scand J Med Sci Sports* 2014; 24: 667–677
- ³⁰ *Bere T, Flørenes TW, Krosshaug T, Koga H, Nordsletten L, Irving C, Muller E, Reid RC, Senner V, Bahr R.* Mechanisms of anterior cruciate ligament injury in World Cup alpine skiing: a systematic video analysis of 20 cases. *Am J Sports Med* 2011; 39: 1421–1429

- ³¹ Bere T, Flørenes TW, Krosshaug T, Nordsletten L, Bahr R. Events leading to anterior cruciate ligament injury in World Cup Alpine Skiing: a systematic video analysis of 20 cases. *Br J Sports Med* 2011; 45: 1294–1302
- ³² Bere T, Flørenes TW, Nordsletten L, Bahr R. Sex differences in the risk of injury in World Cup alpine skiers: a 6-year cohort study. *Br J Sports Med* 2014; 48: 36–40
- ³³ Bere T, Mok K-M, Koga H, Krosshaug T, Nordsletten L, Bahr R. Kinematics of anterior cruciate ligament ruptures in World Cup alpine skiing: 2 case reports of the slip-catch mechanism. *Am J Sports Med* 2013; 41: 1067–1073
- ³⁴ Berg HE, Eiken O. Muscle control in elite alpine skiing. *Med Sci Sports Exerc* 1999; 31: 1065–1067
- ³⁵ Berg HE, Eiken O, Tesch PA. Involvement of eccentric muscle actions in giant slalom racing. *Med Sci Sports Exerc* 1995; 27: 1666–1670
- ³⁶ Bergeron MF, Bahr R, Bärtsch P, Bourdon L, Calbet J a. L, Carlsen KH, Castagna O, González-Alonso J, Lundby C, Maughan RJ, Millet G, Mountjoy M, Racinais S, Rasmussen P, Singh DG, Subudhi AW, Young AJ, Soligard T, Engebretsen L. International Olympic Committee consensus statement on thermoregulatory and altitude challenges for high-level athletes. *Br J Sports Med* 2012; 46: 770–779
- ³⁷ Beynnon B, Howe JG, Pope MH, Johnson RJ, Fleming BC. The measurement of anterior cruciate ligament strain in vivo. *Int Orthop* 1992; 16: 1–12
- ³⁸ Beynnon BD, Vacek PM, Newell MK, Tourville TW, Smith HC, Shultz SJ, Slauterbeck JR, Johnson RJ. The Effects of Level of Competition, Sport, and Sex on the Incidence of First-Time Noncontact Anterior Cruciate Ligament Injury. *Am J Sports Med* 2014; 42: 1806–1812
- ³⁹ Billaut F, Basset FA, Falgairette G. Muscle coordination changes during intermittent cycling sprints. *Neurosci Lett* 2005; 380: 265–269
- ⁴⁰ Billaut F, Kerris JP, Rodriguez RF, Martin DT, Gore CJ, Bishop DJ. Interaction of central and peripheral factors during repeated sprints at different levels of arterial O₂ saturation. *PloS One* 2013; 8: e77297
- ⁴¹ Biscarini A, Benvenuti P, Botti FM, Brunetti A, Brunetti O, Pettorossi VE. Voluntary enhanced cocontraction of hamstring muscles during open kinetic chain leg extension exercise: its potential unloading effect on the anterior cruciate ligament. *Am J Sports Med* 2014; 42: 2103–2112
- ⁴² Blazevich AJ, Cannavan D, Coleman DR, Horne S. Influence of concentric and eccentric resistance training on architectural adaptation in human quadriceps muscles. *J Appl Physiol Bethesda Md* 1985 2007; 103: 1565–1575
- ⁴³ Bodor M. Quadriceps protects the anterior cruciate ligament. *J Orthop Res Off Publ Orthop Res Soc* 2001; 19: 629–633
- ⁴⁴ Bouisset S, Maton B. *Muscles, posture et mouvement : base et applications de la méthode électromyographique*. Hermann: Paris, 1995
- ⁴⁵ Brockett CL, Morgan DL, Proske U. Predicting hamstring strain injury in elite athletes. *Med Sci Sports Exerc* 2004; 36: 379–387

- ⁴⁶ *Brodie M, Walmsley A, Page W.* Fusion motion capture: a prototype system using inertial measurement units and GPS for the biomechanical analysis of ski racing. *Sports Technol* 2008; 1: 17-28.
- ⁴⁷ *Brown SL, Wilkinson JG.* Characteristics of national, divisional, and club male alpine ski racers. *Med Sci Sports Exerc* 1983; 15: 491–495
- ⁴⁸ *Brughelli M, Cronin J.* Altering the length-tension relationship with eccentric exercise : implications for performance and injury. *Sports Med Auckl NZ* 2007; 37: 807–826
- ⁴⁹ *Brughelli M, Cronin J, Nosaka K.* Muscle architecture and optimum angle of the knee flexors and extensors: a comparison between cyclists and Australian Rules football players. *J Strength Cond Res* 2010; 24: 717–721
- ⁵⁰ *Burtscher M, Gatterer H, Flatz M, Sommersacher R, Woldrich T, Ruedl G, Hotter B, Lee A, Nachbauer W.* Effects of modern ski equipment on the overall injury rate and the pattern of injury location in Alpine skiing. *Clin J Sport Med Off J Can Acad Sport Med* 2008; 18: 355–357
- ⁵¹ *Burtscher M, Pühringer R, Werner I, Sommersacher R, Nachbauer W.* Predictors of falls in downhill skiing and snowboarding. In: *Science and Skiing IV*. UK: E. Müller, S. Lindinger, T. Stöggl, 2009: 183–187
- ⁵² *Bussey MD, Aldabe D, Adhia D, Mani R.* Reliability of surface electromyography activity of gluteal and hamstring muscles during sub-maximal and maximal voluntary isometric contractions. *Musculoskelet Sci Pract* 2018; 34: 103–107
- ⁵³ *Cabri JM, Clarys JP.* Isokinetic exercise in rehabilitation. *Appl Ergon* 1991; 22: 295–298
- ⁵⁴ *Cardinale M, Lim J.* Electromyography activity of vastus lateralis muscle during whole-body vibrations of different frequencies. *J Strength Cond Res* 2003; 17: 621–624
- ⁵⁵ *Carvalho HM.* Multilevel Models for the Analysis of Angle-Specific Torque Curves with Application to Master Athletes. *J Hum Kinet* 2015; 49: 25–35
- ⁵⁶ *Castellani JW, Young AJ, Ducharme MB, Giesbrecht GG, Glickman E, Sallis RE, American College of Sports Medicine.* American College of Sports Medicine position stand: prevention of cold injuries during exercise. *Med Sci Sports Exerc* 2006; 38: 2012–2029
- ⁵⁷ *Chapman RF, Stickford JL, Levine BD.* Altitude training considerations for the winter sport athlete. *Exp Physiol* 2010; 95: 411–421
- ⁵⁸ *Chappell JD, Yu B, Kirkendall DT, Garrett WE.* A comparison of knee kinetics between male and female recreational athletes in stop-jump tasks. *Am J Sports Med* 2002; 30: 261–267
- ⁵⁹ *Christian RJ, Bishop DJ, Billaut F, Girard O.* Peripheral fatigue is not critically regulated during maximal, intermittent, dynamic leg extensions. *J Appl Physiol Bethesda Md* 1985 2014; 117: 1063–1073
- ⁶⁰ *Clark BC, Collier SR, Manini TM, Ploutz-Snyder LL.* Sex differences in muscle fatigability and activation patterns of the human quadriceps femoris. *Eur J Appl Physiol* 2005; 94: 196–206

- 61 *Clarys JP, Alewaeters K, Zinzen E.* The influence of geographic variations on the muscular activity in selected sports movements. *J Electromyogr Kinesiol Off J Int Soc Electrophysiol Kinesiol* 2001; 11: 451–457
- 62 *Clarys JP, Publie J, Zinzen E.* Ergonomic analyses of downhill skiing. *J Sports Sci* 1994; 12: 243–250
- 63 *Clarys JP, Van Puymbroeck L, Publie J, Bollens E, Cabri J, De Witte B.* Influence of ski materials on muscle activity. *J Sports Sci* 1986; 4: 129–139
- 64 *Cohen J.* A power primer. *Psychol Bull* 1992; 112: 155–159
- 65 *Cometti G, Maffiuletti NA, Pousson M, Chatard JC, Maffulli N.* Isokinetic strength and anaerobic power of elite, subelite and amateur French soccer players. *Int J Sports Med* 2001; 22: 45–51
- 66 *Coombs R, Garbutt G.* Developments in the use of the hamstring/quadriceps ratio for the assessment of muscle balance. *J Sports Sci Med* 2002; 1: 56–62
- 67 *Coratella G, Bellin G, Beato M, Schena F.* Fatigue affects peak joint torque angle in hamstrings but not in quadriceps. *J Sports Sci* 2015; 33: 1276–1282
- 68 *Croisier J-L, Forthomme B, Namurois M-H, Vanderthommen M, Crielaard J-M.* Hamstring muscle strain recurrence and strength performance disorders. *Am J Sports Med* 2002; 30: 199–203
- 69 *Croisier J-L, Ganteaume S, Binet J, Genty M, Ferret J-M.* Strength imbalances and prevention of hamstring injury in professional soccer players: a prospective study. *Am J Sports Med* 2008; 36: 1469–1475
- 70 *Csapo R, Folie R, Hosp S, Hasler M, Nachbauer W.* Why do we suffer more ACL injuries in the cold? A pilot study into potential risk factors. *Phys Ther Sport Off J Assoc Chart Physiother Sports Med* 2017; 23: 14–21
- 71 *Csapo R, Hoser C, Gföller P, Raschner C, Fink C.* Fitness, knee function and competition performance in professional alpine skiers after ACL injury. *J Sci Med Sport* 2018;
- 72 *Dallinga JM, Benjaminse A, Lemmink KAPM.* Which screening tools can predict injury to the lower extremities in team sports?: a systematic review. *Sports Med Auckl NZ* 2012; 42: 791–815
- 73 *Danielsson U.* Windchill and the risk of tissue freezing. *J Appl Physiol Bethesda Md* 1985 1996; 81: 2666–2673
- 74 *De Araujo Ribeiro Alvares JB, Rodrigues R, de Azevedo Franke R, da Silva BGC, Pinto RS, Vaz MA, Baroni BM.* Inter-machine reliability of the Biodex and Cybex isokinetic dynamometers for knee flexor/extensor isometric, concentric and eccentric tests. *Phys Ther Sport Off J Assoc Chart Physiother Sports Med* 2015; 16: 59–65
- 75 *De Luca CJ.* Use of the surface EMG signal for performance evaluation of back muscles. *Muscle Nerve* 1993; 16: 210–216
- 76 *De Luca CJ.* The use of surface electromyography in biomechanics. 1997; 13: 135–163
- 77 *De Ste Croix M, ElNagar YO, Iga J, Ayala F, James D.* The impact of joint angle and movement velocity on sex differences in the functional hamstring/quadriceps ratio. *The Knee* 2017; 24: 745–750

- 78 *Delextrat A, Baker J, Cohen DD, Clarke ND.* Effect of a simulated soccer match on the functional hamstrings-to-quadriceps ratio in amateur female players. *Scand J Med Sci Sports* 2013; 23: 478–486
- 79 *DeMorat G, Weinhold P, Blackburn T, Chudik S, Garrett W.* Aggressive quadriceps loading can induce noncontact anterior cruciate ligament injury. *Am J Sports Med* 2004; 32: 477–483
- 80 *Dorel S, Guilhem G, Couturier A, Hug F.* Adjustment of muscle coordination during an all-out sprint cycling task. *Med Sci Sports Exerc* 2012; 44: 2154–2164
- 81 *Drouin JM, Valovich-mcLeod TC, Shultz SJ, Gansneder BM, Perrin DH.* Reliability and validity of the Biodex system 3 pro isokinetic dynamometer velocity, torque and position measurements. *Eur J Appl Physiol* 2004; 91: 22–29
- 82 *El-Ashker S, Carson BP, Ayala F, De Ste Croix M.* Sex-related differences in joint-angle-specific functional hamstring-to-quadriceps strength ratios. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc Off J ESSKA* 2015;
- 83 *Enoka RM.* Movement forces. In: *Neuromechanics of Human Movement*, 3rd ed. Champaign, IL: Human Kinetics, 2002: 57–118
- 84 *Escamilla RF, Fleisig GS, Zheng N, Barrentine SW, Wilk KE, Andrews JR.* Biomechanics of the knee during closed kinetic chain and open kinetic chain exercises. *Med Sci Sports Exerc* 1998; 30: 556–569
- 85 *Ettlinger CF, Johnson RJ, Shealy JE.* A method to help reduce the risk of serious knee sprains incurred in alpine skiing. *Am J Sports Med* 1995; 23: 531–537
- 86 *Eustace SJ, Page RM, Greig M.* Angle-Specific Isokinetic Metrics Highlight Strength Training Needs of Elite Youth Soccer Players. *J Strength Cond Res* 2018;
- 87 *Evangelidis PE, Pain MTG, Folland J.* Angle-specific hamstring-to-quadriceps ratio: a comparison of football players and recreationally active males. *J Sports Sci* 2015; 33: 309–319
- 88 *Falda-Buscaiot T, Hintzy F.* Comparison of muscle activation pattern between alpine skiing and snowboarding. *Comput Methods Biomech Biomed Engin* 2015; 18 Suppl 1: 1936–1937
- 89 *Färber S, Heinrich D, Werner I, Federolf P.* Is it possible to voluntarily increase hamstring muscle activation during landing from a snow jump in alpine skiing? - a pilot study. *J Sports Sci* 2018; 1–8
- 90 *Farina D, Merletti R, Enoka RM.* The extraction of neural strategies from the surface EMG. *J Appl Physiol Bethesda Md* 1985 2004; 96: 1486–1495
- 91 *Farup J, Rahbek SK, Bjerre J, de Paoli F, Vissing K.* Associated decrements in rate of force development and neural drive after maximal eccentric exercise. *Scand J Med Sci Sports* 2016; 26: 498–506
- 92 *Fasel B, Spörri J, Gilgien M, Gerber N, Falbriard M, Müller E.* IMU and GNSS-based turn switch detection in alpine ski racing. In *Book of Abstracts of the 7th International Congress on Science and Skiing VII*, eds. Müller E, Kröll J, Lindinger S, Pfusterschmied J, Stöggli T. Aachen: Meyer & Meyer Sport, 2016: 86–92

- ⁹³ *Federolf P, von Tschanner V, Haeufle D, Nigg B, Gimpl M, Müller E.* Vibration exposure in alpine skiing and consequences for muscle activation levels. In: Science and Skiing IV. eds. Müller E, Lindinger S, Stöggli T. UK: Meyer & Meyer Verlag, 2009: 19–25
- ⁹⁴ *Ferguson RA.* Limitations to performance during alpine skiing. *Exp Physiol* 2010; 95: 404–410
- ⁹⁵ *Flørenes TW, Bere T, Nordsletten L, Heir S, Bahr R.* Injuries among male and female World Cup alpine skiers. *Br J Sports Med* 2009; 43: 973–978
- ⁹⁶ *Flørenes TW, Nordsletten L, Heir S, Bahr R.* Injuries among World Cup ski and snowboard athletes. *Scand J Med Sci Sports* 2012; 22: 58–66
- ⁹⁷ *Folland JP, Buckthorpe MW, Hannah R.* Human capacity for explosive force production: Neural and contractile determinants. *Scand J Med Sci Sports* 2014; 24: 894–906
- ⁹⁸ *Foss GC, Glenne B.* Reducing on-snow vibrations of skis and snowboards. *Sound Vib* 2007; 41: 22–27
- ⁹⁹ *Fousekis K, Tsepis E, Vagenas G.* Lower limb strength in professional soccer players: profile, asymmetry, and training age. *J Sports Sci Med* 2010; 9: 364–373
- ¹⁰⁰ *Fukunaga T, Ichinose Y, Ito M, Kawakami Y, Fukashiro S.* Determination of fascicle length and pennation in a contracting human muscle in vivo. *J Appl Physiol Bethesda Md* 1985 1997; 82: 354–358
- ¹⁰¹ *Furmanek MP, Słomka K, Juras G.* The effects of cryotherapy on proprioception system. *BioMed Res Int* 2014; 2014: 696397
- ¹⁰² *Gerdle B, Fugl-Meyer AR.* Is the mean power frequency shift of the EMG a selective indicator of fatigue of the fast twitch motor units? *Acta Physiol Scand* 1992; 145: 129–138
- ¹⁰³ *Gerdle B, Henriksson-Larsén K, Lorentzon R, Wretling ML.* Dependence of the mean power frequency of the electromyogram on muscle force and fibre type. *Acta Physiol Scand* 1991; 142: 457–465
- ¹⁰⁴ *Gerodimos V, Mandou V, Zafeiridis A, Ioakimidis P, Stavropoulos N, Kellis S.* Isokinetic peak torque and hamstring/quadriceps ratios in young basketball players. Effects of age, velocity, and contraction mode. *J Sports Med Phys Fitness* 2003; 43: 444–452
- ¹⁰⁵ *Gerritsen KGM, Nachbauer W, vandenBogert AJ.* Computer simulation of landing movement in downhill skiing: Anterior cruciate ligament injuries. *J Biomech* 1996; 29: 845–854
- ¹⁰⁶ *Gilgien M, Reid R, Raschner C, Supej M, Holmberg H-C.* The Training of Olympic Alpine Ski Racers. *Front Physiol* 2018; 9: 1772
- ¹⁰⁷ *Gilgien M, Spörri J, Kröll J, Crivelli P, Müller E.* Mechanics of turning and jumping and skier speed are associated with injury risk in men’s World Cup alpine skiing: a comparison between the competition disciplines. *Br J Sports Med* 2014; 48: 742–747
- ¹⁰⁸ *Gilgien M, Spörri J, Kröll J, Müller E.* Effect of ski geometry and standing height on kinetic energy: equipment designed to reduce risk of severe traumatic injuries in alpine downhill ski racing. *Br J Sports Med* 2016; 50: 8–13

- ¹⁰⁹ *Girard O, Millet G.* Maximal rate of force development can represent a more functional measure of muscle activation. *J Appl Physiol Bethesda Md* 1985 2009; 107: 359–360; discussion 367-368
- ¹¹⁰ *Goodall S, Ross EZ, Romer LM.* Effect of graded hypoxia on supraspinal contributions to fatigue with unilateral knee-extensor contractions. *J Appl Physiol Bethesda Md* 1985 2010; 109: 1842–1851
- ¹¹¹ *Grappa E, Bonvecchio A, Zucco P.* Functional and Technical Evaluation of the Skier by a Specific Ergometer. *Ski Trauma Saf Ninth Int Symp* 1993; Available from: http://www.astm.org/DIGITAL_LIBRARY/STP/PAGES/STP25569S.htm
- ¹¹² *Gross M, Lüthy F, Kroell J, Müller E, Hoppeler H, Vogt M.* Effects of eccentric cycle ergometry in alpine skiers. *Int J Sports Med* 2010; 31: 572–576
- ¹¹³ *Gruber M, Bruhn S, Gollhofer A.* Specific adaptations of neuromuscular control and knee joint stiffness following sensorimotor training. *Int J Sports Med* 2006; 27: 636–641
- ¹¹⁴ *Gueorguieva R, Krystal JH.* Move over ANOVA: progress in analyzing repeated-measures data and its reflection in papers published in the Archives of General Psychiatry. *Arch Gen Psychiatry* 2004; 61: 310–317
- ¹¹⁵ *Guex K, Gojanovic B, Millet GP.* Influence of hip-flexion angle on hamstrings isokinetic activity in sprinters. *J Athl Train* 2012; 47: 390–395
- ¹¹⁶ *Guillaumot J-M.* Apport de la dynamométrie isocinétique dans l'appréciation de la qualité de la participation active à l'effort. Détection des contractions musculaires sous-maximales. Thesis, University of Nancy 2001
- ¹¹⁷ *Haaland B, Steenstrup SE, Bere T, Bahr R, Nordsletten L.* Injury rate and injury patterns in FIS World Cup Alpine skiing (2006-2015): have the new ski regulations made an impact? *Br J Sports Med* 2016; 50: 32–36
- ¹¹⁸ *Hägg GM.* Interpretation of EMG spectral alterations and alteration indexes at sustained contraction. *J Appl Physiol Bethesda Md* 1985 1992; 73: 1211–1217
- ¹¹⁹ *Hägg GM, Luttmann A, Jäger M.* Methodologies for evaluating electromyographic field data in ergonomics. *J Electromyogr Kinesiol Off J Int Soc Electrophysiol Kinesiol* 2000; 10: 301–312
- ¹²⁰ *Halaki M, Ginn K.* Normalization of EMG Signals: To Normalize or Not to Normalize and What to Normalize to? *Comput Intell Electromyogr Anal - Perspect Curr Appl Future Chall* 2012
- ¹²¹ *Hame SL, Oakes DA, Markolf KL.* Injury to the anterior cruciate ligament during alpine skiing: a biomechanical analysis of tibial torque and knee flexion angle. *Am J Sports Med* 2002; 30: 537–540
- ¹²² *Hansen C, Einarson E, Thomson A, Whiteley R, Witvrouw E.* Hamstring and calf muscle activation as a function of bodyweight support during treadmill running in ACL reconstructed athletes. *Gait Posture* 2017; 58: 154–158
- ¹²³ *Harb H.* Harb ski systems: Harb Carvers. 2019; Available from: <https://harbskisystems.com/pages/harb-carvers>

