

Mesure de la flexion dorsale de la cheville et identification de
nouveaux facteurs de performance chez les patineurs de
vitesse courte piste

par

Jules CLAUDEL

MÉMOIRE PAR ARTICLES PRÉSENTÉ À L'ÉCOLE DE TECHNOLOGIE
SUPÉRIEURE COMME EXIGENCE PARTIELLE À L'OBTENTION DE LA
MAÎTRISE EN GÉNIE DES TECHNOLOGIES DE LA SANTÉ
M. Sc. A.

MONTREAL, LE 28 JUIN 2024

ÉCOLE DE TECHNOLOGIE SUPÉRIEURE
UNIVERSITÉ DU QUÉBEC

©Tous droits réservés, Jules Claudel, 2024

©Tous droits réservés

Cette licence signifie qu'il est interdit de reproduire, d'enregistrer ou de diffuser en tout ou en partie, le présent document. Le lecteur qui désire imprimer ou conserver sur un autre media une partie importante de ce document, doit obligatoirement en demander l'autorisation à l'auteur.

PRÉSENTATION DU JURY
CE MÉMOIRE A ÉTÉ ÉVALUÉ
PAR UN JURY COMPOSÉ DE :

M. Julien Clément, directeur de mémoire
Département de génie des systèmes à l'École de technologie supérieure

M. David Labbé, président du jury
Département de génie logiciel et des TI à l'École de technologie supérieure

M. Éric Wagnac, membre du jury
Département de génie mécanique à l'École de technologie supérieure

IL A FAIT L'OBJET D'UNE SOUTENANCE DEVANT JURY ET PUBLIC

LE 26 JUIN 2024

À L'ÉCOLE DE TECHNOLOGIE SUPÉRIEURE

AVANT-PROPOS

Par simplicité de langage, nous désignerons souvent dans ce mémoire, et y compris dans le titre, l'ensemble des patineurs et patineuses de vitesse courte piste comme « les patineurs de vitesse courte piste ». Le patinage de vitesse est un sport paritaire et nous souhaitons qu'il le reste.

REMERCIEMENTS

Six ans d'études postbac, c'est long. Que ce soit pendant les multiples confinements, les semestres à l'étranger ou les longues soirées de travail, on se rend compte que l'aventure est plus agréable quand elle est partagée ! Et c'est en particulier vrai au terme d'un projet comme celui-ci. Mon parcours ne serait certainement pas le même sans certaines personnes que je me dois de remercier ici.

Avant toute chose, il convient de remercier mon superviseur Julien Clément. Merci de t'être adapté à mes méthodes et mes horaires de travail parfois inhabituels, et surtout de m'avoir aidé à atteindre mes objectifs. Tu m'as fait confiance et tu as su m'encadrer exactement de la manière dont j'avais besoin, et c'est grâce à toi que j'ai pu être aussi efficace, et apprécier autant les deux dernières années.

Merci Nicola Hagemeister, Éric Wagnac et Mildred Loiseau-Taupin ; vous m'avez appuyé et conseillé à des moments clés de ma maîtrise et mon parcours scolaire au Canada n'aurait pas été le même sans vous.

Un geste, un regard, un conseil, ou une distraction ; merci pour tout, Théophile, je comprends mieux le plaisir que c'est de travailler avec un ami. Pour reprendre ta formule « Tu as fait passer beaucoup plus vite les heures les moins drôles ». Un merci également aux étudiants du Comité STEP de l'INS, pour ces midis sportifs animés, ces longues journées de travail partagées, et même ces soirées post-conférences propices au partage.

Un grand merci à tous les collègues et athlètes de l'INS Québec et de Patinage de Vitesse Canada qui ont participé de près ou de loin au projet, et plus particulièrement ceux qui m'ont encouragé, et qui ont cru en moi. François, Émilie, Olivier, William, Thomas et Wren : vous m'avez fait me sentir à ma place et je vous en suis infiniment reconnaissant.

VIII

Je me dois de remercier mon école en France, ISIS Ingénieurs, pour m'avoir offert de multiples opportunités à l'étranger sans lesquelles je n'aurais peut-être jamais trouvé ma voie. Je souhaite par la même occasion remercier l'ÉTS pour m'avoir offert un espace pour expérimenter, pour apprendre, et surtout pour grandir.

Bien sûr, je veux remercier mes parents. Merci à vous deux, je sais que ce n'était pas facile de me laisser partir (3 fois quand même !), mais vous m'avez donné les conseils pour avancer et les clés pour réussir. Je ne reprendrai peut-être pas l'entreprise familiale, mais vous m'avez offert un plus gros cadeau en me permettant de découvrir mes propres passions. Vous êtes mes exemples, vous êtes mes héros et je vous dois tout. Un gros merci à ma grande sœur, je ne te le dis jamais assez, mais tu es un exemple pour moi. Ton esprit d'aventurière me pousse à me dépasser et j'ai hâte qu'on se revoie !