- ¹²⁴ *Harput G, Soylu AR, Ertan H, Ergun N, Mattacola CG.* Effect of gender on the quadriceps-to-hamstrings coactivation ratio during different exercises. *J Sport Rehabil* 2014; 23: 36–43
- ¹²⁵ *Hauraix H, Nordez A, Dorel S.* Shortening behavior of the different components of muscle-tendon unit during isokinetic plantar flexions. *J Appl Physiol Bethesda Md* 1985 2013; 115: 1015–1024
- ¹²⁶ *Hawkins D, Hull ML.* A method for determining lower extremity muscle-tendon lengths during flexion/extension movements. *J Biomech* 1990; 23: 487–494
- ¹²⁷ *Haymes EM, Dickinson AL.* Characteristics of elite male and female ski racers. *Med Sci Sports Exerc* 1980; 12: 153–158
- ¹²⁸ *Hébert-Losier K, Supej M, Holmberg H-C.* Biomechanical factors influencing the performance of elite Alpine ski racers. *Sports Med Auckl NZ* 2014; 44: 519–533
- ¹²⁹ *Henry JC, Kaeding C.* Neuromuscular differences between male and female athletes. *Curr Womens Health Rep* 2001; 1: 241–244
- ¹³⁰ *Hermens HJ, Freriks B, Disselhorst-Klug C, Rau G.* Development of recommendations for SEMG sensors and sensor placement procedures. *J Electromyogr Kinesiol Off J Int Soc Electrophysiol Kinesiol* 2000; 10: 361–374
- ¹³¹ *Herzog W, Guimaraes AC, Anton MG, Carter-Erdman KA.* Moment-length relations of rectus femoris muscles of speed skaters/cyclists and runners. *Med Sci Sports Exerc* 1991; 23: 1289–1296
- ¹³² *Hewett TE, Myer GD, Ford KR, Heidt RS, Colosimo AJ, McLean SG, van den Bogert AJ, Paterno MV, Succop P.* Biomechanical measures of neuromuscular control and valgus loading of the knee predict anterior cruciate ligament injury risk in female athletes: a prospective study. *Am J Sports Med* 2005; 33: 492–501
- ¹³³ *Hewett TE, Myer GD, Zazulak BT.* Hamstrings to quadriceps peak torque ratios diverge between sexes with increasing isokinetic angular velocity. *J Sci Med Sport Sports Med Aust* 2008; 11: 452–459
- ¹³⁴ *Hewett TE, Stroupe AL, Nance TA, Noyes FR.* Plyometric training in female athletes. Decreased impact forces and increased hamstring torques. *Am J Sports Med* 1996; 24: 765–773
- ¹³⁵ *Hiemstra LA, Webber S, MacDonald PB, Kriellaars DJ.* Knee strength deficits after hamstring tendon and patellar tendon anterior cruciate ligament reconstruction. *Med Sci Sports Exerc* 2000; 32: 1472–1479
- ¹³⁶ *Hiemstra LA, Webber S, MacDonald PB, Kriellaars DJ.* Hamstring and quadriceps strength balance in normal and hamstring anterior cruciate ligament-reconstructed subjects. *Clin J Sport Med Off J Can Acad Sport Med* 2004; 14: 274–280
- ¹³⁷ *Hintermeister RA, O'Connor DD, Dillman CJ, Suplizio CL, Lange GW, Steadman JR.* Muscle activity in slalom and giant slalom skiing. *Med Sci Sports Exerc* 1995; 27: 315–322
- ¹³⁸ *Hintermeister RA, O'Connor DD, Lange GW, Dillman CJ, Steadman JR.* Muscle activity in wedge, parallel, and giant slalom skiing. *Med Sci Sports Exerc* 1997; 29: 548–553

- ¹³⁹ *Hirokawa S, Solomonow M, Lu Y, Lou ZP, D'Ambrosia R.* Anterior-posterior and rotational displacement of the tibia elicited by quadriceps contraction. *Am J Sports Med* 1992; 20: 299–306
- ¹⁴⁰ *Holcomb WR, Rubley MD, Lee HJ, Guadagnoli MA.* Effect of hamstring-emphasized resistance training on hamstring:quadriceps strength ratios. *J Strength Cond Res* 2007; 21: 41–47
- ¹⁴¹ *Holmes JR, Alderink GJ.* Isokinetic strength characteristics of the quadriceps femoris and hamstring muscles in high school students. *Phys Ther* 1984; 64: 914–918
- ¹⁴² *Hoppeler H.* Moderate Load Eccentric Exercise; A Distinct Novel Training Modality. *Front Physiol* 2016; 7: 483
- ¹⁴³ *Hörnfeldt O.* Isokinetic lower-limb strength and injury risk among alpine skiers : A retrospective study. Master thesis, University of Umea 2018
- ¹⁴⁴ *Hoshino H, Tsunoda K, Sasaki T.* Muscle cross-sectional area and contraction mode adaptations to alpine ski activity. In: 2nd International Congress on Skiing and Science. St. Christoph a. Arlberg, Austria, 2000: 214–215
- ¹⁴⁵ *Howell SM.* Anterior tibial translation during a maximum quadriceps contraction: is it clinically significant? *Am J Sports Med* 1990; 18: 573–578
- ¹⁴⁶ *Huang H, Guo J, Yang J, Jiang Y, Yu Y, Müller S, Ren G, Ao Y.* Isokinetic angle-specific moments and ratios characterizing hamstring and quadriceps strength in anterior cruciate ligament deficient knees. *Sci Rep* 2017; 7: 7269
- ¹⁴⁷ *Hug F.* Can muscle coordination be precisely studied by surface electromyography? *J Electromyogr Kinesiol Off J Int Soc Electrophysiol Kinesiol* 2011; 21: 1–12
- ¹⁴⁸ *Hughes G, Watkins J.* A risk-factor model for anterior cruciate ligament injury. *Sports Med Auckl NZ* 2006; 36: 411–428
- ¹⁴⁹ *Huston LJ, Wojtys EM.* Neuromuscular performance characteristics in elite female athletes. *Am J Sports Med* 1996; 24: 427–436
- ¹⁵⁰ *Impellizzeri FM, Bizzini M, Rampinini E, Cereda F, Maffiuletti NA.* Reliability of isokinetic strength imbalance ratios measured using the Cybex NORM dynamometer. *Clin Physiol Funct Imaging* 2008; 28: 113–119
- ¹⁵¹ *Imwold CH, Rider RA, Haymes EM, Green KD.* Isokinetic torque differences between college female varsity basketball and track athletes. *J Sports Med Phys Fitness* 1983; 23: 67–73
- ¹⁵² *Jidovtseff B, Croisier J-L, Mordant B, Crieelard JM.* Influence of jumping strategy on kinetic and kinematic variables. *Science & Sports* 2005; 20: 304–307
- ¹⁵³ *Johnson SC.* Anterior cruciate ligament injury in elite Alpine competitors. *Med Sci Sports Exerc* 1995; 27: 323–327
- ¹⁵⁴ *Jordan MJ.* Neuromuscular Function and Performance in Alpine Ski Racers with Anterior Cruciate Ligament Reconstruction: A Return to Sport Framework. Thesis, University of Calgary 2017
- ¹⁵⁵ *Jordan MJ, Aagaard P, Herzog W.* Rapid hamstrings/quadriceps strength in ACL-reconstructed elite Alpine ski racers. *Med Sci Sports Exerc* 2015; 47: 109–119

- ¹⁵⁶ *Jordan MJ, Aagaard P, Herzog W.* Lower limb asymmetry in mechanical muscle function: A comparison between ski racers with and without ACL reconstruction. *Scand J Med Sci Sports* 2015; 25: e301-309
- ¹⁵⁷ *Jordan MJ, Aagaard P, Herzog W.* Asymmetry and Thigh Muscle Coactivity in Fatigued Anterior Cruciate Ligament-Reconstructed Elite Skiers. *Med Sci Sports Exerc* 2017; 49: 11–20
- ¹⁵⁸ *Jordan MJ, Aagaard P, Herzog W.* Anterior cruciate ligament injury/reinjury in alpine ski racing: a narrative review. *Open Access J Sports Med* 2017; 8: 71–83
- ¹⁵⁹ *Jordan MJ, Aagaard P, Herzog W.* A comparison of lower limb stiffness and mechanical muscle function in ACL-reconstructed, elite, and adolescent alpine ski racers/ski cross athletes. *J Sport Health Sci* 2018; 7: 416–424
- ¹⁶⁰ *Josephson MD, Knight CA.* Comparison of neural excitation measures from the surface electromyogram during rate-dependent muscle contractions. *J Electromyogr Kinesiol Off J Int Soc Electrophysiol Kinesiol* 2019; 44: 15–20
- ¹⁶¹ *Kannus P, Järvinen M.* Knee flexor/extensor strength ratio in follow-up of acute knee distortion injuries. *Arch Phys Med Rehabil* 1990; 71: 38–41
- ¹⁶² *Kellis E, Baltzopoulos V.* The effects of antagonist moment on the resultant knee joint moment during isokinetic testing of the knee extensors. *Eur J Appl Physiol* 1997; 76: 253–259
- ¹⁶³ *Kiryu T, Murayama T, Ushiyama Y.* Influence of muscular fatigue on skiing performance during parallel turns. *Conf Proc IEEE Eng Med Biol Soc* 2011; 2011: 8187–8190
- ¹⁶⁴ *Knapik JJ, Bauman CL, Jones BH, Harris JM, Vaughan L.* Preseason strength and flexibility imbalances associated with athletic injuries in female collegiate athletes. *Am J Sports Med* 1991; 19: 76–81
- ¹⁶⁵ *Koller A, Fuchs B, Leichtfried V, Schobersberger W.* Decrease in eccentric quadriceps and hamstring strength in recreational alpine skiers after prolonged skiing. *BMJ Open Sport Exerc Med* 2015; 1: bmjsem-2015-00002
- ¹⁶⁶ *Kollmitzer J, Ebenbichler GR, Kopf A.* Reliability of surface electromyographic measurements. *Clin Neurophysiol Off J Int Fed Clin Neurophysiol* 1999; 110: 725–734
- ¹⁶⁷ *Koutedakis Y, Boreham C, Kabitsis C, Sharp NC.* Seasonal deterioration of selected physiological variables in elite male skiers. *Int J Sports Med* 1992; 13: 548–551
- ¹⁶⁸ *Koyanagi M, Shino K, Yoshimoto Y, Inoue S, Sato M, Nakata K.* Effects of changes in skiing posture on the kinetics of the knee joint. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc Off J ESSKA* 2006; 14: 88–93
- ¹⁶⁹ *Kröll J, Müller E, Seifert JG, Wakeling JM.* Changes in quadriceps muscle activity during sustained recreational alpine skiing. *J Sports Sci Med* 2011; 10: 81–92
- ¹⁷⁰ *Kröll J, Schiefermüller C, Birklbauer J, Müller E.* Inline-skating as a dry land modality for slalom racers-electromyographic and dynamic similarities and differences. In: *Science and skiing III*, eds. Mueller E, Lindinger S, Stoeggel T. Maidenhead: Meyer & Meyer Sport (UK) Ltd., 2005: 76–87

- ¹⁷¹ Kröll J, Seifert J, Scheiber P, Schwameder H, Müller E. Muscle fatigue in alpine skiing: determination through phase shifting in EMG? In: Proceedings of the European College of Sports Science, eds. N. Dikic, S. Zivanic, S. Ostojic, Z. Tornjanski. Belgrade, Serbia, 2005: 178–179
- ¹⁷² Kröll J, Spörri J, Fasel B, Müller E, Schwameder H. Type of muscle control in elite alpine skiing – Is it still the same than in 1995? In: Science and Skiing VI, eds. Müller E, Kröll J, Lindinger S, Pfusterschmied J, Stöggel T. Aachen: Meyer & Meyer Sport, 2015: 56–64
- ¹⁷³ Kröll J, Spörri J, Gilgien M, Schwameder H, Müller E. Sidecut radius and kinetic energy: equipment designed to reduce risk of severe traumatic knee injuries in alpine giant slalom ski racing. *Br J Sports Med* 2016; 50: 26–31
- ¹⁷⁴ Kröll J, Spörri J, Gilgien M, Schwameder H, Müller E. Effect of ski geometry on aggressive ski behaviour and visual aesthetics: equipment designed to reduce risk of severe traumatic knee injuries in alpine giant slalom ski racing. *Br J Sports Med* 2016; 50: 20–25
- ¹⁷⁵ Kröll J, Spörri J, Jörg, Kandler C, Fasel B, Müller E, Schwameder H. Kinetic and kinematic comparison of alpine ski racing disciplines as a base for specific conditioning regimes. In: ISBS-Conference Proceedings Archive, eds. Colloud F, Domalain M and Monnet T. Poitiers, France, 2015: Vol. 33.
- ¹⁷⁶ Kröll J, Wakeling JM, Seifert JG, Müller E. Quadriceps Muscle Function during Recreational Alpine Skiing. *Med Sci Sports Exerc* 2010; 42: 1545–1556
- ¹⁷⁷ Kugovnik O, Nemec B, Supej M. Time advantage using an improved slalom technique. In: Science and Skiing III, eds. Müller E, Bacharach D, Klika Riggs, Lindinger S, Schwameder H. Oxford: Meyer & Meyer Sport (UK) Ltd, 2005: 87–95
- ¹⁷⁸ Kuznetsova A, Brockhoff PB, Christensen RHB. ImerTest Package: Tests in Linear Mixed Effects Models. *J Stat Softw* 2017; 82
- ¹⁷⁹ Larsson L, Edström L, Lindegren B, Gorza L, Schiaffino S. MHC composition and enzyme-histochemical and physiological properties of a novel fast-twitch motor unit type. *Am J Physiol* 1991; 261: C93-101
- ¹⁸⁰ Lee H, Kim Y, Roh H. Changes in the Lower Limb Joint Angle during the Simulated Skiing. 2012; 24: 471–474
- ¹⁸¹ LeMaster R. *Ultimate Skiing*. Human Kinetics, 2010
- ¹⁸² Lember S, Raschner C, Platzer H-P, Patterson C, Mildner E. H:Q ratios in open versus closed kinetic chain: what is the relevance for alpine ski racers? In: Science and Skiing IV, eds. E. Müller, S. Lindinger, T. Stöggel. UK: Meyer & Meyer Sport, 2009: 357–364
- ¹⁸³ Lešnik B, Šimunij B, Žvan M, Pišot R. Adaptation of vastii muscles in top skiers from different alpine skiing disciplines. In: Science and Skiing V. E. Müller, S. Lindinger, T. Stöggel, eds. UK, Meyer & Meyer Sport, 2012: 251–262
- ¹⁸⁴ Louie JK, Kuo CY, Gutierrez MD, Mote CD. Surface EMG and torsion measurements during snow skiing: laboratory and field tests. *J Biomech* 1984; 17: 713–724
- ¹⁸⁵ Lum D, Barbosa TM. Brief Review: Effects of Isometric Strength Training on Strength and Dynamic Performance. *Int J Sports Med* 2019; 40: 363–375

- ¹⁸⁶ Lutz GE, Palmitier RA, An KN, Chao EY. Comparison of tibiofemoral joint forces during open-kinetic-chain and closed-kinetic-chain exercises. *J Bone Joint Surg Am* 1993; 75: 732–739
- ¹⁸⁷ MacWilliams BA, Wilson DR, DesJardins JD, Romero J, Chao EY. Hamstrings cocontraction reduces internal rotation, anterior translation, and anterior cruciate ligament load in weight-bearing flexion. *J Orthop Res Off Publ Orthop Res Soc* 1999; 17: 817–822
- ¹⁸⁸ Mäkinen TM, Rintamäki H, Korpelainen JT, Kampman V, Pääkkönen T, Oksa J, Palinkas LA, Leppäluoto J, Hassi J. Postural sway during single and repeated cold exposures. *Aviat Space Environ Med* 2005; 76: 947–953
- ¹⁸⁹ Malliou P, Amoutzas K, Theodosiou A, Gioftsidou A, Mantis K, Pylaniadis T, Kioumourtoglou E. Proprioceptive training for learning downhill skiing. *Percept Mot Skills* 2004; 99: 149–154
- ¹⁹⁰ Mani H, Izumi T, Konishi T, Samukawa M, Yamamoto K, Watanabe K, Asaka T. Characteristics of postural muscle activation patterns induced by unexpected surface perturbations in elite ski jumpers. *J Phys Ther Sci* 2014; 26: 833–839
- ¹⁹¹ Martínez A, Jahnel R, Buchecker M, Snyder C, Brunauer R, Stöggl T. Development of an Automatic Alpine Skiing Turn Detection Algorithm Based on a Simple Sensor Setup. *Sensors* 2019; 19
- ¹⁹² Maxwell SM, Hull ML. Measurement of strength and loading variables on the knee during Alpine skiing. *J Biomech* 1989; 22: 609–624
- ¹⁹³ McConkey JP. Anterior cruciate ligament rupture in skiing. A new mechanism of injury. *Am J Sports Med* 1986; 14: 160–164
- ¹⁹⁴ McNair PJ, Wood GA, Marshall RN. Stiffness of the hamstring muscles and its relationship to function in anterior cruciate ligament deficient individuals. *Clin Biomech Bristol Avon* 1992; 7: 131–137
- ¹⁹⁵ Merletti R, Knaflitz M, De Luca CJ. Myoelectric manifestations of fatigue in voluntary and electrically elicited contractions. *J Appl Physiol Bethesda Md* 1985 1990; 69: 1810–1820
- ¹⁹⁶ Merletti R, Rainoldi A, Farina D. Surface electromyography for noninvasive characterization of muscle. *Exerc Sport Sci Rev* 2001; 29: 20–25
- ¹⁹⁷ Mester J. Movement regulation in alpine skiing. In: *In Science and Skiing*, eds. Müller E, Schwameder H, Kornexl E and Raschner C. London: E & F Spon, 1997: 333–348
- ¹⁹⁸ Meyer F, Borrani F. Estimating Alpine Skiers' Energetics and Turn Radius Using Different Morphological Points. *Front Physiol* 2018; 9: 1541
- ¹⁹⁹ Minetti A. Concentric, isometric and eccentric contractions: which dominates alpine skiing? In: *Science and Skiing VII*, eds. Müller E, Kröll J, Lindinger S, Pfusterschmied J, Spörri J, Stöggl T. Meyer & Meyer Sport, 2016: 23–29
- ²⁰⁰ Minetti AE, Ardigò LP, Susta D, Cotelli F. Using leg muscles as shock absorbers: theoretical predictions and experimental results of drop landing performance. *Ergonomics* 1998; 41: 1771–1791
- ²⁰¹ Montgomery RE, Hartley GL, Tyler CJ, Cheung SS. Effect of segmental, localized lower limb cooling on dynamic balance. *Med Sci Sports Exerc* 2015; 47: 66–73

- ²⁰² Moon J, Koo D, Kim K, Shin I, Kim H, Kim J. Effect of ski simulator training on kinematic and muscle activation of the lower extremities. *J Phys Ther Sci* 2015; 27: 2629–2632
- ²⁰³ More RC, Karras BT, Neiman R, Fritschy D, Woo SL, Daniel DM. Hamstrings--an anterior cruciate ligament protagonist. An in vitro study. *Am J Sports Med* 1993; 21: 231–237
- ²⁰⁴ Morel B, Rouffet DM, Saboul D, Rota S, Cléménçon M, Hautier CA. Peak torque and rate of torque development influence on repeated maximal exercise performance: contractile and neural contributions. *PLoS One* 2015; 10: e0119719
- ²⁰⁵ Morris A, Lussier L, Bell G, Dooley J. Hamstring/Quadriceps Strength Ratios in Collegiate Middle-Distance and Distance Runners. *Phys Sportsmed* 1983; 11: 71–77
- ²⁰⁶ Müller E. Analysis of the biomechanical characteristics of different swinging techniques in alpine skiing. *J Sports Sci* 1994; 12: 261–278
- ²⁰⁷ Müller E, Bartlett R, Raschner C, Schwameder H, Benko-Bernwick U, Lindinger S. Comparisons of the ski turn techniques of experienced and intermediate skiers. *J Sports Sci* 1998; 16: 545–559
- ²⁰⁸ Müller E, Benko U, Raschner C, Schwameder H. Specific fitness training and testing in competitive sports. *Med Sci Sports Exerc* 2000; 32: 216–220
- ²⁰⁹ Müller E, Schwameder H. Biomechanical aspects of new techniques in alpine skiing and ski-jumping. *J Sports Sci* 2003; 21: 679–692
- ²¹⁰ Müller L, Hildebrandt C, Müller E, Fink C, Raschner C. Long-Term Athletic Development in Youth Alpine Ski Racing: The Effect of Physical Fitness, Ski Racing Technique, Anthropometrics and Biological Maturity Status on Injuries. *Front Physiol* 2017; 8: 656
- ²¹¹ Myer GD, Ford KR, Barber Foss KD, Liu C, Nick TG, Hewett TE. The relationship of hamstrings and quadriceps strength to anterior cruciate ligament injury in female athletes. *Clin J Sport Med Off J Can Acad Sport Med* 2009; 19: 3–8
- ²¹² Myer GD, Ford KR, Di Stasi SL, Foss KDB, Micheli LJ, Hewett TE. High knee abduction moments are common risk factors for patellofemoral pain (PFP) and anterior cruciate ligament (ACL) injury in girls: is PFP itself a predictor for subsequent ACL injury? *Br J Sports Med* 2015; 49: 118–122
- ²¹³ Myer GD, Paterno MV, Ford KR, Quatman CE, Hewett TE. Rehabilitation after anterior cruciate ligament reconstruction: criteria-based progression through the return-to-sport phase. *J Orthop Sports Phys Ther* 2006; 36: 385–402
- ²¹⁴ Myklebust G, Engebretsen L, Braekken IH, Skjøelberg A, Olsen O-E, Bahr R. Prevention of anterior cruciate ligament injuries in female team handball players: a prospective intervention study over three seasons. *Clin J Sport Med Off J Can Acad Sport Med* 2003; 13: 71–78
- ²¹⁵ Nakazato K, Scheiber P, Müller E. A comparison of ground reaction forces determined by portable force-plate and pressure-insole systems in alpine skiing. *J Sports Sci Med* 2011; 10: 754–762
- ²¹⁶ Narici MV, Flueck M, Koesters A, Gimpl M, Reifberger A, Seynnes OR, Niebauer J, Rittweger J, Mueller E. Skeletal muscle remodeling in response to alpine skiing training in older individuals. *Scand J Med Sci Sports* 2011; 21 Suppl 1: 23–28

- ²¹⁷ *Natri A, Beynnon BD, Ettlinger CF, Johnson RJ, Shealy JE.* Alpine ski bindings and injuries. Current findings. *Sports Med Auckl NZ* 1999; 28: 35–48
- ²¹⁸ *Neumayr G, Hoertnagl H, Pfister R, Koller A, Eibl G, Raas E.* Physical and physiological factors associated with success in professional alpine skiing. *Int J Sports Med* 2003; 24: 571–575
- ²¹⁹ *Nilsson J, Haugen P.* Knee angular displacement and extensor muscle activity in telemark skiing and in ski-specific strength exercises. *J Sports Sci* 2004; 22: 357–364
- ²²⁰ *Noakes TD.* Exercise and the cold. *Ergonomics* 2000; 43: 1461–1479
- ²²¹ *Noé F, Amarantini D, Paillard T.* How experienced alpine-skiers cope with restrictions of ankle degrees-of-freedom when wearing ski-boots in postural exercises. *J Electromyogr Kinesiol* 2009; 19: 341–346
- ²²² *Noorkõiv M, Nosaka K, Blazevich AJ.* Neuromuscular adaptations associated with knee joint angle-specific force change. *Med Sci Sports Exerc* 2014; 46: 1525–1537
- ²²³ *Nordahl B, Sjöström R, Westin M, Werner S, Alricsson M.* Experiences of returning to elite alpine skiing after ACL injury and ACL reconstruction. *Int J Adolesc Med Health* 2014; 26: 69–77
- ²²⁴ *Nüesch C, Hügler T, Hörterer H, Majewski M, Valderrabano V, Mündermann A.* Leg muscle function during recreational alpine skiing in two patients following unilateral total knee arthroplasty - ScienceDirect. 2013; 29: 306–313
- ²²⁵ *Oberg B, Möller M, Gillquist J, Ekstrand J.* Isokinetic torque levels for knee extensors and knee flexors in soccer players. *Int J Sports Med* 1986; 7: 50–53
- ²²⁶ *Opar DA, Serpell BG.* Is there a potential relationship between prior hamstring strain injury and increased risk for future anterior cruciate ligament injury? *Arch Phys Med Rehabil* 2014; 95: 401–405
- ²²⁷ *Osternig LR, Hamill J, Lander JE, Robertson R.* Co-activation of sprinter and distance runner muscles in isokinetic exercise. *Med Sci Sports Exerc* 1986; 18: 431–435
- ²²⁸ *Osternig LR, James CR, Bercades D.* Effects of movement speed and joint position on knee flexor torque in healthy and post-surgical subjects. *Eur J Appl Physiol* 1999; 80: 100–106
- ²²⁹ *Panizzolo FA, Marcolin G, Petrone N.* Comparative evaluation of two skiing simulators as functional training devices for recreational skiers. *J Sports Sci Med* 2013; 12: 151–158
- ²³⁰ *Panizzolo FA, Petrone N, Marcolin G.* Comparative analysis of activation muscle patterns between skiing on slopes and on training devices. *Procedia Engineering*, 2010: 2537–2542
- ²³¹ *Pataky TC.* Generalized n-dimensional biomechanical field analysis using statistical parametric mapping. *J Biomech* 2010; 43: 1976–1982
- ²³² *Pataky TC, Robinson MA, Vanrenterghem J.* Vector field statistical analysis of kinematic and force trajectories. *J Biomech* 2013; 46: 2394–2401
- ²³³ *Pataky TC, Vanrenterghem J, Robinson MA.* Two-way ANOVA for scalar trajectories, with experimental evidence of non-phasic interactions. *J Biomech* 2015; 48: 186–189

- ²³⁴ *Pataky TC, Vanrenterghem J, Robinson MA.* Zero- vs. one-dimensional, parametric vs. non-parametric, and confidence interval vs. hypothesis testing procedures in one-dimensional biomechanical trajectory analysis. *J Biomech* 2015; 48: 1277–1285
- ²³⁵ *Paterno MV, Schmitt LC, Ford KR, Rauh MJ, Myer GD, Huang B, Hewett TE.* Biomechanical measures during landing and postural stability predict second anterior cruciate ligament injury after anterior cruciate ligament reconstruction and return to sport. *Am J Sports Med* 2010; 38: 1968–1978
- ²³⁶ *Patterson C, Raschner C, Platzer H-P.* Power Variables and Bilateral Force Differences During Unloaded and Loaded Squat Jumps in High Performance Alpine Ski Racers. *J Strength Cond Res* 2009; 23: 779
- ²³⁷ *Person R, Kozhina G.* Tonic vibration reflex of human limb muscles: Discharge pattern of motor units. *J Electromyogr Kinesiol Off J Int Soc Electrophysiol Kinesiol* 1992; 2: 1–9
- ²³⁸ *Petrofsky JS, Lind AR.* Frequency analysis of the surface electromyogram during sustained isometric contractions. *Eur J Appl Physiol* 1980; 43: 173–182
- ²³⁹ *Philippou A, Maridaki M, Bogdanis G, Halapas A, Koutsilieris M.* Changes in the mechanical properties of human quadriceps muscle after eccentric exercise. *Vivo Athens Greece* 2009; 23: 859–865
- ²⁴⁰ *Pincivero DM, Salfetnikov Y, Campy RM, Coelho AJ.* Angle- and gender-specific quadriceps femoris muscle recruitment and knee extensor torque. *J Biomech* 2004; 37: 1689–1697
- ²⁴¹ *Pinto MD, Blazeovich AJ, Andersen LL, Mil-Homens P, Pinto RS.* Hamstring-to-quadriceps fatigue ratio offers new and different muscle function information than the conventional non-fatigued ratio. *Scand J Med Sci Sports* 2018; 28: 282–293
- ²⁴² *Pozzo R, Zancolo F, Canclini A, Baroni G.* Loading conditions and neuromuscular activity during vertical knee flexion-extension and turn-like movements in a new skiing simulator under vibration conditions. In: *Science and skiing IV*, eds. Mueller E, Lindinger S, Stoeggel T. Erich Müller, Stefan Lindinger, Thomas Stöggel, 2008
- ²⁴³ *Prilutsky BI.* Coordination of two- and one-joint muscles: functional consequences and implications for motor control. *Motor Control* 2000; 4: 1–44
- ²⁴⁴ *Prodromos CC, Han Y, Rogowski J, Joyce B, Shi K.* A meta-analysis of the incidence of anterior cruciate ligament tears as a function of gender, sport, and a knee injury-reduction regimen. *Arthrosc J Arthrosc Relat Surg Off Publ Arthrosc Assoc N Am Int Arthrosc Assoc* 2007; 23: 1320-1325.e6
- ²⁴⁵ *Pua Y-H, Mentiplay BF, Clark RA, Ho J-Y.* Associations Among Quadriceps Strength and Rate of Torque Development 6 Weeks Post Anterior Cruciate Ligament Reconstruction and Future Hop and Vertical Jump Performance: A Prospective Cohort Study. *J Orthop Sports Phys Ther* 2017; 47: 845–852
- ²⁴⁶ *Pucci AR, Griffin L, Cafarelli E.* Maximal motor unit firing rates during isometric resistance training in men. *Exp Physiol* 2006; 91: 171–178
- ²⁴⁷ *Pujol N, Rousseaux-Blanchi M-P, 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

- ²⁴⁸ *Racinais S, Gaoua N, Mtibaa K, Whiteley R, Hautier C, Alhammoud M.* Effect of Cold on Proprioception and Cognitive Function in Elite Alpine Skiers. *Int J Sports Physiol Perform* 2017; 12: 69–74
- ²⁴⁹ *Racinais S, Oksa J.* Temperature and neuromuscular function. *Scand J Med Sci Sports* 2010; 20 Suppl 3: 1–18
- ²⁵⁰ *Radenovic O, Nemeč B, Medved B.* A new biomechanical measurement and testing method for turns in alpine skiing. Pula : Croatia, 2001: 624–627
- ²⁵¹ *Rainoldi A, Bullock-Saxton JE, Cavarretta F, Hogan N.* Repeatability of maximal voluntary force and of surface EMG variables during voluntary isometric contraction of quadriceps muscles in healthy subjects. *J Electromyogr Kinesiol Off J Int Soc Electrophysiol Kinesiol* 2001; 11: 425–438
- ²⁵² *Raschner C, Patterson C, Barth M, Barth A.* Development of a multi-axial mechatronic training and testing device for alpine ski racers. E. Müller, Impact of Simulated Ski-Specific Shocks on Force, Time, and Knee Angle Parameters: A Pilot Study. In: *Science and Skiing V*, ed. E. Müller. UK: Meyer & Meyer Sport, 2012
- ²⁵³ *Raschner C, Platzer H-P, Patterson C, Werner I, Huber R, Hildebrandt C.* The relationship between ACL injuries and physical fitness in young competitive ski racers: a 10-year longitudinal study. *Br J Sports Med* 2012; 46: 1065–1071
- ²⁵⁴ *Raschner C, Schiefermüller C, Zallinger G, Hofer E, Brunner F.* Carving turns versus traditional parallel turns—a comparative biomechanical analysis. In: *Science and Skiing II*, eds. Müller E, Schwameder H, Raschner C, Lindinger S, Kornexl E. Hamburg: Verlag Dr. Kovac, 2001: 203–217
- ²⁵⁵ *Read MT, Bellamy MJ.* Comparison of hamstring/quadriceps isokinetic strength ratios and power in tennis, squash and track athletes. *Br J Sports Med* 1990; 24: 178–182
- ²⁵⁶ *Reeves ND, Maganaris CN, Longo S, Narici MV.* Differential adaptations to eccentric versus conventional resistance training in older humans. *Exp Physiol* 2009; 94: 825–833
- ²⁵⁷ *Renstrom P, Ljungqvist A, Arendt E, Beynon B, Fukubayashi T, Garrett W, Georgoulis T, Hewett TE, Johnson R, Krosshaug T, Mandelbaum B, Micheli L, Myklebust G, Roos E, Roos H, Schamasch P, Shultz S, Werner S, Wojtys E, Engebretsen L.* Non-contact ACL injuries in female athletes: an International Olympic Committee current concepts statement. *Br J Sports Med* 2008; 42: 394–412
- ²⁵⁸ *Risberg MA, Steffen K, Nilstad A, Myklebust G, Kristianslund E, Moltubakk MM, Krosshaug T.* Normative Quadriceps and Hamstring Muscle Strength Values for Female, Healthy, Elite Handball and Football Players. *J Strength Cond Res* 2018; 32: 2314–2323
- ²⁵⁹ *Rittweger J, Beller G, Felsenberg D.* Acute physiological effects of exhaustive whole-body vibration exercise in man. *Clin Physiol Oxf Engl* 2000; 20: 134–142
- ²⁶⁰ *Robertson DGE, Wilson J-MJ, St Pierre TA.* Lower extremity muscle functions during full squats. *J Appl Biomech* 2008; 24: 333–339
- ²⁶¹ *Rochcongar P.* [Isokinetic thigh muscle strength in sports: a review]. *Ann Réadapt Médecine Phys Rev Sci Société Fr Rééduc Fonct Réadapt Médecine Phys* 2004; 47: 274–281

- ²⁶² *Ropret R.* Limiting factors for success in alpine skiing. *Facta Univ Ser Phys Educ Sport* 2016; 13: 167–176
- ²⁶³ *Rosene JM, Fogarty TD, Mahaffey BL.* Isokinetic Hamstrings:Quadriceps Ratios in Intercollegiate Athletes. *J Athl Train* 2001; 36: 378–383
- ²⁶⁴ *Ruedl G, Fink C, Schranz A, Sommersacher R, Nachbauer W, Burtscher M.* Impact of environmental factors on knee injuries in male and female recreational skiers. *Scand J Med Sci Sports* 2012; 22: 185–189
- ²⁶⁵ *Ruedl G, Webhofer M, Helle K, Strobl M, Schranz A, Fink C, Gatterer H, Burtscher M.* Leg dominance is a risk factor for noncontact anterior cruciate ligament injuries in female recreational skiers. *Am J Sports Med* 2012; 40: 1269–1273
- ²⁶⁶ *de Ruiter CJ, Van Leeuwen D, Heijblom A, Bobbert MF, de Haan A.* Fast unilateral isometric knee extension torque development and bilateral jump height. *Med Sci Sports Exerc* 2006; 38: 1843–1852
- ²⁶⁷ *Rundell KW, Nioka S, Chance B.* Hemoglobin/myoglobin desaturation during speed skating. *Med Sci Sports Exerc* 1997; 29: 248–258
- ²⁶⁸ *Rutherford OM, Jones DA.* Measurement of fibre pennation using ultrasound in the human quadriceps in vivo. *Eur J Appl Physiol* 1992; 65: 433–437
- ²⁶⁹ *Sangnier S, Tourny-Chollet C.* Study of the fatigue curve in quadriceps and hamstrings of soccer players during isokinetic endurance testing. *J Strength Cond Res Natl Strength Cond Assoc* 2008; 22: 1458–1467
- ²⁷⁰ *Schmitt K-U, Hörterer N, Vogt M, Frey WO, Lorenzetti S.* Investigating physical fitness and race performance as determinants for the ACL injury risk in Alpine ski racing. *BMC Sports Sci Med Rehabil* 2016; 8: 23
- ²⁷¹ *Schöllhorn WI, Mayer-Kress G, Newell KM, Michelbrink M.* Time scales of adaptive behavior and motor learning in the presence of stochastic perturbations. *Hum Mov Sci* 2009; 28: 319–333
- ²⁷² *Schuermans J, Danneels L, Van Tiggelen D, Palmans T, Witvrouw E.* Proximal Neuromuscular Control Protects Against Hamstring Injuries in Male Soccer Players: A Prospective Study With Electromyography Time-Series Analysis During Maximal Sprinting. *Am J Sports Med* 2017; 45: 1315–1325
- ²⁷³ *Seidel H.* Myoelectric reactions to ultra-low frequency and low-frequency whole body vibration. *Eur J Appl Physiol* 1988; 57: 558–562
- ²⁷⁴ *Senner V, Schaff P, Bubb H, Ehrlenspiel K.* [Backward fall in Alpine skiing. Case study of the effect of the back spoiler of the ski shoe on muscle activity and kinematics]. *Sportverletz Sportschaden Organ Ges Orthopadisch-Traumatol Sportmed* 1995; 9: 109–117
- ²⁷⁵ *Serrien B, Clijsen R, Blondeel J, Goossens M, Baeyens J-P.* Differences in ball speed and three-dimensional kinematics between male and female handball players during a standing throw with run-up. *BMC Sports Sci Med Rehabil* 2015; 7: 27
- ²⁷⁶ *Shino K, Horibe S, Nagano J.* Injury of the anterior cruciate ligament of the knee in downhill skiing : its pathomechanisme and treatment. In: *Skiing Trauma and Skiing Safety*. 1987: 68–76

- ²⁷⁷ *Shinohara M.* Effects of prolonged vibration on motor unit activity and motor performance. *Med Sci Sports Exerc* 2005; 37: 2120–2125
- ²⁷⁸ *Shirakura K, Kato K, Udagawa E.* Characteristics of the isokinetic performance of patients with injured cruciate ligaments. *Am J Sports Med* 1992; 20: 754–760
- ²⁷⁹ *Söderman K, Alfredson H, Pietilä T, Werner S.* Risk factors for leg injuries in female soccer players: a prospective investigation during one out-door season. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc Off J ESSKA* 2001; 9: 313–321
- ²⁸⁰ *Sole G, Hamrén J, Milosavljevic S, Nicholson H, Sullivan SJ.* Test-retest reliability of isokinetic knee extension and flexion. *Arch Phys Med Rehabil* 2007; 88: 626–631
- ²⁸¹ *Soligard T, Steffen K, Palmer-Green D, Aubry M, Grant M-E, Meeuwisse W, Mountjoy M, Budgett R, Engebretsen L.* Sports injuries and illnesses in the Sochi 2014 Olympic Winter Games. *Br J Sports Med* 2015; 49: 441–447
- ²⁸² *Solomonow M, Baratta R, Zhou BH, D'Ambrosia R.* Electromyogram coactivation patterns of the elbow antagonist muscles during slow isokinetic movement. *Exp Neurol* 1988; 100: 470–477
- ²⁸³ *Solomonow M, Baten C, Smit J, Baratta R, Hermens H, D'Ambrosia R, Shoji H.* Electromyogram power spectra frequencies associated with motor unit recruitment strategies. *J Appl Physiol Bethesda Md* 1985 1990; 68: 1177–1185
- ²⁸⁴ *Sperlich B, Born D-P, Swarén M, Kilian Y, Geesmann B, Kohl-Bareis M, Holmberg H-C.* Is leg compression beneficial for alpine skiers? *BMC Sports Sci Med Rehabil* 2013; 5: 18
- ²⁸⁵ *Spörri J, Kröll J, Amesberger G, Blake OM, Müller E.* Perceived key injury risk factors in World Cup alpine ski racing--an explorative qualitative study with expert stakeholders. *Br J Sports Med* 2012; 46: 1059–1064
- ²⁸⁶ *Spörri J, Kröll J, Fasel B, Aminian K, Müller E.* Standing Height as a Prevention Measure for Overuse Injuries of the Back in Alpine Ski Racing: A Kinematic and Kinetic Study of Giant Slalom. *Orthop J Sports Med* 2018; 6: 2325967117747843
- ²⁸⁷ *Spörri J, Kröll J, Gilgien M, Müller E.* Sidecut radius and the mechanics of turning-equipment designed to reduce risk of severe traumatic knee injuries in alpine giant slalom ski racing. *Br J Sports Med* 2016; 50: 14–19
- ²⁸⁸ *Spörri J, Kröll J, Gilgien M, Müller E.* How to Prevent Injuries in Alpine Ski Racing: What Do We Know and Where Do We Go from Here? *Sports Med Auckl NZ* 2016;
- ²⁸⁹ *Spörri J, Kröll J, Schwameder H, Schiefermüller C, Müller E.* Course setting and selected biomechanical variables related to injury risk in alpine ski racing: an explorative case study. *Br J Sports Med* 2012; 46: 1072–1077
- ²⁹⁰ *Spring H, Jordan K.* Maximal- und Schnellkraft im alpinen Skirennsport. *Schweiz Z Fuer Med Traumatol* 1994; 27–29
- ²⁹¹ *Stevenson H, Webster J, Johnson R, Beynnon B.* Gender differences in knee injury epidemiology among competitive alpine ski racers. *Iowa Orthop J* 1998; 18: 64–66

- ²⁹² *Stuart MJ, Meglan DA, Lutz GE, Growney ES, An KN.* Comparison of intersegmental tibiofemoral joint forces and muscle activity during various closed kinetic chain exercises. *Am J Sports Med* 1996; 24: 792–799
- ²⁹³ *Supej M.* 3D measurements of alpine skiing with an inertial sensor motion capture suit and GNSS RTK system. *J Sports Sci* 2010; 28: 759–769
- ²⁹⁴ *Supej M, Hébert-Losier K, Holmberg H-C.* Impact of the steepness of the slope on the biomechanics of World Cup slalom skiers. *Int J Sports Physiol Perform* 2015; 10: 361–368
- ²⁹⁵ *Supej M, Kipp R, Holmberg H-C.* Mechanical parameters as predictors of performance in alpine World Cup slalom racing. *Scand J Med Sci Sports* 2011; 21: e72-81
- ²⁹⁶ *Supej M, Kugovnik O, Nemeč B.* New advances in racing slalom technique. *Kinesiol Slov* 2002; 8: 25–29
- ²⁹⁷ *Suzuki E, Ohya T, Ito R, Matsumoto T, Kitagawa K.* Physiological responses in Alpine skiers during on-snow training simulation in the cold. *Int J Sports Med* 2014; 35: 392–398
- ²⁹⁸ *Szmedra L, Im J, Nioka S, Chance B, Rundell KW.* Hemoglobin/myoglobin oxygen desaturation during Alpine skiing. *Med Sci Sports Exerc* 2001; 33: 232–236
- ²⁹⁹ *Tesch P, Larsson L, Eriksson A, Karlsson J.* Muscle glycogen depletion and lactate concentration during downhill skiing. *Med Sci Sports* 1978; 10: 85–90
- ³⁰⁰ *Thépaut-Mathieu C, Van Hoecke J, Maton B.* Myoelectrical and mechanical changes linked to length specificity during isometric training. *J Appl Physiol Bethesda Md* 1985 1988; 64: 1500–1505
- ³⁰¹ *Thorstensson A, Grimby G, Karlsson J.* Force-velocity relations and fiber composition in human knee extensor muscles. *J Appl Physiol* 1976; 40: 12–16
- ³⁰² *Timmins RG, Ruddy JD, Presland J, Maniar N, Shield AJ, Williams MD, Opar DA.* Architectural Changes of the Biceps Femoris Long Head after Concentric or Eccentric Training. *Med Sci Sports Exerc* 2016; 48: 499–508
- ³⁰³ *Timmins RG, Shield AJ, Williams MD, Lorenzen C, Opar DA.* Biceps femoris long head architecture: a reliability and retrospective injury study. *Med Sci Sports Exerc* 2015; 47: 905–913
- ³⁰⁴ *Tomazin K, Dolenec A, Strojnik V.* High-frequency fatigue after alpine slalom skiing. *Eur J Appl Physiol* 2008; 103: 189–194
- ³⁰⁵ *Tsepis E, Giakas G, Vagenas G, Georgoulis A.* Frequency content asymmetry of the isokinetic curve between ACL deficient and healthy knee. *J Biomech* 2004; 37: 857–864
- ³⁰⁶ *Turnbull JR, Kilding AE, Keogh JWL.* Physiology of alpine skiing. *Scand J Med Sci Sports* 2009; 19: 146–155
- ³⁰⁷ *Ushiyama Y, Chigira T, Murayama T, Kiryu T.* Muscle fatigue evaluation system applicable while skiing using EMG and knee joint angles. *Trans Jpn Soc Med Biol Eng* 2005; 43: 616–622
- ³⁰⁸ *Van Eijden TM, Korfage JA, Brugman P.* Architecture of the human jaw-closing and jaw-opening muscles. *Anat Rec* 1997; 248: 464–474

- ³⁰⁹ *Vaverka F, Vodickova S, Elfmark M.* Kinetic analysis of ski turns based on measured ground reaction forces. *J Appl Biomech* 2012; 28: 41–47
- ³¹⁰ *Vogt M, Hoppeler HH.* Eccentric exercise: mechanisms and effects when used as training regime or training adjunct. *J Appl Physiol Bethesda Md* 1985 2014; 116: 1446–1454
- ³¹¹ *Wakeling JM.* Patterns of motor recruitment can be determined using surface EMG. *J Electromyogr Kinesiol Off J Int Soc Electrophysiol Kinesiol* 2009; 19: 199–207
- ³¹² *Watanabe K.* Skiing research in Japan. *Med Sci Sports Exerc* 1981; 13: 205–209
- ³¹³ *Welsch MA, Williams PA, Pollock ML, Graves JE, Foster DN, Fulton MN.* Quantification of full-range-of-motion unilateral and bilateral knee flexion and extension torque ratios. *Arch Phys Med Rehabil* 1998; 79: 971–978
- ³¹⁴ *Werner S, Willis K.* Self-release of ski-binding. *Int J Sports Med* 2002; 23: 530–535
- ³¹⁵ *Westin M, Alricsson M, Werner S.* Injury profile of competitive alpine skiers: a five-year cohort study. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc Off J ESSKA* 2012; 20: 1175–1181
- ³¹⁶ *Westin M, Reeds-Lundqvist S, Werner S.* The correlation between anterior cruciate ligament injury in elite alpine skiers and their parents. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc Off J ESSKA* 2016; 24: 697–701
- ³¹⁷ *White AT, Johnson SC.* Physiological aspects and injury in elite Alpine skiers. *Sports Med Auckl NZ* 1993; 15: 170–178
- ³¹⁸ *Wickiewicz TL, Roy RR, Powell PL, Perrine JJ, Edgerton VR.* Muscle architecture and force-velocity relationships in humans. *J Appl Physiol* 1984; 57: 435–443
- ³¹⁹ *Wilk KE, Escamilla RF, Fleisig GS, Barrentine SW, Andrews JR, Boyd ML.* A comparison of tibiofemoral joint forces and electromyographic activity during open and closed kinetic chain exercises. *Am J Sports Med* 1996; 24: 518–527
- ³²⁰ *Wojtys EM, Wylie BB, Huston LJ.* The effects of muscle fatigue on neuromuscular function and anterior tibial translation in healthy knees. *Am J Sports Med* 1996; 24: 615–621
- ³²¹ *Wunderly GS, Hull ML, Maxwell S.* A second generation microcomputer controlled binding system for alpine skiing research. *J Biomech* 1988; 21: 299–318
- ³²² *Yasuda K, Sasaki T.* Muscle exercise after anterior cruciate ligament reconstruction. Biomechanics of the simultaneous isometric contraction method of the quadriceps and the hamstrings. *Clin Orthop* 1987; 266–274
- ³²³ *Yeung SS, Suen AMY, Yeung EW.* A prospective cohort study of hamstring injuries in competitive sprinters: preseason muscle imbalance as a possible risk factor. *Br J Sports Med* 2009; 43: 589–594
- ³²⁴ *Yoon TS, Park DS, Kang SW, Chun SI, Shin JS.* Isometric and isokinetic torque curves at the knee joint. *Yonsei Med J* 1991; 32: 33–43