Enfin, je voudrais remercier tous mes amis de Montréal ! Ceux trouvés à l'Exutoire et ceux rencontrés un peu par hasard ; je ne peux pas tous vous citer ici ou ce mémoire serait interminable, mais vous avez rendu mon expérience ici inoubliable. Que ce soit en m'apportant un supplément d'énergie pendant de longues heures de rédaction, en me proposant d'aller prendre un fast-food pour me changer les idées, ou en me soutenant inlassablement à toute heure de la journée (et parfois de la nuit), je suis très chanceux d'avoir croisé votre chemin et j'espère qu'on gardera contact encore longtemps.

J'aimerais aussi remercier les amis qui m'ont soutenu à distance, et encore plus Louane et Maëva qui ont traversé l'océan quand j'en avais besoin.

Pierre Faucher m'a dit au début de cette année « arrête de chercher! ». C'est bon Pierre, j'ai trouvé!

MESURE DE LA FLEXION DORSALE DE LA CHEVILLE ET IDENTIFICATION DE NOUVEAUX FACTEURS DE PERFORMANCE CHEZ LES PATINEURS DE VITESSE COURTE PISTE

Jules CLAUDEL

RÉSUMÉ

En patinage de vitesse courte piste, la victoire peut se jouer à quelques millisecondes. Pour améliorer leurs performances et garantir la victoire, les athlètes doivent continuellement peaufiner leur technique, une combinaison de caractéristiques biomécaniques et cinématiques. La posture accroupie caractéristique des patineurs de vitesse est étroitement liée à leurs performances, car elle leur permet de minimiser la résistance de l'air et d'optimiser les angles de propulsion. Cependant, les outils de mesure traditionnels ne peuvent pas être utilisés pour évaluer les angles articulaires à haute vitesse, soulignant le besoin de technologies portables qui n'entravent pas les mouvements des athlètes. Les unités de mesure inertielles (IMU) offrent une solution viable, permettant une analyse précise du mouvement dans divers contextes sportifs.

Notre étude vise donc à identifier et quantifier l'impact des principaux facteurs de performance en utilisant des IMUs, en faisant l'hypothèse que la dorsiflexion de la cheville a un impact significatif sur la performance. Nous explorons néanmoins d'autres aspects biomécaniques tels que l'espacement entre les pieds et la hauteur du pelvis.

Le projet a été divisé en deux phases. Nous avons d'abord cherché à comprendre comment la dorsiflexion de la cheville évolue au cours d'une journée d'entraînement et à identifier les facteurs influençant cet angle, notamment le sexe et l'équipe de l'athlète, et le moment de la mesure. Par la suite, la deuxième phase a visé à identifier les principaux facteurs de performance et à quantifier leurs impacts respectifs sur la performance des athlètes en utilisant des IMUs.

Les résultats de la première phase ont révélé une amélioration significative de la dorsiflexion de la cheville après le premier échauffement de la journée, et qu'elle reste globalement stable au cours du reste de la journée. Il est intéressant de noter qu'aucun impact du niveau de l'équipe et du sexe de l'athlète sur la dorsiflexion de la cheville n'a été trouvé. Concernant la deuxième phase, le projet a identifié avec succès sept variables exploitables qui ont le potentiel d'améliorer les performances en patinage de vitesse.

Cette thèse souligne la faisabilité d'identifier les facteurs de performance en utilisant des IMUs portables et met en évidence que le travail sur ces facteurs spécifiques peut entraîner des améliorations significatives dans les temps de tour.

Mots-clés : Facteurs de performance, IMU, Dorsiflexion de la cheville, Patinage de vitesse courte piste, Biomécanique

MEASUREMENT OF ANKLE DORSIFLEXION AND IDENTIFICATION OF NEW PERFORMANCE FACTORS IN SHORT TRACK SPEED SKATERS

Jules CLAUDEL

ABSTRACT

In short-track speed skating, victory can be determined by mere milliseconds. To enhance performance and secure victory, athletes must continuously refine their technique, which encompasses both biomechanical and kinematic characteristics. The crouched posture characteristic of speed skaters is closely linked to their performance, allowing them to minimize air resistance and optimize propulsion angles. However, traditional measurement tools are impractical for assessing joint angles during high-speed skating, highlighting the need for wearable technology that doesn't impede athletes' movements. Inertial measurement units (IMUs) offer a viable solution, allowing for precise motion analysis in various sporting contexts.