- ³²⁵ Zakas A, Mandroukas K, Vamvakoudis E, Christoulas K, Aggelopoulou N. Peak torque of quadriceps and hamstring muscles in basketball and soccer players of different divisions. *J Sports Med Phys Fitness* 1995; 35: 199–205
- ³²⁶ Zazulak BT, Ponce PL, Straub SJ, Medvecky MJ, Avedisian L, Hewett TE. Gender comparison of hip muscle activity during single-leg landing. *J Orthop Sports Phys Ther* 2005; 35: 292–299
- ³²⁷ Zebis MK, Andersen LL, Bencke J, Kjaer M, Aagaard P. Identification of athletes at future risk of anterior cruciate ligament ruptures by neuromuscular screening. *Am J Sports Med* 2009; 37: 1967–1973
- ³²⁸ Zebis MK, Andersen LL, Brandt M, Myklebust G, Bencke J, Lauridsen HB, Bandholm T, Thorborg K, Hölmich P, Aagaard P. Effects of evidence-based prevention training on neuromuscular and biomechanical risk factors for ACL injury in adolescent female athletes: a randomised controlled trial. *Br J Sports Med* 2016; 50: 552–557
- ³²⁹ Zebis MK, Andersen LL, Ellingsgaard H, Aagaard P. Rapid hamstring/quadriceps force capacity in male vs. female elite soccer players. *J Strength Cond Res Natl Strength Cond Assoc* 2011; 25: 1989–1993
- ³³⁰ Zebis MK, Bencke J, Andersen LL, Døssing S, Alkjaer T, Magnusson SP, Kjaer M, Aagaard P. The effects of neuromuscular training on knee joint motor control during sidcutting in female elite soccer and handball players. *Clin J Sport Med Off J Can Acad Sport Med* 2008; 18: 329–337
- ³³¹ Zeglinski CM, Swanson SC, Self BP, Greenwald RM. Muscle activity in the slalom turn of alpine skiing and in-line skating. *Int J Sports Med* 1998; 19: 447–454

ANNEXES

ANNEXE 1 : Lettre d'information et formulaire de consentement fournis aux athlètes

FORMULAIRE DE CONSENTEMENT DE PARTICIPATION

Je soussigné(e) :

Adresse :

né(e) le / / à :

déclare accepter de participer à la recherche biomédicale hors produits de santé intitulée :

«Etude biomécanique et électromyographique de la fonction des muscles ischio-jambiers et quadriceps du skieur de haut niveau lors de la pratique sportive et au cours des tests isocinétiques »

organisée par le Dr Marine ALHAMMOUD dans les conditions précisées ci-dessous et soumise à l'avis du *CPP SUD EST II*.

-J'ai bien compris les contraintes qui seront les miennes durant ma participation à la recherche et je les accepte (réaliser la tâche demandée dans les conditions adéquates de recueil des données électrophysiologiques).

-J'ai bien été informé(e) que ma participation à la recherche durera au maximum 4 semaines.

-J'ai pris connaissance des risques prévisibles et je suis conscient(e) que ma participation pourra être interrompue par le médecin investigateur en cas de nécessité.

-J'ai été informé(e) que je serai averti(e) de toute anomalie détectée au cours de la recherche et concernant ma santé.

-J'ai été avisé(e) qu'il n'y aura pas d'indemnisation pour ma participation à l'étude, celle-ci s'inscrivant dans le cadre de soin classique.

-J'ai bien noté que mon droit d'accès à mes données, prévu par la loi du 6 janvier 1978 relative à l'informatique, aux fichiers et aux libertés, s'exerce à tout moment auprès du médecin qui me suit dans le cadre de la recherche et qui connaît mon identité. Je pourrai exercer mon droit de rectification et d'opposition auprès de ce même médecin, qui contactera le promoteur de la recherche.

-Je suis parfaitement conscient(e) que je peux retirer à tout moment mon consentement de participation à cette recherche quelles que soient mes raisons et sans avoir à m'en justifier, sans supporter aucune responsabilité et sans encourir aucun préjudice. J'en informerai simplement le médecin investigateur en charge de la recherche.


Consentement relatif aux données personnelles

J'accepte que les données me concernant enregistrées à l'occasion de cette recherche puissent faire l'objet d'un traitement informatique par le promoteur ou pour son compte.

J'accepte également que l'ensemble de mon dossier médical puisse être consulté par les personnes habilitées dans le cadre de cette recherche, dans le respect de la confidentialité de mes données et de mon identité.

Cette autorisation n'est pas valable en cas de retrait de mon consentement au cours de la présente recherche.

J'accepte librement et volontairement de participer à la recherche décrite ci-dessus. Mon consentement ne décharge en rien le médecin investigateur et le promoteur de l'ensemble de leurs responsabilités et je conserve tous mes droits garantis par la loi.

<p>Personne donnant son consentement :</p> <p>NOM, Prénom :</p> <p>Date :</p> <p>Signature :</p>
<p>Investigatrice :</p> <p>NOM, Prénom : Dr Marine ALHAMMOUD</p> <p>☐ : 0675066037</p> <p>Date : 01/06/2017</p> <p>Signature : </p> <p>Docteur Marine ALHAMMOUD Médecin Générale DESC Médecine du Sport 3479 / RPPS 10100206738</p>

*Ce document d'information et de consentement est établi en trois exemplaires originaux : **un exemplaire est remis à la personne**, un exemplaire est conservé 15 ans par l'investigatrice, le troisième est conservé par le promoteur.*

Consentement éclairé – Lettre d'information

Titre du Projet : Etude biomécanique et électromyographique de la fonction des muscles ischio-jambiers et quadriceps du skieur de haut niveau lors de la pratique sportive et au cours des tests isocinétiques.	
Protocole No:	
Investigatrice principale : Dr Marine ALHAMMOUD	Tel. PI: 0675066037
Co-Investigateurs: Dr Christophe HAUTIER Dr Baptiste MOREL Dr Sébastien RACINAIS	Tel. Co-PI: 04 72 43 28 48 06 31 75 70 97 06 71 39 22 98
Organisation: Laboratoire Interuniversitaire de Biologie de la Motricité (LIBM)	

1. Introduction

Nous vous invitons à participer à une étude visant à déterminer les caractéristiques musculaires durant un entraînement de ski de haut-niveau.

Cette étude concerne les skieurs alpins Hommes et Femmes (élite) participant à un entraînement de ski. L'objectif principal de ce projet est de réaliser des mesures électromyographiques lors d'entraînements sur piste afin d'évaluer la validité des tests isocinétiques actuels et de proposer de nouvelles modalités de tests spécifiques pour les athlètes de l'équipe de France. L'objectif secondaire est d'étudier l'influence de la fatigue musculaire sur le terrain et lors de tests isocinétiques pour identifier et prévenir les risques de blessure chez les skieurs en équipe de France.

Nous vous encourageons à discuter de votre participation à cette étude avec votre entraîneur et votre médecin d'équipe.

2. Vos droits

1. Votre participation à cette étude est entièrement volontaire.
2. Votre décision de participer ou de ne pas participer n'aura aucun effet sur les droits et les bénéfices que vous avez normalement.
3. Vous pouvez décider de ne plus participer à l'étude à n'importe quel moment sans répercussions.
4. Si vous décidez de participer à l'étude on vous demandera de signer ce formulaire de consentement dont vous garderez une copie. Ce formulaire comprend les noms et numéros de téléphone des personnes que vous pouvez contacter.
5. On vous donnera des explications concernant votre participation à cette étude ainsi qu'une description des risques, inconforts ou bénéfices qui peuvent raisonnablement être anticipés.
6. Si vous participez à cette étude on vous fera parvenir toute information récoltée concernant votre santé et votre bien-être.
7. Les investigateurs/chercheurs peuvent décider d'interrompre votre participation à l'étude s'ils pensent que c'est dans votre intérêt médical.

8. Votre identité, vos informations médicales et vos données scientifiques seront sauvegardées de façon confidentielle, sauf si requises en matière légale.
9. Vous êtes libre de poser autant de questions que vous voulez à propos de l'étude.

3. But de l'étude

- Cette étude constitue un projet de recherche scientifique (commanditaire: LIBM / FFS)
- L'étude aura lieu lors des entraînements de ski en hémisphère Sud en septembre 2016 et août 2017.
- Nombre de participants : ouvert à ceux et celles participant aux épreuves énumérées ci-dessous.

4. Procédures

- Procédures et mesures :
 - Les skieurs Hommes et Femmes (élite) participant à l'entraînement habituel de ski alpin auront un équipement composé de petits capteurs EMG sur les muscles de la cuisse et 2 goniomètres (hanche et genou) (temps de préparation de 10min environ).
 - Les électrodes enregistreront le signal électromyographique de plusieurs muscles de la cuisse et l'enverront en bluetooth au boîtier enregistreur porté au niveau de l'abdomen sous la combinaison de ski. Les données enregistrées par les électrodes seront téléchargées après l'épreuve.
 - Test isocinétique habituel pour le suivi de l'entraînement / des blessures
- Nombre de fois : une par épreuve (DH SG GS SL), deux tests isocinétiques
- Durée de la participation : durée des entraînements de ski alpin en hémisphère sud.
- Durée de l'étude : 3 semaines.

5. Risques possibles

- Veuillez, s'il vous plaît, indiquer aux investigateurs tous les médicaments que vous prenez, qu'ils soient sur ou sans prescription médicale, et les compléments alimentaires.
- Durant votre participation à cette étude, vous ne devrez pas participer à d'autres études sans l'approbation de chaque investigateur principal. Si vous souhaitez participer à une autre étude, veuillez indiquer la nature du projet afin que les investigateurs puissent déterminer si ceci constitue un critère d'exclusion de l'étude.
- Durant toute étude certains risques ne peuvent être anticipés, aussi les chercheurs peuvent choisir d'interrompre votre participation afin de préserver votre bien-être.
- Des soins d'urgence vous seront donnés si vous êtes directement blessé ou malade à cause de votre participation à cette étude.
- Les risques liés au port des électrodes EMG sont minimales car celles-ci pèsent 14 g et ont une taille standard 37*26*15mm. L'électrode EMG est une électrode de surface collée à l'aide d'un scotch double face sur la peau sans influencer la fonction corporelle. Aucun effet secondaire n'a été rapporté par des athlètes utilisant ces électrodes. Une bande de taping pourra être utilisée pour recouvrir les électrodes afin d'éviter le glissement sous la combinaison de ski.
- Pour plus d'informations concernant vos droits ou pour déposer des commentaires ou des plaintes, vous pouvez contacter l'investigatrice principale par téléphone au **0675066037** ou par courriel à marinealhammoud@hotmail.com.

6. Bénéfices

Cette étude n'est pas prévue pour donner un bénéfice direct aux participants. Par contre, votre participation nous donnera des informations qui vous seront bénéfiques ainsi qu'à d'autres qui participeront à des épreuves semblables dans le futur, car ces informations nous permettront de décrire le niveau de contraction musculaire et de fatigue que vous atteignez durant une course de ski de niveau élite et lors de tests isocinétiques.

7. Coûts

Coûts couverts par le commanditaire : N/A ; Coûts couverts par le participant : N/A ; Délai de paiement : N/A

8. Qui contacter

Si vous avez des questions ou des problèmes, merci de contacter :

- Investigatrice : Dr. Marine ALHAMMOUD Contact : 0675066037.

CONFIDENTIALITÉ

Aucune information personnelle ne sera partagée sans votre consentement écrit. Vos informations seront partagées seulement dans un cadre légal si la loi le requiert.

Tout effort sera fait afin de garder vos informations personnelles confidentielles, mais ceci ne peut être totalement garanti. Ceci inclut vos informations médicales et les données de l'étude ainsi que le formulaire de consentement que vous signez. Les données de l'étude peuvent être examinées par le comité d'éthique ou d'autres agences gouvernementales pour vérifier que les règles de l'étude ont été bien suivies.

FORMULAIRE DE CONSENTEMENT

Déclaration du Participant

Documentation de Permission

Investigatrice principale

En tant que représentante de cette étude, j'ai expliqué le but, les méthodes, les bénéfices possibles et les risques associés à l'étude. A toutes les questions posées il a été répondu à la satisfaction de l'individu.

Signature de la personne obtenant le consentement

Date de la
signature

Participant de l'étude

Je, soussigné(e), reconnais avoir été informé(e) du but, des méthodes, des bénéfices et des risques possibles associés à l'étude et avoir reçu une copie du formulaire de consentement. J'ai pu poser des questions avant de signer le formulaire et on m'a informé(e) que je pourrai poser des questions à n'importe quel moment. J'accepte de façon volontaire de participer à cette étude. Je suis libre de me retirer de l'étude à tout moment sans préavis ou justification. Si je mets fin à ma participation, ceci n'affectera pas les bénéfices auxquels j'ai normalement droit. J'accepte de coopérer avec les chercheurs d'IBM et de les prévenir immédiatement si je ressens des symptômes anormaux ou imprévus.

Signature du participant

Date de la
signature

Signature d'un témoin/des deux parents si mineur

Date de la
signature

ANNEXE 2 : Autres publications

Article original

Racinais Sébastien, Nadia Gaoua, Khoulood Mtibaa, Rodney Whiteley, Christophe Hautier et Marine Alhammoud. 2017. « Effect of Cold on Proprioception and Cognitive Function in Elite Alpine Skiers ». *International Journal of Sports Physiology and Performance* 12 (1): 69-74. <https://doi.org/10.1123/ijsp.2016-0002>

Chapitres de livre et résumés de conférences publiés

Racinais S et Alhammoud M. 2019 « L'ultra-endurance en conditions chaudes et humides: thermorégulation, performance et santé ». In: *L'ultra-endurance de la physiologie à la pathologie*. Eds: Herisson C, Perrey S, Julia M, Dupeyron A, Daviet JC. Sauramps Médical, pp 49-57

Alhammoud M, Morel B, Mecca R, Naël E, Rousseaux-Blanchi MP, et Hautier C. 2018. « Impact of discipline and gender on hamstring and quadriceps strength in elite alpine skiers ». *Med Sci Sports Exerc.* 50(5S):832.

Racinais S, Alhammoud M, Morel B, Sevrez V, et Hautier C. 2015. Effect of altitude on muscle torque and proprioception in elite alpine skiers. *Med Sci Sports Exerc.* 47(5S):605.

Actes de congrès

Alhammoud M, Chastan D, et Racinais S. 2018. Thermoregulatory responses in elite alpine skiers. *23rd Annual Congress of the European College of Sport Sciences (ECSS)*. 4-7th July 2018, Dublin (Ireland).

Alhammoud M, Morel B, Mecca R, Naël E, Rousseaux-Blanchi MP, et Hautier C. 2018. Impact of discipline and gender on hamstring and quadriceps strength in elite alpine skiers. *65th Congress of the American College of Sports Medicine (ACSM)*. May 29-June 2 2018, Minneapolis (Minnesota, USA).

Alhammoud M, Gaoua N, Mtibaa K, Whiteley R, Cabaret N, Trameau T, Hautier C, et Racinais S. 2015. Effect of cold on proprioception and cognitive function in elite alpine skiers. *3rd LSBU Sports Conference*, 29th October 2015, London (UK).

Effect of Cold on Proprioception and Cognitive Function in Elite Alpine Skiers

Sebastien Racinais, Nadia Gaoua, Khoulood Mtibaa, Rodney Whiteley, Christophe Hautier, and Marine Alhammoud

Purpose: To determine the effect of cold ambient conditions on proprioception and cognitive function in elite alpine skiers. **Methods:** 22 high-level alpine skiers and 14 control participants performed a proprioceptive-acuity (active movement-extent discrimination) and a cognitive (planning task) test in cold (8°C) and temperate (24°C) ambient conditions. **Results:** All participants displayed an increase in thermal discomfort and the amount of negative affects in the cold environment (all $P < .05$). Average proprioceptive acuity was significantly better in the elite skiers ($0.46^\circ \pm 0.12^\circ$) than in the control group ($0.55^\circ \pm 0.12^\circ$) ($P < .05$) and was not affected by cold ambient conditions, except for a shift in the pattern of error (over- vs underestimation, $P < .05$). Cognitive performance was similar between elite skiers and control participants in temperate environments but decreased in the cold in the control group only ($P < .05$) becoming lower than in elite skiers ($P < .05$). **Conclusion:** Elite alpine skiers showed a significantly better proprioceptive acuity than a control population and were able to maintain their performance during a cognitive task in a cold environment.

Keywords: temperature, AMEDA, ski, exercise, environment

Winter-sport athletes, as well as many other outdoor athletes, are routinely exposed to cold during both training and competition. Whereas recreational alpine skiers wear well-insulated garments, competitive alpine skiers wear thin permeable racing suits. Elite alpine skiers are therefore exposed to cold on the chairlift or while waiting for the race start (ie, skiers remove additional garments approximately 10 min before the start), with ambient temperatures during winter Olympics ranging from -5°C to $+8^\circ\text{C}$ ¹ and even lower in many ski races. The risk of hypothermia and/or frostbite at these temperatures is generally considered minimal for most trained athletes due to high metabolic rates (eg, cross-country skiing) or brief exposure duration (eg, alpine skiing).¹ However, alpine skiing requires a variety of complex motor abilities including agility, coordination, and proprioception² for which the effects of racing or waiting in a cold environment are not known.

In cold environments, an increase in shivering and muscle coactivation and a decrease in muscle-contraction velocity, nerve-conduction velocity and stretch-reflex response³ are likely to affect fine motor control, postural control, balance, and proprioception.⁴ Of note, the effect of cold exposure on postural sway remained the same before or after cold habituation,⁴ suggesting that winter-sport athlete are not exempt from such alterations. Proprioception has been shown to be a key component of performance² but also injury risk.⁵ Proprioception corresponds to the ability to determine and coordinate body-segment positions and movements in space.⁶

It depends on neural pathways and cognitive programming,⁷ both being potentially affected by cold environmental temperatures.^{3,8}

To date, several studies have investigated the effect of therapeutic cryotherapy (ie, localized cooling) on various balance and proprioception tests, but those studies have reported conflicting results⁹ depending on the cooling methods and exposed area. For example, the Star Excursion Balance Test is impaired when cooling the entire leg (ie, from the foot up to the hip) but not when cooling only the ankle or the lower leg.¹⁰ The effect of cold ambient conditions on winter-sport athletes remains to be investigated during whole-body cold exposure rather than during or after localized segmental cooling. In addition, even if cold acclimatization is minimal in humans,¹ repeated cold exposures induce psychological adaptations such as an increase in thermal comfort,¹¹ and elite alpine skiers might therefore display different responses than the general population.

The aim of this study was to determine the effect of cold ambient conditions on proprioception and cognitive function in elite alpine skiers. We hypothesized that cold exposure would alter both active movement-based proprioception and cognitive function.

Methods

Participants

Twenty-two high-level alpine skiers (179 ± 4 cm, 83 ± 6 kg, 26 ± 4 y) and 14 control participants (178 ± 5 cm, 78 ± 5 kg, 33 ± 6 y) participated in this study after providing their written informed consent. The skiers were white men, part of the French Alpine national ski team (6 Europa Cup skiers and 16 World Cup skiers, including several Olympic medalists and world champions) and were accustomed to training and competing in cold environments for approximately 200 d/y for several years. The control participants were white male recreational athletes (competitor or fitness instructor, with a ski level ranging from beginner to intermediate) who were living and training in a warm environment (ie, Middle East).

Racinais and Whiteley are with Aspetar Orthopaedic and Sports Medicine Hospital, Doha, Qatar. Gaoua is with School of Applied Science, London South Bank University, London, UK. Mtibaa and Hautier are with the Center of Research and Innovation on Sport, University of Lyon 1, Villeurbanne, France. Alhammoud is with the French Ski Federation, Annecy, France. Address author correspondence to Sebastien Racinais at sebastien.racinais@aspetar.com.

No participants were under medication except 1 of the skiers taking NSAIDs. The protocol conformed to the recommendations of the Declaration of Helsinki. The project was approved by the Aspetar scientific committee (approval number CMO/000058/fj) and the ADL-Q ethics committee (approval number E2014000011).

General Procedure

After a familiarization session, the participants underwent 2 additional experimental sessions in thermoneutral (Control, CON, 24°C) and cold (COLD, 8°C) environments, in a counterbalanced order, wearing shorts and T-shirts in the 2 sessions. Each of the experimental sessions included a rest period (10 min) followed by a proprioception test (~10 min) and a cognitive test (~10 min), in randomized order between participants.

Physiological and Subjective Responses

Environmental temperature was maintained constant inside an environmental chamber (Tesco, Warminster, PA, USA). Skin temperatures were recorded over the chest (under the T-shirt), hand, and calf (above the ski boot) using skin thermistors (precision 0.1°C, range -1.0°C to +50.0°C, DM 852, Ellab, Denmark) to calculate the mean skin temperature based on the Burton¹² formula as 0.5 chest + 0.14 hand + 0.36 calf temperatures. Due to ski-boots tightness, no temperature sensors were placed at the ankle level to avoid affecting the proprioception test.

Measures for thermal sensation and thermal discomfort were recorded at the beginning and end of the test using visual analogue scales ranging from very cold to very hot (blue to red scale) and from very comfortable to very uncomfortable (white to black graduation scale), respectively. Corresponding scores ranging from 0 (very cold/very comfortable) to 20 (very hot/very uncomfortable) were on the reverse side of both scales and visible only to the researcher.

Before starting the cognitive assessment the subjects completed the Positive and Negative Affect Schedule (PANAS).¹³ The PANAS is a 20-item self-report psychometric scale developed to measure the largely independent constructs of positive and negative affects as both states and traits.¹³ PANAS has a high internal consistency and displays good test-retest reliability across different time frames, as well as good external validity for general psychological stress and depressed affect.¹³ High negative affect reflects subjective distress and unpleasurable engagement, and low negative affect, the absence of these feelings. By contrast, positive affect represents the extent to which an individual experiences pleasurable engagement with the environment. The positive- and negative-affect scores were computed and the negative:positive affect ratio was calculated.

Proprioception Test

Proprioceptive acuity was assessed as the ability to discriminate between movements using an Active Movement Extent Discrimination Apparatus (AMEDA, Figure 1).¹⁴ Participants were wearing ski boots fixed to ski bindings. The left binding was attached to a fixed support and the right binding was attached to a mobile support. The mobile support could freely move until a fixed stop set at 5 different eversion angles (10.5°, 11.2°, 11.9°, 12.6°, and 13.3°) in a random order. Participants had to actively evert the foot and recognize the angle allowed by pressing a keypad numbered from 1 to 5. After 3 practice trials at each angle, participants underwent

a total of 50 trials (10 at each angle, random order). Participants were facing a white wall and could not see the apparatus. High intraclass correlation coefficients (ICCs), of .85 and .89,¹⁵ have been previously reported for such active movement-discrimination procedures.¹⁶ The average absolute error was computed in degrees. The numbers of overestimations (ie, an estimated eversion deeper than the real one) and underestimations (ie, an estimated eversion smaller than the real one) were also recorded.

Cognitive Evaluation

Participants were seated in an upright position in front of a desk and performed a planning task (OTS: One Touch Stockings of Cambridge) using Cantab software (CANTABclipse, Cambridge

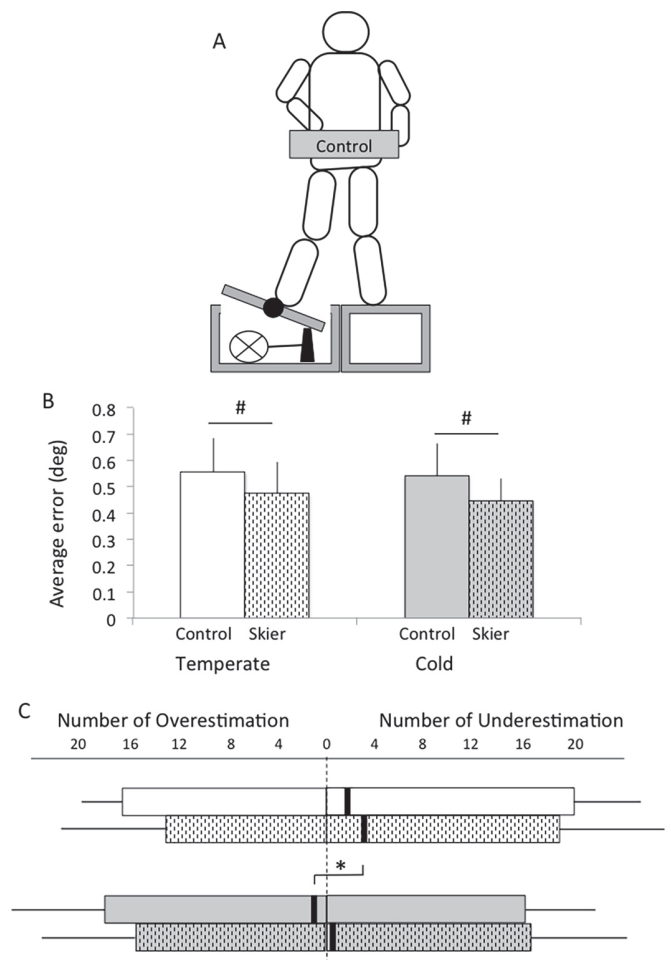


Figure 1 — Proprioceptive acuity estimated by the Active Movement Extent Discrimination Apparatus (AMEDA). Participants were equipped with ski boots fixed to ski bindings. (A) The right binding was attached to a mobile support moving freely until a fixed stop randomly set at 5 different eversion angles by an engine. (B) The average absolute error and (C) the numbers of overestimation (ie, an estimated eversion deeper than the real one) and underestimation (ie, an estimated eversion smaller than the real one) were computed from 50 trials in cold (8°C, gray bars) and temperate (24°C, white bars) environments in elite skiers (dashed bars) and control participants (plain bars), mean \pm SD. #Difference between groups, *difference between condition, $P < .05$.

Cognition, Cambridge, UK) and hardware (tactile screen). Participants were shown 2 horizontal displays containing 3 colored balls. The displays were presented in such a way that they could be perceived as stacks of colored balls held in stockings suspended from a beam. Participants were required to mentally solve the minimum number of moves required to reproduce on the lower display the same pattern as on the upper display. Participants were then required to indicate the correct solution at the bottom of the screen by selecting a number from 1 to 7. In case of error, the test continued until finding the correct response. Participants were instructed to first prioritize the accuracy of the response and second to respond as quickly as possible as soon as they knew the answer. The outcome measure was the number of problems solved on the first choice (ie, accuracy), the latency to first response, and the latency to correct response. Measures were analyzed for 2 different levels of complexity requiring 4 (OTS-4) and 6 moves (OTS-6). Each measure was obtained by averaging the score obtained over 4 trials. This test depends on frontal-lobe functioning and is sensitive to the environmental conditions.¹⁷

Statistical Analysis

Data were coded in SPSS 20 (SPSS, Chicago, IL, US). Data were analyzed using a 2-way ANOVA with 2 groups (ski vs control, between subjects) \times 2 conditions (temperate vs cold, within subjects). Least-significant-difference (LSD) pairwise comparisons were used to compare the effect of condition at each time interval in case of significant condition \times task interaction. The level of statistical significance was set at $P < .05$. Effect sizes are described in terms of partial eta-squared (η^2 , with $\eta^2 \geq .06$ representing a moderate difference and $\eta^2 \geq .14$ a large difference).

Results

Physiological and Subjective Responses

Skin temperature and thermal sensation were lower and thermal discomfort was higher in cold than temperate ambient conditions (all $P < .001$, $\eta^2 > .57$; Table 1). In addition, the amount of negative affects ($P = .003$, $\eta^2 = .23$), but not positive affects ($P = .286$,

$\eta^2 = .03$), was higher in cold than temperate ambient conditions, leading to a higher negative:positive affects ratio in the cold ($P < .001$, $\eta^2 = .32$; Table 1).

Neither temperatures, thermal sensation, nor thermal discomfort were significantly different between groups or displayed an interaction effect (all $P > .116$, $\eta^2 < .05$; Table 1). The elite skiers participating in this study reported more pronounced positive ($P = .020$, $\eta^2 = .15$) and negative ($P = .049$, $\eta^2 = .11$) affects than the control group (Table 1). This overall effect was independent of the condition (both $P > .16$, $\eta^2 < .06$), and the ratio of negative to positive affects was identical between the groups ($P = .952$, $\eta^2 < .01$).

Proprioceptive Acuity

The pattern of response to the AMEDA test is displayed in Figure 1. The average error was significantly lower in the elite skiers than in the control group ($P = .010$, $\eta^2 = .18$; Figure 1) but was not different in cold and temperate ambient conditions ($P = .31$, $\eta^2 = .03$). However, whereas the errors were predominantly due to underestimation in temperate ambient conditions, this pattern changed in cold ambient conditions ($P = .010$, $\eta^2 = .18$; Figure 1).

Cognitive Evaluation

There was a significant interaction effect between group and condition for both the simple (OTS-4; $P = .017$, $\eta^2 = .16$) and the complex (OTS-6; $P = .007$, $\eta^2 = .20$) cognitive task. Cognitive performances were similar between the elite skiers and the control population in the temperate environment (OTS-4 $P = .482$, OTS-6 $P = .727$). However, accuracy decreased with cold exposure in the control group only (OTS-4 $P = .026$, OTS-6 $P = .015$), becoming lower than in the elite skiers (OTS-4 $P = .003$, OTS-6 $P = .007$) (Figure 2).

Of note, the elite athletes participating to this study tend to take more time before answering than the control group (OTS-4 $P = .083$, $\eta^2 = .09$; OTS-6 $P = .056$, $\eta^2 \geq .11$). This difference became significant when performing the complex task (OTS-6) in the cold environment, where, in parallel with better accuracy, the skiers took significantly more time before answering ($P = .046$) and before finding the correct answer ($P = .013$) than the control participants (Figure 3).

Table 1 Physiological and Subjective Responses to Cold Exposure

	Temperate		Cold		Effect of cold exposure
	Control	Ski	Control	Ski	
Mean skin temperature (°C)	30.3 \pm 0.9	31.2 \pm 0.9	24.3 \pm 1.4	27.1 \pm 1.0	$P < .001$
Subjective scales (/20)					
sensation	9.9 \pm 1.5	10.4 \pm 1.4	4.3 \pm 1.7	4.1 \pm 1.0	$P < .001$
discomfort	5.4 \pm 4.0	7.1 \pm 3.6	14.1 \pm 2.9	14.5 \pm 1.7	$P < .001$
Affects (arbitrary units)					
positive	30.9 \pm 6.7	34.0 \pm 4.6	28.6 \pm 7.7	34.4 \pm 5.4	$P = .286$
negative	11.4 \pm 1.6	14.3 \pm 4.5	14.3 \pm 3.2	16.5 \pm 5.6	$P = .003$
ratio (%)	38.3 \pm 8.2	42.3 \pm 12.9	54.1 \pm 20.6	49.5 \pm 19.7	$P < .001$

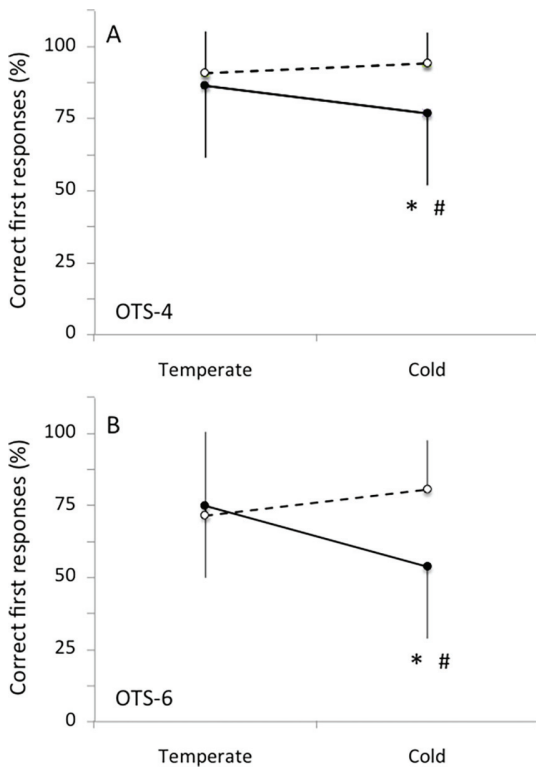


Figure 2 — Cognitive performance. Percentage of successful trials on the first attempt over a total of 4 trials for a planning task requiring 4 (OTS-4) or 6 (OTS-6) movements in cold (8°C) and temperate (24°C) environments in elite skiers (dashed bars) and control participants (plain bars), mean ± SD. #Difference between groups, *difference between condition, $P < .05$.

Discussion

The aim of this study was to determine the effect of cold ambient conditions on proprioception and cognitive function in elite alpine skiers. Our data showed that elite skiers had significantly better active proprioceptive acuity than control participants, the pattern of error during the AMEDA test was different in cold and temperate ambient conditions but the average error remained similar, and a cold environment impaired accuracy during a cognitive task in the control participants but not in the elite skiers. These data partly validate the original hypothesis that active movement-based proprioception and cognitive function would be impaired in a cold environment. However, the impairment in proprioceptive acuity does not affect the average error, and elite skiers were able to maintain their level of accuracy during the cognitive task in cold ambient conditions.

Better Proprioceptive Acuity Displayed by Elite Skiers

There is an equipoise in the literature regarding the effect of exercise training on proprioception.¹⁸ Some studies have reported an improvement in knee proprioception after training,^{19–21} but sometimes without concomitant improvement in the foot/ankle complex.²¹ Moreover, there was no improvement in ankle-position sense after 5 months of ballet training.²² Proprioception scores for the ankle, knee, shoulder, spine, or fingers have been shown to be associated with performance level achieved but did not correlate with the number of years of sport-specific training.²³ The only study investigating ski expertise reported that skiers of national level had postural control similar to that of skiers of regional level with ski boots but displayed an impaired postural stability without ski boots, speculatively in relation with a long-term effect of repeatedly wearing ski boots.²⁴ The current data add to the debate that elite skiers have better active proprioceptive acuity than the general population during an eversion task reproducing their sporting activity with ski boots (Figure 1).

This better proprioceptive acuity is only 1 of the aspects characterizing elite alpine skiers, and the current results do not allow us to discriminate whether elite skiers acquired this better proprioception through their training or have inherently better proprioception as part of the skills that led them to reach this level of ski expertise. Given that skiing is performed in a cold environment, we hypothesized that, irrespective of being acquired or inherent, the better proprioception of the elite skiers would be more marked in a cold environment. The various methodology and cold treatment (mostly localized cryotherapy) used in the literature failed to unequivocally characterize the effect of cold on proprioception.⁹ The current study does not allow conclusions on the effect of a localized aggressive cooling on proprioception, but our data suggest that the average active proprioceptive acuity is not different in cold and temperate environments, even when using a test sensitive enough to differentiate ski expertise. Of note, despite similar average proprioceptive-acuity errors in cold and temperate environments, cold exposure modified the pattern of error (Figure 1). Speculatively, we could suggest that this may be a flawed response likely to modify the perception of the skier and therefore the required accurate ski placement to safely execute turning and other skiing maneuvers. In any case, the effects of cold ambient conditions on the proprioception test were similar for the skiers and the control participants, supporting previous data showing that the effect of cold exposure on postural sway remained the same before or after cold habituation.⁴

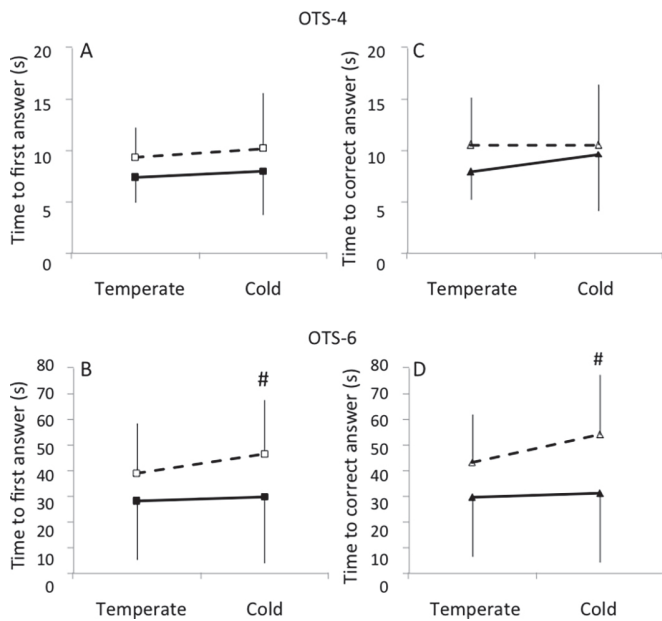


Figure 3 — Response times during cognitive testing. Time to (A, B) first and (C, D) correct answer for a planning task requiring 4 (OTS-4; A, C) or 6 (OTS-6; B, D) movements in cold (8°C) and temperate (24°C) environments in elite skiers (dashed bars) and control participants (plain bars), mean ± SD. #Difference between groups, $P < .05$.

Cognitive Function Affected by Cold Exposure

The current data showed a decrease in cognitive performance (planning task) with cold exposure in the control group (Figure 2). This observation confirms that cold environmental temperatures can significantly affect cognitive performance⁸ including concentration, vigilance, memory, and reasoning.²⁵ Of note, whereas hot ambient conditions have previously been reported to impair complex (OTS-6) but not simple (OTS-4) planning tasks,²⁶ the impairment in cold ambient conditions observed in the current study was similar for both tasks. It has been suggested that these impairments in cognitive performance might be related to a decrease in available resources due to the distraction caused by cold discomfort that could consume central attention resources.²⁷ This mechanism is supported, at least for the control group, by the current data showing an increase in thermal discomfort with cold exposure (Table 1).

However, despite similar levels of discomfort, the elite skiers were able to maintain their cognitive function in the cold. Even if the current data failed to show significant differences in thermal sensation and discomfort responses between the control group and the elite skiers, previous studies showed that cold adaptation/habituation can improve thermal sensation and comfort.¹¹ In the absence of a “cold habituation” intervention, we can only speculate that their usual training in cold environments may have made it possible for elite skiers to maintain their attention focused on the task. This occurred at the expense of higher latency to response and a longer duration to find the correct answer during OTS-6 (Figure 3). In accordance with Mäkinen et al²⁸ and following arousal theory, the skiers became more aroused or engaged in performing the task given that they perceived the cold as a challenge and consequently devoted greater attention (and time) to completing the task. Conversely, the control group viewed it as too a stressful situation and could not, or did not want to, increase the time allocated to the task in the cold.

This model is supported by the PANAS results from the current experiment showing that skiers exhibited more intense positive and negative responses to the PANAS. This could be related to the fact that athletes exhibit higher emotional intelligence,²⁹ making them more aware of their own emotions. By better recognizing their positive and negative affects, skiers might be able to trigger the appropriate responses and coping strategies in difficult situations.³⁰

Perspectives

Proprioception has been recognized as an important factor for both injury risk⁵ and the recovery of athletic performance³¹ and is of particular importance in alpine skiing.² Consequently, it is now highly recommended to include a proprioceptive component in sports-medicine practice training as well as rehabilitation programs.¹⁸ To maximize the ecological validity of the proprioception testing, the participants of the current study were tested in a weight-bearing situation, wearing ski boots and actively moving the ski bindings at their own pace. Active movements made by the subject are discrete and self-initiated and result in a functional interaction with the environment. However, other environmental variables (eg, visibility, change in snow-surface conditions) remain to be investigated to characterize the environmental factors affecting injury risk and performance.

The current protocol included a passive cold exposure similar to the conditions and duration experienced by the skiers on the chairlift during training³² or before the start in competition. Indeed, skiers remove their pants and jacket approximately 10 minutes before the start of the race and wear only a thin 1-piece racing suit over

a single underlayer while standing in the cold. Racing suits must have a minimum permeability of $30 \text{ L} \cdot \text{m}^{-2} \cdot \text{s}^{-1}$ (alpine international ski-competition rules, version of July 2015) and therefore provide limited cold protection. In the current study, to allow for comparison with a control group, the skiers did not wear a racing suit and the temperature was therefore set at the high end of the ambient temperatures reported during winter Olympics (-5 to $+8^\circ\text{C}$).¹ Further studies are required to estimate the impact of colder environments.

Conclusion

The current data showed a significantly better proprioceptive acuity in elite alpine skiers than a control population. This difference remained across environmental conditions. Proprioception was not markedly altered in cold ambient conditions, other than a shift in the pattern of error. Moreover, despite more errors during the planning task performed in cold than temperate environments in the control group, elite alpine skiers were able to maintain their level of cognitive performance.

Practical Implications

- Elite skiers have better proprioceptive acuity of the ankle eversion in ski boots than a control population.
- Cognitive functions are altered in a cold environment in control participants but not in elite skiers.

Acknowledgment

The authors thank Nicolas Cabaret and Thibaut Trameau for their role in the study implementation. The authors thank Professor Gordon Waddington for his support with the proprioception assessment. The authors thank the skiers, the medical team, and the coaching team from the French Ski Federation for their effort. Funding for the conduct of this study was provided by Aspetar Orthopaedic and Sports Medicine Hospital. The funders had no role in study design, data collection and analysis, decision to publish, or preparation of the manuscript. The authors have no conflicts of interest that are directly relevant to the content of this manuscript.

References

1. Bergeron MF, Bahr R, Bärtsch P, et al. International Olympic Committee consensus statement on thermoregulatory and altitude challenges for high-level athletes. *Br J Sports Med*. 2012;46:770–779. [PubMed doi:10.1136/bjsports-2012-091296](#)
2. Malliou P, Amoutzas K, Theodosiou A, et al. Proprioceptive training for learning downhill skiing. *Percept Mot Skills*. 2004;99:149–154. [PubMed doi:10.2466/pms.99.1.149-154](#)
3. Racinais S, Oksa J. Temperature and neuromuscular function. *Scand J Med Sci Sports*. 2010;20(Suppl 3):1–18. [PubMed doi:10.1111/j.1600-0838.2010.01204.x](#)
4. Mäkinen TM, Rintamäki H, Korpelainen JT, et al. Postural sway during single and repeated cold exposures. *Aviat Space Environ Med*. 2005;76:947–953. [PubMed](#)
5. Lauersen JB, Bertelsen DM, Andersen LB. The effectiveness of exercise interventions to prevent sports injuries: a systematic review and meta-analysis of randomised controlled trials. *Br J Sports Med*. 2014;48:871–877. [PubMed doi:10.1136/bjsports-2013-092538](#)
6. Goble DJ. Proprioceptive acuity assessment via joint position matching: from basic science to general practice. *Phys Ther*. 2010;90:1176–1184. [PubMed doi:10.2522/ptj.20090399](#)

7. Lephart SM, Pincivero DM, Giraldo JL, et al. The role of proprioception in the management and rehabilitation of athletic injuries. *Am J Sports Med.* 1997;25:130–137. [PubMed doi:10.1177/036354659702500126](#)
8. Palinkas LA, Reed HL, Reedy KR, et al. Circannual pattern of hypothalamic-pituitary-thyroid (HPT) function and mood during extended Antarctic residence. *Psychoneuroendocrinology.* 2001;26:421–431. [PubMed doi:10.1016/S0306-4530\(00\)00064-0](#)
9. Furmanek MP, Słomka K, Juras G. The effects of cryotherapy on proprioception system. *BioMed Res Int.* 2014;2014:696397. [PubMed doi:10.1155/2014/696397](#)
10. Montgomery RE, Hartley GL, Tyler CJ, et al. Effect of segmental, localized lower limb cooling on dynamic balance. *Med Sci Sports Exerc.* 2015;47:66–73. [PubMed doi:10.1249/MSS.0000000000000379](#)
11. Young AJ. Homeostatic responses to prolonged cold exposure: human cold acclimatization. In: Fregly MJ, Blatters CM, eds., *Handbook of Physiology: Environmental Physiology.* New York: John Wiley & Sons; 1996:419–438.
12. Burton AC. The application of the theory of heat flow to the study of energy metabolism. *J Nutr.* 1934;7:497–533.
13. Watson D, Clark LA, Tellegen A. Development and validation of brief measures of positive and negative affect: the PANAS scales. *J Pers Soc Psychol.* 1988;54:1063–1070. [PubMed doi:10.1037/0022-3514.54.6.1063](#)
14. Waddington GS, Shepherd RB. Ankle injury in sports: role of motor control systems and implications for prevention and rehabilitation. *Phys Ther Rev.* 1996;1(2):79–87. [doi:10.1179/ptr.1996.1.2.79](#)
15. Fleiss JL. *The Design and Analysis of Clinical Experiments.* New York: Wiley-Interscience; 1986.
16. Han J, Waddington G, Anson J. A novel device for the measurement of functional finger pinch movement discrimination. *Appl Mech Mater.* 2011;66-68:620–625. [doi:10.4028/www.scientific.net/AMM.66-68.620](#)
17. Gaoua N, Grantham J, Massioui El F, et al. Cognitive decrements do not follow neuromuscular alterations during passive heat exposure. *Int J Hyperthermia.* 2011;27:10–19. [PubMed doi:10.3109/02656736.2010.519371](#)
18. Ashton-Miller JA, Wojtys EM, Huston LJ. Can proprioception really be improved by exercises? *Knee Surg.* 2001;9:128–36.
19. Daneshjoo A, Mokhtar AH, Rahnama N, et al. The effects of comprehensive warm-up programs on proprioception, static and dynamic balance on male soccer players. *PLoS One.* 2012;7:e51568. [PubMed doi:10.1371/journal.pone.0051568](#)
20. Waddington G, Seward H, Wrigley T, et al. Comparing wobble board and jump-landing training effects on knee and ankle movement discrimination. *J Sci Med Sport.* 2000;3:449–459. [PubMed doi:10.1016/S1440-2440\(00\)80010-9](#)
21. Xu D, Hong Y, Li J, et al. Effect of Tai Chi exercise on proprioception of ankle and knee joints in old people. *Br J Sports Med.* 2004;38:50–54. [PubMed doi:10.1136/bjism.2002.003335](#)
22. Schmitt H, Kuni B, Sabo D. Influence of professional dance training on peak torque and proprioception at the ankle. *Clin J Sport Med.* 2005;15:331–339. [PubMed doi:10.1097/01.jsm.0000181437.41268.56](#)
23. Han J, Waddington G, Anson J, et al. Level of competitive success achieved by elite athletes and multi-joint proprioceptive ability. *J Sci Med Sport.* 2015;18:77–81. [PubMed doi:10.1016/j.jsams.2013.11.013](#)
24. Noé F, Paillard T. Is postural control affected by expertise in alpine skiing? *Br J Sports Med.* 2005;39:835–837. [PubMed doi:10.1136/bjism.2005.018127](#)
25. Hoffman RG. Human psychological performance in cold environments. In: Pandolf KB, Burr RE, eds. *Textbook of Military Medicine. Medical Aspects of Harsh Environments.* Washington, DC: Office of the Surgeon General, Department of the Army; 2001:384–410.
26. Gaoua N, Racinais S, Grantham J, et al. Alterations in cognitive performance during passive hyperthermia are task dependent. *Int J Hyperthermia.* 2011;27:1–9. [PubMed doi:10.3109/02656736.2010.516305](#)
27. Davis FM, Baddeley AD, Hancock TR. Diver performance: the effect of cold. *Undersea Biomed Res.* 1975;2:195–213. [PubMed](#)
28. Mäkinen TM, Palinkas L, Reeves D, et al. Effect of repeated exposures to cold on cognitive performance in humans. *Physiol Behav.* 2006;87:166–176. [PubMed doi:10.1016/j.physbeh.2005.09.015](#)
29. Costarelli V, Stamou D. Emotional intelligence, body image and disordered eating attitudes in combat sport athletes. *J Exerc Sci Fit.* 2009;7:104–111. [doi:10.1016/S1728-869X\(09\)60013-7](#)
30. Scott VB, Robare RD, Raines DB, et al. Emotive writing moderates the relationship between mood awareness and athletic performance in collegiate tennis players. *N Am J Psychol.* 2003;5:311–324.
31. Katayama M, Higuchi H, Kimura M, et al. Proprioception and performance after anterior cruciate ligament rupture. *Int Orthop.* 2004;28:278–281 (SICOT). [PubMed doi:10.1007/s00264-004-0583-9](#)
32. Suzuki E, Ohya T, Ito R, et al. Physiological responses in Alpine skiers during on-snow training simulation in the cold. *Int J Sports Med.* 2014;35:392–398. [PubMed](#)

Pathologie locomotrice et médecine orthopédique

L'ULTRA-ENDURANCE de la physiologie à la pathologie

M. Julia
J.-C. Daviet
S. Perrey
A. Dupeyron
C. Hérisson



L'ULTRA-ENDURANCE EN CONDITIONS CHAUDES ET HUMIDES : THERMORÉGULATION, PERFORMANCE ET SANTÉ

PAR
S. RACINAIS¹, M. ALHAMMOUD²

La température corporelle a été identifiée comme un indicateur important de la santé depuis les premiers écrits médicaux et est toujours un des signes vitaux primaires mesurés. Malgré 2 000 ans d'écrits sur l'importance de la température, les coups de chaleurs à l'exercice sont responsables de plus de décès que n'importe quel autre désastre environnemental et sont la deuxième cause de mortalité en sport après les problèmes cardiaques.

La température corporelle varie entre ~36,5 et ~37,5 °C durant la journée. Lorsqu'il est exposé au froid ou à la chaleur, l'être humain maintient sa température (homéostasie) en adaptant son comportement (*par ex. exercice physique, habillement, abri*) ainsi que par un ensemble de réponses autonomiques (*par ex. sudation, vasodilatation/vasoconstriction*). Lors de l'exercice, les muscles produisent aussi une quantité importante de chaleur (l'énergie thermique libérée par la contraction musculaire est ~3x plus importante que la production d'énergie mécanique). La combinaison d'un exercice (augmentant la production de chaleur) avec l'exposition en un environnement chaud (limitant la dissipation de la chaleur produite) représente un stress thermique, cardiovasculaire et psychologique pour l'athlète d'ultra-endurance.

THERMORÉGULATION À L'EXERCICE *Les échanges de chaleurs*

Les échanges de chaleur entre le corps humain et l'environnement par radiation et convection peuvent être négatifs (perte de chaleur) ou positifs (gain de chaleur) selon les conditions environnementales. Lors de l'exercice en ambiance chaude, il n'est que peu ou pas possible de dissiper la chaleur produite de cette manière. Heureusement, l'homme (ainsi que les autres primates et les chevaux) a la capacité de suer de manière abondante. L'évaporation de la sueur est le

¹ Aspetar Orthopaedic and Sports Medicine Hospital - Athlete Health and Performance Research Centre - PO Box 29222 - Doha, Qatar

mécanisme principal d'élimination de la chaleur lors de l'exercice en ambiance chaude. C'est par contre l'évaporation (c'est-à-dire la transformation d'un liquide en un gaz) qui permet d'éliminer l'énergie thermique et le fait de suer sans évaporer n'offre pas cet avantage. Les environnements humides (de type tropical) qui limitent l'évaporation de la sueur représentent donc un stress plus important à l'exercice que les environnements secs (de type désertique). Différents index ont été créés pour prendre en compte la température et l'humidité, un des plus connus étant le WBGT (*Wet Bulb Globe Temperature*). Plusieurs fédérations internationales ont mis en place des règles limitant l'organisation de compétitions ou imposant des périodes de repos lorsque le WBGT atteint des valeurs élevées (par ex. 32 °C) [20]. Toutefois, il n'existe pas de consensus dans les épreuves d'ultra-endurance.

L'augmentation des températures corporelles

La température musculaire est d'environ ~34-35 °C au repos. Elle augmente rapidement lors de la contraction musculaire pour dépasser la température centrale (~37 °C) après quelques minutes d'exercice. La température musculaire va continuer à augmenter, entraînant une augmentation de la température centrale (tout en restant 0,65-0,95 °C supérieure à celle-ci). Si l'élimination de la chaleur (dépendant principalement de l'évaporation de la sueur) ne permet pas de compenser la production de chaleur (dépendant de l'intensité d'exercice), la température continue d'augmenter. Par contre, si l'élimination et la production de chaleur s'annulent, la température atteint un plateau et le stress est dit "compensable". Les températures atteintes à l'exercice dépendent de nombreux facteurs liés à l'environnement, à l'athlète et à l'intensité d'exercice. Des températures supérieures ont par exemple été rapportées lors des championnats du monde de cyclisme durant les contre-la-montre de moins d'une heure, mais à intensité très élevée (avec des valeurs jusqu'à 41,5 °C) par rapport aux courses sur route de plusieurs heures avec une intensité absolue moyenne plus faible [23]. Il en est de même en ultra-endurance où les meilleurs coureurs semblent avoir des augmentations de température plus importantes dues à une intensité d'exercice supérieure aux participants plus lents [1, 12]. Toutefois, les intensités absolues sont plus faibles que les épreuves plus courtes et les limites de l'ultra-endurance en conditions chaudes sont donc liées à la demande thermorégulatrice plutôt qu'à la température corporelle elle-même.

Le stress cardiovasculaire

La chaleur produite par le muscle doit être transportée au niveau de la peau pour être dissipée dans l'environnement. Ce transport se fait notamment par le flux sanguin et son efficacité dépend du gradient de température entre la peau et la température centrale. L'augmentation combinée des températures centrales et cutanées durant un exercice en ambiance chaude représente donc un stress cardiovasculaire [8], avec une augmentation significative de la fréquence cardiaque et une diminution du volume d'éjection systolique, de la pression artérielle et potentiellement du débit cardiaque [17]. Bien que la redistribution du flux sanguin soit l'hypothèse traditionnelle pour expliquer le stress cardiovasculaire lors de l'exercice prolongé en environnement chaud, il a également été suggéré que l'augmentation intrinsèque de la fréquence cardiaque en réponse à la chaleur

Sudation et déshydratation

L'augmentation du débit sudoral est indispensable à l'élimination de la chaleur. Si cette sueur n'est pas remplacée par un apport hydrique suffisant, cela va par contre entraîner une déshydratation progressive, amenant potentiellement à un état d'hypohydratation. L'hypohydratation est associée à une diminution du volume plasmatique et une augmentation de l'osmolarité plasmatique proportionnelles à la baisse du contenu du corps en eau [24]. L'hypohydratation diminue le remplissage cardiaque et perturbe la régulation de la pression artérielle [7, 27], et l'hyperosmolarité plasmatique entraîne une diminution du débit sudoral et donc de l'élimination de la chaleur [15]. Le stress cardiovasculaire et le stockage de chaleur sont donc amplifiés par l'hypohydratation, limitant par conséquent la capacité d'exercice en environnement chaud [9, 25, 26].

Etant donné les limites matérielles (c'est-à-dire difficulté de l'apport hydrique en courant) et physiologiques (c'est-à-dire assimilation gastrique) à maintenir son niveau d'hydratation en course, une déshydratation progressive va apparaître de manière normale au cours de l'exercice. Des pertes hydriques de ~2 % sont communément acceptées. Il est par contre nécessaire de débuter l'exercice correctement hydraté pour limiter l'ampleur et la durée de l'hypohydratation.

PERFORMANCE PHYSIQUE

Les exercices de courte durée

Une augmentation de la température corporelle présente certains avantages pour la performance, particulièrement pour les exercices explosifs tels que les sprints, les sauts ou les lancers. Ceci est d'ailleurs une des justifications de l'échauffement. Ce dernier permet des adaptations non-thermiques (notamment un préconditionnement musculaire, cardiaque et psychologique) ainsi qu'une augmentation de la température musculaire bénéfique à la performance [22]. Une augmentation de la température musculaire obtenue de manière passive (par ex. bains chauds) ou un environnement chaud sont également bénéfiques à la performance de courte durée. Ces bénéfices s'estompent toutefois avec la durée de l'exercice. L'augmentation initiale de température musculaire peut même devenir un facteur négatif si elle diminue les capacités de stockage de chaleur avant un exercice prolongé en environnement chaud. Les effets d'un environnement chaud sur la performance physique sont donc dépendants de la durée d'exercice, et des températures ambiantes élevées peuvent améliorer la vitesse de sprint mais limiter la vitesse de course sur des exercices de moyenne durée, et largement diminuer celle-ci lors d'exercice prolongé [10].

Les exercices de longue durée

Le stress cardiovasculaire décrit ci-dessus est associé à une diminution de la consommation maximale d'oxygène (VO_{2max}) [19]. Il est important de souligner ici que la baisse d'intensité absolue (c'est-à-dire vitesse ou puissance) lors de l'exercice en environnement chaud par rapport à un exercice en environnement neutre est une baisse progressive qui est concomitante à la baisse de VO_{2max} . Cela veut donc dire qu'un athlète maintient une intensité relative (c'est-à-dire fréquence cardiaque et pourcentage de VO_{2max}) musculaire dans des

environnements chauds ou tempérés. Les performances inférieures rapportées lors d'exercices de longue durée en environnement chaud sont donc à relier au stress cardiovasculaire découlant des besoins thermorégulateurs.

A haut niveau, la baisse de performance en marathon est d'environ 3 % en environnement chaud par rapport à un environnement tempéré [10], mais les coureurs les plus lents sont plus affectés [5], probablement en raison du micro-climat généré par la masse des coureurs durant ces épreuves de masses avec plusieurs milliers de participants en milieu urbain [4]. Toutefois, ceci ne devrait pas être le cas lors des courses d'ultra-endurance où les participants sont plus espacés.

Les exercices d'ultra-endurance

C'est en 1986 que fut organisée la première édition de la *Pierra-Menta* et du *Marathon des Sables*, deux courses aujourd'hui mondialement connues, l'une disputée en ambiance froide et l'autre chaude. Mais c'est surtout au cours de ces 15-20 dernières années que les courses d'ultra-endurance sont devenues des épreuves de masse avec un nombre de coureurs au départ et à l'arrivée en constante augmentation. La plupart de ces événements sont courus sur des terrains variés et montagneux présentant potentiellement une variété de conditions environnementales avec des moments d'exposition au froid et au chaud au sein d'une même épreuve. La *Western States Endurance Run* est par exemple une course de 161 km durant laquelle les coureurs sont exposés à des changements de température de -30 °C. Il est remarquable que même dans ces conditions, les températures supérieures observées en 2006 (7-38 °C) par rapport à 2007 (2-30 °C) étaient associées à une vitesse de course inférieure chez 50 coureurs avant fini les deux éditions (9 :23 vs. 8 :42 min/km) [16]. Les auteurs notent toutefois que les épreuves d'ultra-endurance diffèrent des courses sur route traditionnelles en raison du déroulement nocturne d'une partie de la course, avec une vitesse limitée par les conditions de visibilité plutôt que par des températures nocturnes plus fraîches que la journée, notamment chez les coureurs les plus lents.

PHYSIOPATHOLOGIE ET TRAITEMENT

Les crampes musculaires

La plupart des crampes musculaires sont dues à la fatigue musculaire, indépendamment de la chaleur ou de la déshydratation. Certains athlètes sont cependant sujets à des crampes induites par les pertes hydriques et en sel minéraux. La première réponse devrait inclure un étirement passif modéré accompagné d'une réhydratation orale (avec des capsules de sel et de la nourriture salée). En l'absence d'amélioration d'ici 20 min, la deuxième réponse inclut une réhydratation par voie intraveineuse. Il est par contre nécessaire de toujours vérifier le contenu sanguin en sodium avant de forcer la réhydratation pour éviter l'hyponatrémie.

Les syncopes

Les pertes de connaissances apparaissent généralement chez des athlètes incapables de rester debout ou de marcher au moment où ils arrêtent un exercice épuisant. Les contractions musculaires qui assistaient le retour veineux s'arrêtent soudainement, un large volume sanguin est redistribué dans les territoires périphériques et ne participe plus à la circulation centrale. Un athlète avec des étourdissements devrait être positionné avec les jambes surélevées. Les signes vitaux, la température rectale et le sodium sanguin devraient être mesurés pour guider le traitement (c'est-à-dire hydratation orale ou perfusion). Une perte de connaissance pendant l'épreuve est le signe grave d'un problème spécifique tel que le coup de chaleur.

Le coup de chaleur

Les deux critères diagnostiques du coup de chaleur sont une température rectale de 40,5 °C et des troubles du système nerveux central tel que perte de connaissance, confusion, comportement irrationnel et/ou agressif, hystérie, perte d'orientation ou coma. Les autres signes et symptômes peuvent inclure une température cutanée élevée, une déshydratation importante, tachycardie, hyperventilation, hypotension, vomissement et diarrhée.

Le traitement vise à refroidir l'athlète le plus rapidement possible, généralement par immersion dans l'eau froide. L'objectif est de ramener la température en dessous de 38,9 °C en moins de 30 min. L'eau devrait être à 5-15 °C et continuellement circulée ou remuée. L'athlète est sorti du bain lorsque sa température atteint 39,2 °C car sa température va continuer à descendre par la suite (retour veineux du sang froid situé au niveau de la peau). Il peut être nécessaire de réchauffer l'athlète si sa température chute en dessous de 35 °C.

La déshydratation

Comme indiqué ci-dessus, les intensités absolues de course en ultra-endurance entraînent généralement un stress thermique compensable, c'est-à-dire que la température corporelle atteint un plateau. Toutefois, maintenir ce plateau nécessite de maintenir une sudation importante durant plusieurs heures/jour. Ceci peut entraîner une déshydratation importante. Plusieurs études ont notamment suggéré que les coureurs abandonnant une course d'ultra-endurance de ~160 km avaient moins bu que les coureurs finissant l'épreuve, notamment lors des premiers kilomètres [6, 28]. Il a par contre également été rapporté pendant des trails courts que les coureurs les plus lents tendent à se surhydrater par crainte de la déshydratation alors que les coureurs les plus rapides ressentent des niveaux de déshydratation plus importants [1, 12]. En moyenne, des consommations hydriques de 0,93 L/h ont été rapportées durant le *Badwater ultramarathon* (217 km, 10-47 °C) [2]. Ces consommations restent dans la limite théorique des capacités de filtration du système digestif (~1,2 L/h) mais ressentent tout de même des quantités extrêmement importantes de fluide (34 ± 13 L) augmentant le risque d'hyponatrémie.

L'hyponatrémie

L'hyponatrémie correspond à une chute des concentrations sanguines en sodium en dessous de la normale (c'est-à-dire 135-145 mEq/L) due à une absorption trop importante de fluide hypotonique (c'est-à-dire une absorption de fluide plus importante que les pertes sudorales et urinaires). C'est une condition rare mais très dangereuse. Elle s'observe généralement chez les athlètes relativement lents dans les courses d'endurance (par ex. marathon > 4 heures), gagnant parfois du poids durant la course. Les femmes et les personnes avec un indice de masse corporelle faible semblent également présenter un risque supérieur. Comme indiqué ci-dessus, il est donc recommandé d'accepter une déshydratation progressive de ~2 % en fin d'épreuve.

Le diagnostic est basé sur les concentrations en sodium du plasma ou du sérum. Des valeurs de 130-135 mEq/L représentent une légère hyponatrémie, 125-129 mEq/L une hyponatrémie modérée et < 125 mEq/L une hyponatrémie sévère. Les symptômes cliniques apparaissent généralement < 130 mEq/L alors qu'un taux < 120 mEq/L entraîne le coma. Les symptômes peuvent inclure une altération de l'état mental, nausées, vomissements, maux de tête, vertiges, spasmes musculaires, somnolence, fourmillements, encéphalopathie, désorientation, confusion, perte de coordination, comportement combatif, épuisement physique, faiblesse musculaire, arrêt cardiaque et/ou respiratoire, œdème pulmonaire ou cérébral. Etant donné que ces symptômes sont similaires au coup de chaleur, il est important de mesurer le sodium sanguin.

Le taux d'hyponatrémie en ultra-endurance semble très différent selon les études. Glace *et al.* [6] ont rapporté un seul coureur < 135 mEq/L parmi les 21 échantillons obtenus (133 mEq/L, avec vomissement et confusion). A l'opposé, d'autres études ont rapporté des concentrations en sodium < 135 mEq/L pour 30 à 50 % des coureurs, mais ce sans aucun signe clinique [11, 13]. Lebus *et al.* [13] ont même observé des concentrations < 130 mEq/L chez 12 % des coureurs, sans toutefois nécessiter de traitement médical.

Le traitement dépend de la sévérité des symptômes. Des snacks salés peuvent suffire pour une légère hyponatrémie, mais l'administration d'une solution saline à 3 % par voie intraveineuse suivie d'un transport à l'hôpital est nécessaire pour les cas plus sévères. A noter que les solutions hypertoniques devraient être arrêtées lorsque le sodium sanguin est remonté à 128-130 mEq/L.

ENTRAÎNEMENT ET PRÉPARATION SPÉCIFIQUE

Comment se préparer ?

La meilleure manière de se préparer pour une épreuve en conditions de chaleur est de s'acclimater (s'entraîner) à la chaleur [20]. Une préparation optimale devrait inclure 14 jours d'entraînement régulier à la chaleur (60-90 min par jour) mais, en fonction des disponibilités de chacun, 7 à 10 jours permettent déjà d'obtenir la plupart des adaptations nécessaires. Il est important d'augmenter les températures centrales et cutanées, ainsi que d'avoir une sudation importante durant l'entraînement pour induire les adaptations physiologiques nécessaires. *Celles-ci incluent une augmentation de la*

augmentation importante de la performance physique en environnement chaud. L'acclimatation réduit aussi les risques de coup de chaleur. Il est donc important de considérer l'acclimatation à la chaleur comme une priorité avant toute épreuve incluant potentiellement une partie en environnement chaud. En effet, même si une autre partie de l'épreuve n'est pas en environnement chaud, l'acclimatation n'est pas déléteraire et peut même bénéficier à la performance en général [14, 21].

Comment se préparer si on ne peut pas s'entraîner à la chaleur ?

S'il n'est pas possible de s'entraîner à la chaleur naturelle, il est possible de simuler la chaleur pendant des entraînements en intérieur (*par ex. radiateurs et tapis roulant*) ou même d'exposer le corps au chaud avant ou après l'entraînement (*par ex. bains chauds ou sauna*). Le principe physiologique reste le même : il faut augmenter les températures centrales et cutanées ainsi que le débit sudoral pendant 60-90 min/jours durant 1 à 2 semaines. La température des bains chauds devrait être ~40 °C pour induire des adaptations tout en restant tolérable. Bien que ces techniques artificielles ne soient pas aussi spécifiques et donc aussi efficaces que l'acclimatation naturelle, elles permettent la majorité des adaptations et peuvent aussi être utilisées pour réduire le nombre de jours d'entraînement nécessaires en environnement chaud naturel.

Il est également possible de s'entraîner à la chaleur pendant deux semaines lors d'un voyage ou d'un camp d'entraînement plusieurs semaines en avance. Cela permettra de retrouver le même niveau d'adaptation après seulement quelques jours de réexposition à la chaleur avant l'épreuve [18].

Quoi d'autre ?

Il n'est pas possible de contrôler l'exposition à la chaleur pendant la course mais il est possible de minimiser le stress thermique avant le départ. Il est notamment recommandé de minimiser l'échauffement avant une épreuve en environnement chaud et de rechercher l'ombre. Durant la course, il est important de ne pas limiter l'évaporation de la sueur, il faut donc porter des vêtements légers et de couleur claire ; si une crème solaire est utilisée, elle devrait être non grasse. Les lunettes de soleil devraient être de grade 3. Le fait de s'asperger n'a que peu ou pas de bénéfice physiologique mais cela permet une sensation de bien-être. De même, des boissons fraîches ou même glacées offrent une sensation de bien-être et peuvent inciter les coureurs à boire plus et donc mieux maintenir leur hydratation. Toutes ces techniques devraient être essayées à l'entraînement avant d'être appliquées en compétition car tous les coureurs ne supportent pas les boissons froides ou les tablettes de sels minéraux.

* *

*

Les coups de chaleur à l'exercice sont la deuxième cause de mortalité en sport après les problèmes cardiaques, mais il est possible de minimiser le risque

plus courtes, mais sont par contre soutenues pendant plus longtemps. Une attention particulière devrait être apportée aux réponses physiologiques permettant de maintenir la température corporelle durant plusieurs heures (principalement la sudation) et à leurs conséquences (notamment la déshydratation).

RÉSUMÉ

La contraction musculaire produite de la chaleur. Celle-ci est dissipée dans l'environnement lors de l'exercice prolongé par l'évaporation de la sueur. Toutefois, l'environnement chaud et/ou humide limite la dissipation de la chaleur, augmente la température cutanée et réduit le gradient de température entre la peau et la température centrale. Un exercice en ambiance chaude représente donc un stress cardiovasculaire, avec une augmentation de la fréquence cardiaque et une diminution du volume d'éjection systolique et potentiellement du débit cardiaque. Ce stress cardiovasculaire est associé à une diminution de la consommation maximale d'oxygène (VO_{2max}) et donc une baisse progressive de la performance lors des exercices prolongés. De plus, la sudation importante nécessaire à l'élimination de la chaleur peut entraîner une déshydratation progressive, exacerbant le stress cardiovasculaire et thermique. La pathologie la plus grave liée au stress thermique est le coup de chaleur, mais il est possible de minimiser les risques par une acclimatation adaptée. Une phase d'acclimatation à la chaleur de 2 semaines comprenant 60-90 min d'entraînement par jour en environnement chaud entraîne de nombreuses adaptations telles qu'une augmentation du débit sudoral et du volume plasmatique. C'est le moyen le plus efficace d'augmenter la performance et de réduire les risques pour la santé en préparation d'une épreuve en environnement chaud.

BIBLIOGRAPHIE

- [1] BAILLOT M, LE BRIS S, HUE O. Fluid replacement strategy during a 27-Km trail run in hot and humid conditions. *Int J Sports Med* 2014; 35: 147-52. — [2] BROWN JS, CONNOLLY D. Food and Fluid Intake During Extreme Heat: Experiences From The Badwater Ultramarathon. *Wilderness Environ Med* 2015; 26: e4. — [3] COYLE EF, GONZALEZ-ALONSO J. Cardiovascular drift during prolonged exercise: new perspectives. *Exerc Sport Sci Rev* 2001; 29: 88-92. — [4] DE FREITAS CR, DAWSON NJ, YOUNG AA, MACKAY WJ. Microclimate and heat stress of runners in mass participation events. *J Clim Appl Meteorol* 1985; 24: 184-91. — [5] ELY MR, CHEUVRONT SN, ROBERTS WO, MONTAIN SJ. Impact of weather on marathon-running performance. *Med Sci Sports Exerc* 2007; 39: 487-93. — [6] GLACE BW, MURPHY CA, McHUGH MP. Food intake and electrolyte status of ultramarathoners competing in extreme heat. *J Am Coll Nutr* 2002; 21: 553-9. — [7] GONZALEZ-ALONSO J, CALBET JA, NIELSEN B. Muscle blood flow is reduced with dehydration during prolonged exercise in humans. *J Physiol* 1998; 513: 895-905. — [8] GONZALEZ-ALONSO J, CRANDALL CG, JOHNSON JM. The cardiovascular challenge of exercising in the heat. *J Physiol* 2008; 586: 45-53. — [9] GONZALEZ-ALONSO J, MORA-RODRIGUEZ R, COYLE EF. Stroke volume during exercise: interaction of environment and hydration. *Am J Physiol Heart Circ Physiol* 2000; 278: H321-30. — [10] GUY JH, DEAKIN GB, EDWARDS AM, MILLER CM, PYNE DB. Adaptation to hot environmental conditions: an exploration of the performance basis, procedures and future directions to optimise opportunities for elite athletes. *Sports Med* 2015; 45: 303-11.
- [11] HOFFMAN MD, STUEMPFLE KJ, ROGERS IR, WESCHLER LB, HEW-BUTLER T. Hyponatremia in the 2009 161-km Western States Endurance Run. *Int J Sports Physiol Perform* 2012; 7: 6-10. — [12] HUE O, HENRI S, BAILLOT M, SINNAPAH S, UZEL AP. Thermoregulation, hydration and performance over 6 days of trail running in the tropics. *Int J Sports Med* 2014; 35: 906-11. — [13] LEBUS DK, CASAZZA GA, HOFFMAN MD, VAN LOAN MD. Can changes in body mass and total body water accurately predict hyponatremia after a 161-km running race? *Chin J Sport Med* 2010; 20: 193-9. — [14] LORENZO S, HALLIWILL JR, SAWKA MN, MINSON CT. Heat acclimation improves exercise performance. *J Appl Physiol* 2010; 109: 1140-7. — [15] MONTAIN SJ, LATZKA WA, SAWKA MN. Control of thermoregulatory sweating is altered by hydration level and exercise intensity. *J Appl Physiol* 1995;

79: 1434-9. — [16] PARISE CA, HOFFMAN MD. Influence of temperature and performance level on pacing a 161 km trail ultramarathon. *Int J Sports Physiol Perform* 2011; 6: 243-51. — [17] PERIARD JD, CRAMER MN, CHAPMAN PG, CAILLAUD C, THOMPSON MW. Cardiovascular strain impairs prolonged self-paced exercise in the heat. *Exp Physiol* 2011; 96: 134-44. — [18] PERIARD JD, RACINAIS S, SAWKA MN. Adaptations and mechanisms of human heat acclimation: Applications for competitive athletes and sports. *Scand J Med Sci Sports* 2015; 25: 20-38. — [19] PERIARD JD, RACINAIS S. Self-paced exercise in hot and cool conditions is associated with the maintenance of %VO_{2peak} within a narrow range. *J Appl Physiol* 2015; 118: 1258-65. — [20] RACINAIS S, ALONSO JM, COUTTS AJ, et al. Consensus recommendations on training and competing in the heat. *Scand J Med Sci Sports* 2015; 25: 6-19.

[21] RACINAIS S, BUCHHEIT M, BILSBOROUGH J, BOURDON PC, CORDY J, COUTTS AJ. Physiological and performance responses to a training camp in the heat in professional Australian football players. *Int J Sports Physiol Perform* 2014; 9: 598-603. — [22] RACINAIS S, COCKING S, PERIARD JD. Sports and environmental temperature: From warming-up to heating-up. *Temperature* 2017; 4: 227-57. — [23] RACINAIS S, MOUSSAY S, NICHOLS D, et al. Core temperature up to 41.5 °C during the UCI Road Cycling World Championships in the heat. *Brit J Sports Med* 2018; in press. — [24] SAWKA MN, LEON LR, MONTAIN SJ, SONNA LA. Integrated physiological mechanisms of exercise performance, adaptation, and maladaptation to heat stress. *Compr Physiol* 2011; 1: 1883-928. — [25] SAWKA MN, TONER MM, FRANCESCONI RP, PANDOLF KB. Hypohydration and exercise: effects of heat acclimation, gender, and environment. *J Appl Physiol* 1983; 55: 1147-53. — [26] SAWKA MN. Physiological consequences of hypohydration: exercise performance and thermoregulation. *Med Sci Sports Exerc* 1992; 24: 657-70. — [27] STÖHR EJ, GONZALEZ-ALONSO J, PEARSON J, et al. Dehydration reduces left ventricular filling at rest and during exercise independent of twist mechanics. *J Appl Physiol* 2011; 111: 891-7. — [28] STUEMPFLE KJ, HOFFMAN MD, WESCHLER LB, ROGERS IR, HEW-BUTLER T. Race diet of finishers and non-finishers in a 100 mile (161 km) mountain footrace. *J Am Coll Nutr* 2011; 30: 529-35.

METHODS: Nine subjects status-post ACL injury participated in this study. After determining the subjects' preoperative isometric quadriceps strength on a Biodex and their 1 repetition maximum on each piece of exercise equipment, they then performed a 4-week BFRT protocol. Training was performed at 30% of the subject's 1 rep maximum with BFRT optimal pressure determined per manufacturer instructions. Four quadriceps strengthening exercises were performed at each session. Three sets of 10-30 repetitions were performed for each exercise. At the end of 4 weeks, quadriceps strength was reassessed. A paired t-test was used to compare pre and post intervention quadriceps strength normalized to body weight, and limb symmetry indexes were calculated.

RESULTS: Quadriceps strength of the involved side significantly increased ($p < 0.000$) from 2.24 ± 0.67 Nm/kg to 2.82 ± 0.71 Nm/kg. The limb symmetry index improved from 0.70 pre-BFRT to 0.88 post-BFRT.

CONCLUSIONS: A four-week blood flow restricted training protocol significantly increases quadriceps strength in a preoperative ACL reconstruction population. By training at 30% of the individual's 1RM, the risk of further injury or pain is minimized. Restoring quadriceps strength before surgery may result in a faster recovery and better long term outcomes. Further research should investigate if blood flow restrictive training is appropriate for other injured populations and for postoperative care of patients who have had an ACL reconstruction.

3347 Board #216 June 2 9:30 AM - 11:00 AM
Effect of Fatigue on The Neuromuscular Transmission of Hamstrings During Eccentric Muscle Action
Ziwen Pei, Jian Chen, Danyang Li. *Wuhan Sports University, Wuhan, China.*
(No relevant relationships reported)

Electromechanical delay (EMD) is a key to evaluate the ability of neuromuscular transmission, and fatigue is believed to be associated with altered neuromuscular transmission of hamstrings, which may increase the risk of non-contact anterior cruciate ligament (ACL) injury. However, experiment evidence supporting this relationship is insufficient.

PURPOSE: The purpose of this study is to investigate the effect of fatigue on electromechanical delay times of hamstrings during eccentric muscle action.

METHODS: Twenty female (20 ± 2 yrs) volunteers participated in the study and EMD of semitendinosus (ST), semimembranosus (SM) and biceps femoris (BF) were determined before and after fatigue during eccentric muscle action at 120 and 240°/s. All subjects followed an isokinetic fatigue protocol until flexion torque fell below 50% of initial torque for three consecutive repetitions. A $2 \times 2 \times 3$ ANOVA was used to calculate the effect of fatigue, movement velocity, type of muscle and their interaction on EMD.

RESULTS: There was no significant difference in the EMD of the 3 muscles examined (BF: 119.0 ± 25.3 ms vs. SM: 118.9 ± 24.0 ms vs. ST: 12.0 ± 24.9 ms, $P > 0.05$), irrespective of fatigue status or movement velocity. Fatigue caused a significant increase on EMD of 3 muscles examined (non-fatigue: 98.4 ± 11.5 ms vs. fatigue: 140 ± 13.8 ms, $P < 0.001$). Irrespective of fatigue, EMD of the 3 muscles significantly increased with increasing movement velocity (low angular velocity: 107.8 ± 20.9 ms vs. high angular velocity: 131.0 ± 22.5 ms, $P < 0.001$).

CONCLUSIONS: Our findings suggest that fatigue decrease the ability of neuromuscular transmission of hamstrings during eccentric muscle action, irrespective of movement velocity. This would suggest that improving resistance to fatigue of hamstrings may be an effective prevention tool of non-contact ACL injury.

3348 Board #217 June 2 9:30 AM - 11:00 AM
Differences In The Mitochondrial Capacity Of The Right And Left Biceps Brachii Muscle
Elizabeth Pryor, Katie Luquire, Kevin McCully, FACSM. *University of Georgia, Athens, GA.* (Sponsor: Dr. Kevin McCully, FACSM)
(No relevant relationships reported)

PURPOSE: Near infrared spectroscopy (NIRS) has been used to measure mitochondrial capacity of various muscles, but not specifically the biceps brachii. **PURPOSE:** Measure mitochondrial capacity using NIRS in the dominant and non-dominant arms of young healthy adults.

METHODS: Five untrained subjects (mean age 20.4 ± 0.7 years) were tested in the supine position with a NIRS device (Artinis, Ltd) placed in the middle of the biceps brachii muscle. Electrical stimulation (6 Hz, 25-40 mAmps) was used to activate the muscle. A 5 cm blood pressure cuff was placed proximal to the NIRS device and used for arterial occlusion (225 mmHg). The protocol consisted of 30 seconds of resting metabolism, 30 seconds of post stimulation metabolism, three minutes of ischemia followed by reperfusion to measure the rate of reoxygenation, and two mitochondrial capacity tests. The mitochondrial capacity test consisted of electrical stimulation followed by a series of 22 ischemic cuffs lasting from 5-10 seconds, each allowing muscle reoxygenation.

RESULTS: There was no difference in mitochondrial capacity between the dominant and non-dominant arms of the untrained subjects (Lf Tc = 43.8 ± 6.8 s, Rt Tc = 43.4 ± 10 s, $P = 0.93$).

CONCLUSIONS: The biceps brachii muscle had mitochondrial capacity values similar to the forearm values from previous studies, and slower than values for the gastrocnemius and quadriceps muscles. We found no evidence for differences between the dominant versus non-dominant biceps brachii muscles. Supported in part by CURO Assistantship.

3349 Board #218 June 2 9:30 AM - 11:00 AM
Impact of Discipline and Gender on Hamstring and Quadriceps Strength in Elite Alpine Skiers
Marine Alhammoud¹, Baptiste Morel², Regis Mecca³, Erick Naël⁴, Marie-Philippe Rousseaux-Blanchi⁵, Christophe Hautier⁶. ¹French Ski Federation, Annecy, France. ²Le Mans University, Le Mans, France. ³Ski and Snowboard National training Centre (CNSS), Albertville, France. ⁴Physiotherapy Center of Seynod, Annecy, France. ⁵High Level Sport Medicine Center, Hospital of Albertville-Moûtiers, Albertville, France. ⁶University Claude Bernard Lyon 1, Villeurbanne, France. (Sponsor: Lee Taylor, FACSM)
(No relevant relationships reported)

PURPOSE: Examine the influence of discipline and gender on hamstring and quadriceps strength of elite alpine skiers.

METHODS: Twenty-eight French national team skiers (14 male) undertook isokinetic dynamometry evaluation. Skiers were split by discipline into technical (Slalom and Giant Slalom, GpT, n=14) or speed (Super Giant and Downhill, GpS, n=14). Maximal conventional ratios (i.e. concentric) at $60^\circ \cdot s^{-1}$ and $180^\circ \cdot s^{-1}$ and maximal functional ratios at $60^\circ \cdot s^{-1}$ and $90^\circ \cdot s^{-1}$ were calculated for Hamstring- to-Quadriceps (HQ) ratio, together with isoangular HQ ratios between 30° and 90° (0° representing full extension).

RESULTS: No gender difference in HQ peak torque ratios was apparent, yet females demonstrated a delayed quadriceps Angle of Maximal Torque (AMT). Statistical parametric mapping demonstrated lower hamstring torque and a low HQ ratio near full knee extension in female skiers regardless of velocity. A greater hamstring AMT in GpT skiers compared to GpS was observed, along with greater dynamic quadriceps strength after 72° of knee flexion in GpT skiers.

CONCLUSION: Discipline and gender both influence the HQ strength profile of elite alpine skiers, which are further modified according to the joint angle and angular velocity employed. The data provide normative values based on gender and discipline which may be of use during pre- season isokinetic screening, which is common in practice and often used to inform subsequent knee injury prevention intervention.

3350 Board #219 June 2 9:30 AM - 11:00 AM
EMG Analysis of Lower Limb Muscle Activation During 6-Minute Treadmill Walking Following Novel Over-Ground Locomotor Training in Incomplete Spinal Cord Injury
Donal Murray, Andrew A. Guccione, Kerry J. Bollen, Brian T. Neville, Caitlin A. Bryson, Randall E. Keyser, FACSM. *George Mason University, Fairfax, VA.* (Sponsor: Randall E. Keyser, FACSM)
(No relevant relationships reported)

Physiological impairments in incomplete spinal cord injury (iSCI) can include muscle weakness and altered skeletal muscle activation. Reduced voluntary muscle activation in iSCI can cause inadequate fibre recruitment and in turn the muscle may undergo adverse morphological adaptations.

PURPOSE: The study aimed to characterize, the level of lower limb muscle activation using surface electromyography (EMG) during 6 minutes of treadmill walking in iSCI following 12 weeks of a novel overground locomotor training (OLT) program.

METHODS: A convenience sample of 3 individuals with iSCI (Age: 39 ± 15.5 years, AIS C or D, > 6 months post-SCI) completed 12 weeks of OLT, which consisted of two 90-minute sessions per week. The principles of OLT included the motor learning concepts of task specificity, practice variability and progressive overload. Sessions were broken down into 5 segments: joint

2274 Board #21 May 29, 11:00 AM - 12:30 PM

The Influence Of Exercise On Cognitive Performance In Normobaric Hypoxia

Yongsuk Seo¹, Keith Burns¹, Curtis Fennell¹, Jung-Hyun Kim², John Gunstad¹, John McDaniel¹, Ellen L. Glickman, FACS¹. ¹Kent State University, Kent, OH. ²Center for Disease Control and Prevention, Pittsburgh, PA.

(No relationships reported)

INTRODUCTION: Cognitive dysfunction can easily lead to dangerous outcomes because affected individuals may not be able to detect their compromised cognitive state. Although previous reports indicate that exercise improves cognitive function at normoxia, the influence of exercise on cognitive function in hypoxia is unknown.

PURPOSE: The purpose of this study was to quantify the effects of two exercise intensities on cognitive function in normobaric hypoxia.

METHODS: 16 young healthy men completed the ANAM versions of the Go/No-Go task and Running Memory Continuous Performance Task (RMCPT) during baseline (21% O₂) as well as during rest and cycling at workloads that elicited 40 and 60% of adjusted VO₂max in normobaric hypoxia (12.5% O₂).

RESULTS: At rest in hypoxia, the % correct (Baseline; 97±3 vs. Rest; 92±5%) ($p \leq 0.001$) and throughput score (Baseline; 111±14 vs. Rest; 103±15) ($p \leq 0.001$) in RMCPT were significantly impaired compared to baseline. During exercise at 40% (Rest; 103±15 vs. 40%; 109±14) ($p = 0.023$) and 60% (Rest; 103±15 vs. 60%; 112±15) ($p = 0.006$) of adjusted VO₂max improved throughput score in RMCPT compared to 60 min resting. There was no significant difference in throughput score between the two exercise intensities. SaO₂ significantly decreased at rest in hypoxia (Baseline; 98±0 vs. Rest; 84±2) ($p \leq 0.001$) and further decreased at 40% (Rest; 84±2 vs. 40%; 79±3) ($p \leq 0.001$) and 60% (Rest; 84±2 vs. 60%; 79±4) ($p \leq 0.001$) exercise. There is no significant difference in SaO₂ between two exercise intensities. Average of left and right cerebral oxygenation was reduced at 60 min rest (Baseline; 73±7 vs. Rest; 56 ±8) ($p \leq 0.001$) and further decreased at 40% (Rest; 56±8 vs. 40%; 54±7) ($p = 0.05$) and 60% (Rest; 56±8 vs. 60%; 53±7) ($p = 0.039$). There was no significant difference in cerebral oxygenation between the two exercise intensities.

CONCLUSION: Moderate exercise (i.e., 40-60% adjusted VO₂max) maybe beneficial for individuals to reduce the risk of impaired cognitive function that may ensue while exposed to normobaric hypoxia.

2275 Board #22 May 29, 11:00 AM - 12:30 PM

Cerebral Autoregulation Index at High Altitude Assessed by Leg Cuff and Transfer Function Analysis Techniques

Robert J. Langolf¹, Andrew W. Subudhi, FACS², Katalin Grajzel², Robert C. Roach³, Ronney B. Panerai⁴, John E. Davis¹. ¹Alma College, Alma, MI.

²University of Colorado Colorado Springs, Colorado Springs, CO. ³University of Colorado Altitude Research Center, Aurora, CO. ⁴University of Leicester, Leicester, United Kingdom. (Sponsor: Andrew Subudhi, FACS)

Email: langolf1rj@alma.edu

(No relationships reported)

The occurrence and implications of changes in cerebral autoregulation (CA) at high altitude are controversial and confounded by differences in methods used to assess CA.

PURPOSE: To assess cerebral autoregulation using leg cuff and transfer function analysis techniques at high altitude.

METHODS: To compare two of the most common methods of dynamic CA assessment, we studied 11 young, healthy sea-level residents (6 female, 5 male; 20.5 ± 2.3 years) as they ascended and acclimatized to 3417m over 13 days. A common autoregulation index (ARI) was calculated from 1) transfer function analysis (TFA ARI) of resting oscillations in arterial blood pressure (ABP; finger plethysmography) and middle cerebral artery blood velocity (MCAv; transcranial Doppler), and 2) MCAv responses following large, abrupt drops in ABP using the classic thigh cuff technique (Cuff ARI). Symptoms of acute mountain sickness (AMS) were monitored using the Lake Louise Questionnaire.

RESULTS: Cuff ARI scores decreased as subjects ascended from low to high altitude (4.7± 1.5 vs. 3.2 ± 1.6; $P = 0.037$) and remained lower after 13 days of acclimatization (4.7± 1.5 vs. 2.9 ± 1.3; $P = 0.037$). TFA ARI scores were not affected by ascent or acclimatization to 3417m. Neither Cuff nor TFA ARI scores were correlated with AMS symptoms.

CONCLUSIONS: These findings suggest that the cerebral vasculature of healthy individuals may become less able to buffer large step changes in ABP, while still maintaining the ability to regulate slow rhythmic oscillations, during periods of moderate hypoxemia. Given the inherent differences in the autoregulatory stimulus between methods, multiple assessment techniques may be needed to clarify the implications of changes in cerebrovascular regulation at high altitude.

2276 Board #23 May 29, 11:00 AM - 12:30 PM

Effect Of Altitude On Muscle Torque And Proprioception In Elite Alpine Skiers

Sebastien Racinais¹, Marine Alhammoud², Baptiste Morel³, Violaine Sevez³, Christophe Hautier³. ¹ASPETAR, Doha, Qatar. ²French Ski Federation, Annecy, France. ³University of Lyon, Lyon, France. (Sponsor: Ollie Jay, FACS)

Email: sebastien.racinais@aspetar.com

(No relationships reported)

The effects of hypoxia on muscle function remain contentious. Some studies report no modifications, while others have observed a decrease in performance during repeated or sustain muscle contractions attributed to modified neuronal activity. However, none of these studies were specific to athletes competing in high altitude environments, such as Alpine skiers. Currently, it remains unknown how hypoxia influences various muscle performance and injury factors, such as proprioception.

PURPOSE: The aim of this study was to determine the effects of hypoxia on proprioception.

METHODS: The proprioceptive status of the right knee of 22 elite alpine skiers (26 ± 4 yr, 180 ± 4 cm, 83 ± 7 kg, all members of a national team) was assessed using a threshold to detection of passive movement test (3 flexions and 3 extensions, at 0.2 deg/s), before and immediately after a fatiguing maximal leg extension test (30 deg/s, 34 repetitions in 150 s), both at sea level (Con, 200m) and at simulated altitude (Alt, 3800m, FiO₂ 0.13). The conditions were applied in a counterbalanced order and participants were blinded to the conditions.

RESULTS: Data showed that acute hypoxia did not significantly affect maximal peak torque (247 ± 24 vs. 251 ± 25 Nm in Con vs. Alt, $p > 0.05$) or total work (96 ± 11 vs. 99 ± 9 J in Con vs. Alt, $p > 0.05$) in this group of athletes. Moreover, there was no effect of hypoxia on the movement detection delay, both pre (1.5 ± 0.5 vs 1.5 ± 0.7 deg in Con vs. Alt) and post (1.7 ± 0.7 vs 1.7 ± 0.7 deg in Con vs. Alt) the fatiguing task.

CONCLUSIONS: These data suggest that proprioception is not affected by hypoxia during a short duration exercise, which replicate the duration of a competitive alpine ski race.

2277 Board #24 May 29, 11:00 AM - 12:30 PM

Effect of Nitrate Supplementation on Cognitive Function and Neurovascular Coupling in Hypoxia

Wesley K. Lefferts, William E. Hughes, Tom D. Brutsaert, Corey N. White, Kevin S. Heffernan. Syracuse University, Syracuse, NY. (Sponsor: Patricia Fehling, FACS)

Email: wleffert@syr.edu

(No relationships reported)

Cognitive dysfunction at high altitude (HA) may result from suboptimal matching of oxygen supply to neural demand (i.e. neurovascular coupling [NVC]). NVC is modulated by nitric oxide (NO) which initially decreases at HA.

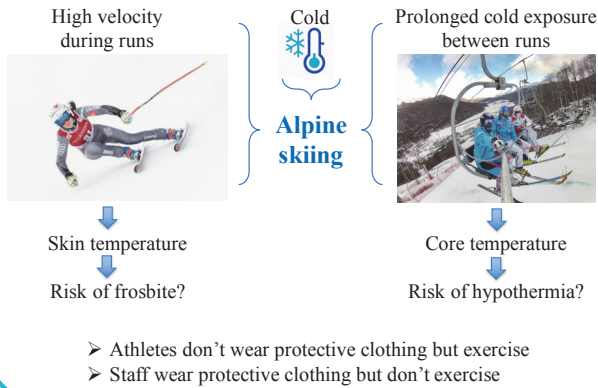
PURPOSE: Investigate the effect of NO-donor (nitrate) supplementation on NVC and cognitive function at HA.

Thermoregulatory responses in elite alpine skiers

Marine Alhammoud ^{1,2}, Sebastien Racinais ³

¹ High level sport medicine center, Hospital of Albertville-Moûtiers, France. ² Inter-University Laboratory of Human Movement Biology, University Claude Bernard Lyon 1, Univ Lyon, Villeurbanne, France. ³ Aspetar – Qatar Orthopaedic and Sports Medicine Hospital, Doha, Qatar.

INTRODUCTION



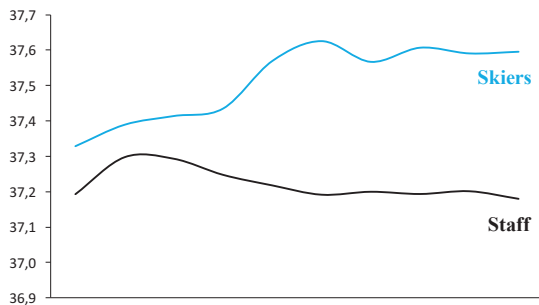
METHODS



AIM To characterize the thermoregulatory responses of elite alpine skiers.

RESULTS

Core temperature

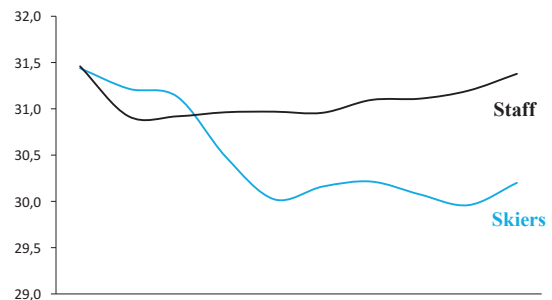


- Average T_{core} was **higher** in skiers than staffs (37.5 ± 0.2 vs $37.2 \pm 0.2^\circ\text{C}$, $p < 0.001$)

In skiers (during session)

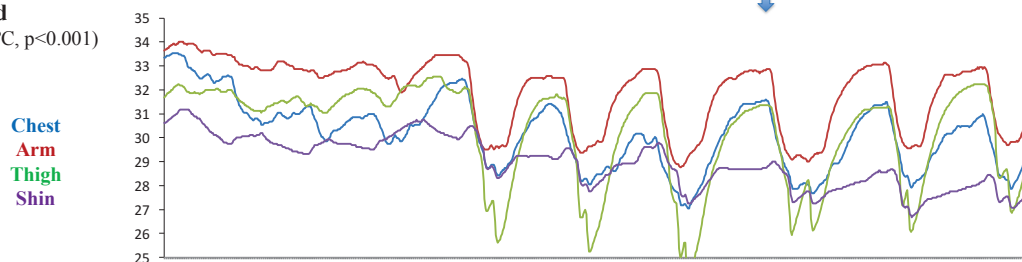
- T_{core} **slightly increased**
- (first/last 10%: $37.3/37.6^\circ\text{C}$, $p < 0.001$)
- T_{skin} **slightly decreased**
- (first/last 10%: $31.4/30.1^\circ\text{C}$, $p < 0.001$)

Skin temperature



- Average T_{skin} did not reach statistical difference different between skiers and staffs (30.5 ± 0.4 vs $31.2 \pm 0.8^\circ\text{C}$, $p = 0.093$), BUT skiers reached **lower** minimal T_{skin} during their training than staffs (28.4 ± 0.7 vs $30.3 \pm 0.9^\circ\text{C}$, $p = 0.001$)

- This difference was due to lower minimal temperature on the upper body (**chest**: 28.5 ± 1.0 vs 32.5 ± 1.3 $p < 0.001$; **arm**: 29.7 ± 0.5 vs 31.0 ± 1.0 $p = 0.009$),
- without differences on the lower body (**thigh**: 26.6 ± 1.3 vs 26.8 ± 1.6 $p = 0.888$; **shin**: 26.4 ± 1.3 vs 27.1 ± 1.7 $p = 0.451$).



CONCLUSION Elite alpine skiers can slightly increase their core temperature while skiing in cold environment, likely due to metabolic heat production. However, the values remain lower than what is reported in team sports or endurance summer sports. In addition, **skiers cannot sustain their skin temperatures** when wearing their racing suit, potentially affecting neuromuscular control.

Impact of Discipline and Gender on Hamstring and Quadriceps Strength in Elite Alpine Skiers

Alhammoud M^{1,2}, Morel B³, Mecca R⁴, Naël E⁵, Rousseaux-Blanchi MP¹, Hautier C²
 1 – High level sport medicine center, Hospital of Albertville-Motiers, France. 2 - Inter-University Laboratory of Human Movement Biology, University Claude Bernard Lyon 1, Univ Lyon, Villeurbanne, France. 3 – Le Mans University, Laboratory "Movement, Interactions, Performance" (EA 48334), Faculty of Sciences and Technologies, Department of Sport Sciences, Le Mans, France. 4 – Ski and Snowboard National training Centre (CNS), Albertville, France. 5 – Physiotherapy Center of Seynod, France.



Abstract

PURPOSE: Examine the influence of discipline and gender on hamstring and quadriceps strength of elite alpine skiers.
METHODS: Twenty-eight French national team skiers (14 male) undertook isokinetic dynamometry evaluation. Skiers were split by discipline into technical (Slalom and Giant Slalom, GpT, n=14) or speed (Super Giant and Downhill, GpS, n=14). Maximal conventional ratios (i.e. concentric at 60°·s⁻¹ and 180°·s⁻¹ and maximal functional ratios at 60°·s⁻¹ and 90°·s⁻¹ were calculated for Hamstring-to-Quadriceps (HQ) ratio, together with isoinertial HQ ratios between 30° and 90° (0° representing full extension).
RESULTS: No gender difference in HQ peak torque ratios was apparent, yet females demonstrated a delayed quadriceps angle of maximal torque (AMT). Statistical parametric mapping demonstrated lower hamstring torque and a low HQ ratio near full knee extension in female skiers regardless of velocity. A greater hamstring AMT in GpT skiers compared to GpS was observed, along with greater dynamic quadriceps strength after 72° of knee flexion in GpT skiers.
CONCLUSION: Discipline and gender both influence the HQ strength profile of elite alpine skiers, which are further modified according to the joint angle and angular velocity employed. The data provide normative values based on gender and discipline which may be of use during pre-season isokinetic screening, which is common in practice and often used to inform subsequent knee injury prevention intervention.

Introduction

BACKGROUND: Alpine skiing is characterized by slow stretch-shortening of the knee extensors with high eccentric load during turning phases.
 ✓ Knee injuries are the most frequent injuries in alpine skiing (40% of all injuries).
 ✓ Leg muscle balance: maximal quadriceps (Q) and hamstring (H) strength reported in elite skiers, with the muscular properties of knee extensors and flexors studied in isolation with conventional or functional HQ ratios.
 → Reciprocal ratios? Isoangular HQ ratio needed for the detection of strength imbalances at specific joint angles
 → Maximal torque of H and Q not obtained at the same optimal knee angle. Artificially reconstructed ratios, so-called 'functional angle'. Contractility of both Q and H: real force of both muscle groups at each knee angle? **dynamic knee joint stabilization forces**
 ✓ Muscular properties are an important aspect of alpine skiing:
 → Muscular imbalances affect both performance and injury risk
AIM: examine the impact on skiing discipline and sex on hamstring and quadriceps strength using a novel statistical parametric mapping (SPM) programme in elite alpine skiers.
Hypothesis: analyzing specific angle ranges via SPM will reveal differences not visible with traditional peak ratios.

Methods

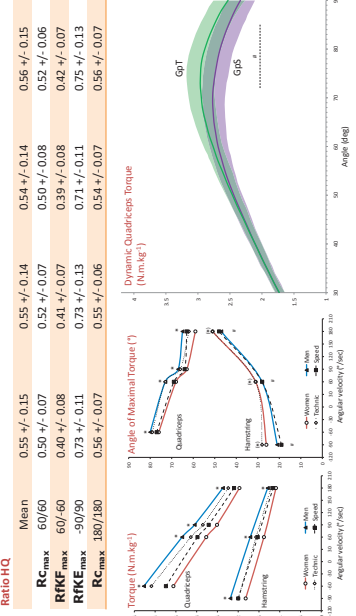
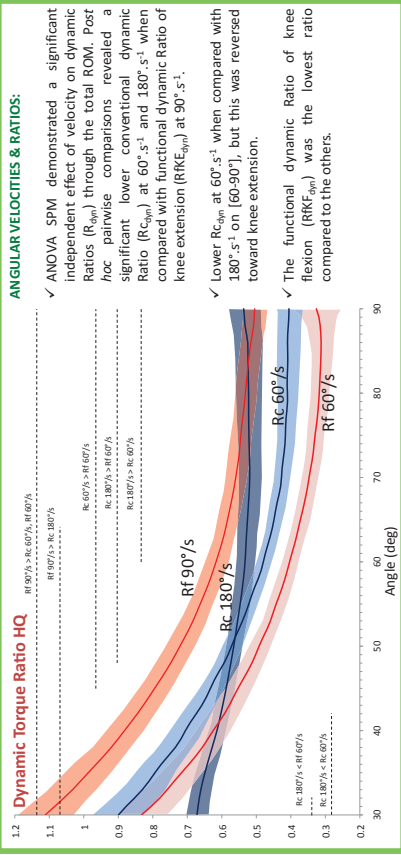
28 elite skiers (14 M / 14 F; 14 Gp Speed / 14 Gp Technic)

Set	Rep	Quadriceps	Hamstring	AV (°·s ⁻¹)
Isokinetic testing (CSM)	2	5 Concentric	Concentric	60
	3	5 Passive	Eccentric	180
	4	5 Concentric	Passive	90
Peak Torque Analysis SPM (3-way ANOVA, <i>sex</i> , <i>discipline</i> , <i>Angular Velocity</i>)	5	5 Eccentric	Passive	-60

Dynamic torque/angle curves constructed by degrees of knee angle for quadriceps (Q_{90°}) and hamstring (H_{90°}).
 Isoangular conventional and functional HQ dynamic ratios (R_{90°}) continuously calculated.
 Maximal Torques (MT), Angle of Maximal Torque (AMT), peak HQ ratios:
 ✓ Conventional ratios (R_{Con}) = H_{Con} MT divided by Q_{Con} MT at 60°·s⁻¹ or 180°·s⁻¹.
 ✓ Functional knee flexion ratio (R_{KF_{max}}) = H_{ecc} MT at -90°·s⁻¹ / Q_{con} MT at 90°·s⁻¹.
 ✓ Functional knee extension ratio (R_{KE_{max}}) = H_{con} MT at 60°·s⁻¹ / Q_{ecc} MT at -60°·s⁻¹.

Results

AV (°·s ⁻¹)	Sex		Specialty
	Women	Men	
Normalized Maximal Torque (N.m.kg ⁻¹)	H Mean	1.73 +/- 0.44	GpT
	H 60	1.38 +/- 0.18	1.59 +/- 0.44
	H -90	1.82 +/- 0.22	1.57 +/- 0.33
Q Mean	1.09 +/- 0.13	1.29 +/- 0.16	GpS
	Q 60	2.77 +/- 0.21	3.08 +/- 0.86
	Q -60	3.56 +/- 0.54	3.14 +/- 0.55
Angle of Maximal Torque (AMT°)	90	2.51 +/- 0.21	4.09 +/- 0.71
	180	1.97 +/- 0.19	2.85 +/- 0.49
	H Mean	32 +/- 15	37 +/- 14
H 60	31 +/- 7	31 +/- 7	32 +/- 14
H -90	26 +/- 12	21 +/- 6	28 +/- 12
Q Mean	51 +/- 9	47 +/- 11	51 +/- 9
Q 60	67 +/- 10	71 +/- 8	70 +/- 9
Q -60	68 +/- 8	73 +/- 5	73 +/- 7
Ratio HQ	Mean	0.55 +/- 0.15	0.54 +/- 0.14
R _{Con} max	60/60	0.50 +/- 0.07	0.50 +/- 0.08
R _{KF_{max}}	60/90	0.40 +/- 0.08	0.39 +/- 0.08
R _{Con} max	180/180	0.56 +/- 0.07	0.54 +/- 0.07



PEAK TORQUE ANALYSIS:

✓ Sex significantly impacted quadriceps MT and AMT with greater values for men. Sex significantly impacted hamstring MT (greater values for men) but not hamstring AMT.

✓ GpT had greater hamstring AMT than GpS.

✓ Ratios depended on velocity with the lowest values obtained for the functional maximal ratio of knee flexion (R_{KF_{max}}) and the greatest for the functional maximal ratio of knee extension (R_{KE_{max}}). Ratios were independent of sex and discipline.

SPM ANALYSIS:

✓ Men demonstrated greater torques than women at all ROM for all velocities.

✓ Technical skiers demonstrated greater dynamic quadriceps (Q_{90°}) than speed specialists at deep knee angles.

✓ There was an effect of velocity on Q_{90°} over the complete ROM (decreasing torque values as velocity increased). There was an effect of velocity on dynamic hamstring torque (H_{90°}) through the entire ROM.

Conclusion

Active dynamic stabilization of the knee joint by ACL agonists (hamstring) and antagonists (quadriceps) is a key point to protect the skier from the knee injury. → Traditional isokinetic testing with peak torques is less sensitive than SPM analysis in detecting muscle imbalances.

- Low HQ ratio near full knee extension in female skiers regardless of velocity. → elite female skiers may be more vulnerable to ACL injuries.
- Greater hamstring angle of maximal torque in Technical group compared to Speed group along with greater dynamic quadriceps strength that is more pronounced in knee flexion. → adaptation in the angle-torque relationship with the discipline in alpine skiers.
- It may be of interest to detect differences among skiers to increase the specificity of conditioning training at specific knee angles against a chosen angular velocity.

Effect of cold on proprioception and cognitive function in elite alpine skiers

Marine Alhammoud^{1,2}, Nadia Gaoua^{3,4}, Khoulood Mtibaa^{1,3}, Rodney Whiteley³, Nicolas Cabaret², Thibaut Trameau², Christophe Hautier¹, Sebastien Racinais³

¹ Center of Research and Innovation on Sport, University of Lyon 1, Villeurbanne, France. ² French Ski Federation, Anney, France. ³ Athlete Health and Performance Research Centre, Aspetar Orthopaedic and Sports Medicine Hospital, Doha, Qatar. ⁴ School of Applied Science, London South Bank University, UK.

Contact: marinealhammoud@hotmail.com

INTRODUCTION

1) Winter Olympics' temperatures range -5 to +8°C

↳ Elite alpine skiers are passively exposed to cold for at least 10min before racing .

2) In elite athlete:
 ➢ Hypothermia = minimal (heat production)
 ➢ Frostbite = minimal (short duration)
 ➢ Neuromuscular alterations?

3) Proprioception is an important component of alpine skiing
 ↳ Proprioception affects both performance and injury risk

METHODS

Effect of cold ambient conditions

Temperate (24°C) | Cold (8°C)

Effect of sport expertise

Controls, n=14 (178 cm, 78 kg, 33 yrs) | Elite skiers, n=22 (179 cm, 83 kg, 26 yrs)



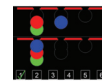
Tests & Measures



Proprioception: Active Movement Extent Discrimination Apparatus (AMEDA)



Skin T° Thermal sensation



Cognitive function: Planning task (OTS, Cantab)

Thermal discomfort

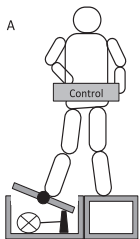
Positive and negative affects (PANAS)

AIM To determine the effect of cold ambient conditions on proprioception and cognitive functions in elite alpine skiers

RESULTS

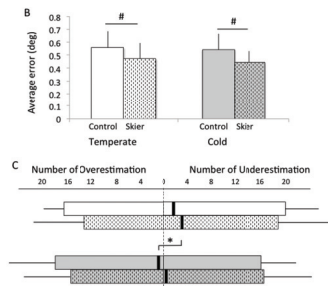
	Temperate		Cold		Effect of cold exposure
	Control	Ski	Control	Ski	
Temperature (°C)					
Mean skin	30.3 ±0.9	31.2 ±0.9	24.3 ±1.4	27.1 ±1.0	p<0.001
Subjective scales (/20)					
Sensation	9.9 ±1.5	10.4 ±1.4	4.3 ±1.7	4.1 ±1.0	p<0.001
Discomfort	5.4 ±4.0	7.1 ±3.6	14.1 ±2.9	14.5 ±1.7	p<0.001
Affects (a.u.)					
Positive	30.9 ±6.7	34.0 ±4.6	28.6 ±7.7	34.4 ±5.4	p=0.286
Negative	11.4 ±1.6	14.3 ±4.5	14.3 ±3.2	16.5 ±5.6	p=0.003
Ratio (%)	38.3 ±8.2	42.3 ±12.9	54.1 ±20.6	49.5 ±19.7	p<0.001

- ✓ Skin temperature and thermal sensation were lower and thermal discomfort was higher in cold than temperate ambient conditions.
- ✓ The amount of negative affects, but not positive affects, was higher in cold than temperate ambient conditions, leading to a higher negative/positive affects ratio in the cold.

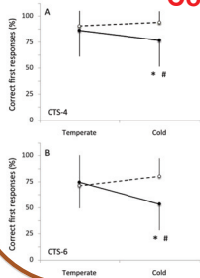


Elite skiers display a better proprioceptive acuity

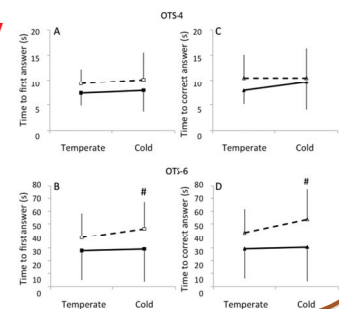
- ✓ The average error was significantly lower in the elite skiers than in the control group
- ✓ but was not different in cold and temperate ambient conditions.
- ✓ However, whereas the errors were predominantly due to underestimation in temperate ambient conditions, this pattern changed in cold ambient conditions.



Cold exposure affects cognitive function in control group only



- ✓ Cognitive performances were similar between the elite skiers and the control population in temperate environment.
- ✓ However, accuracy decreased with cold exposure in the control group only becoming lower than in the elite skiers.
- ✓ Of note, in parallel of a better accuracy, the skiers took significantly longer before answering in cold ambient conditions than the control participants.



CONCLUSION The current data showed a **significantly better proprioceptive acuity in elite alpine skiers** than a control population. This difference remained across environmental conditions. Proprioception was not markedly altered in moderately cold ambient conditions, other than a shift in the pattern of error. We cannot infer on the injury risk related to such shift but the effect of cold exposure on movement discrimination seems to be minor. Moreover, despite more errors during the planning task performed in cold than temperate environments in the control group, **elite alpine skiers were able to maintain their level of cognitive performance**. Many factors are yet to be investigated to characterize the environmental factors affecting injury risk and performance.