Our study therefore aims to identify and quantify the importance of key performance factors using IMUs, hypothesizing that ankle dorsiflexion significantly impacts performance. Additionally, we explore other biomechanical aspects such as inter-foot spacing and pelvic height.

The project was divided into two phases. Initially, we sought to understand how ankle dorsiflexion evolves over a day of training and identify the factors influencing this angle, including athlete sex, team affiliation, and time of measurement. Subsequently, the second phase aimed to pinpoint the primary performance factors and quantify their respective impacts on athlete performance using wearable IMUs.

Results from the first phase revealed a significant increase in ankle dorsiflexion range of motion after the first warm-up of the day, although overall, it remains relatively stable throughout. Interestingly, team level and athlete sex were not found to significantly influence ankle dorsiflexion. Moving to the second phase, the project successfully identified seven actionable variables that have the potential to enhance speed skating performances.

This thesis underscores the feasibility of pinpointing performance factors using wearable IMUs and highlights that working on those specific factors can lead to significant improvements in lap times.

Keywords: Performance factors, IMU, Ankle dorsiflexion, Short-track Speed Skating, Biomechanics

TABLE DES MATIÈRES

	Page
INTRODUCTION	1
CHAPITRE 1 REVUE DE LA LITTÉRATURE	5
1.1 Patinage de vitesse courte piste et paramètres de performance	5
1.1.1 Patinage de vitesse courte piste.....	5
1.1.2 Quantification de la performance.....	8
1.1.3 Paramètres biomécaniques et anthropométriques	10
1.1.4 Paramètres additionnels	13
1.2 Méthodes établies d'analyse de mouvement en sport de glisse	15
1.2.1 Analyse vidéo.....	15
1.2.2 Patins instrumentés	17
1.2.3 Systèmes optoélectroniques	19
1.3 Les IMUs au service de l'analyse de mouvement en sport de glisse.....	22
1.3.1 Mise en contexte	22
1.3.2 Système de motion capture Xsens MVN	24
1.3.3 Validation des IMUs dans différents contextes d'utilisation	27
1.3.4 Problématiques des IMUs	29
CHAPITRE 2 DÉMARCHE ET DÉCOUPAGE DU PROJET	33
2.1 Problématique	33
2.2 Objectif et hypothèses	33
2.3 Approche méthodologique.....	34
2.4 Limites du champ d'études	35
CHAPITRE 3 INTRA-DAY VARIATION OF ANKLE DORSIFLEXION IN SHORT-TRACK SPEED SKATERS	37
3.1 Abstract	37
3.2 Keywords	38
3.3 Introduction.....	38
3.4 Methods.....	39
3.4.1 Subjects	39
3.4.2 Methodology	40
3.4.3 Statistical Analysis.....	40
3.5 Results.....	41
3.6 Discussion.....	43
3.7 Practical Applications	44
3.8 Conclusion	44
CHAPITRE 4 ANALYZING SHORT-TRACK SPEED SKATING PERFORMANCE FACTORS WITH WEARABLE INERTIAL MEASUREMENT UNITS.....	45
4.1 Abstract	45

4.2	Keywords	46
4.3	Introduction	46
4.4	Methods.....	47
4.4.1	Subjects	47
4.4.2	Instrumentation	48
4.4.3	Acquisition.....	48
4.4.4	Data processing.....	48
4.5	Statistical Analysis.....	50
4.6	Results.....	51
4.7	Discussion	54
4.8	Conclusion	56
CHAPITRE 5 DISCUSSION GÉNÉRALE		59
5.1	Réponse aux objectifs de l'étude	59
5.2	Limites de l'étude	60
CONCLUSION.....		63
ANNEXE I DIAGRAM SHOWING ALL STUDIED PERFORMANCE FACTORS		65
LISTE DE RÉFÉRENCES BIBLIOGRAPHIQUES		67

LISTE DES TABLEAUX

		Page
Tableau 1.1	Principaux effets sur les performances de différents paramètres.....	14
Tableau 3.1	Differences between repetitions and 95% confidence interval (in degrees).....	41
Tableau 3.2	Multiple comparisons between team and sex for the left and right ankles and 95% confidence intervals using the Tukey HSD (in degrees) .	42
Tableau 4.1	Summary of remaining factors, their zone of influence, their associated coefficient, their priority group of application and their preferred evolution for the reduction of lap time	53

LISTE DES FIGURES

	Page
Figure 1.1	Piste de patinage de vitesse courte piste6
Figure 1.2	Vues de dessous et de côté d'un patin avec lame7
Figure 1.3	Direction de la propulsion et direction de l'athlète pour un patineur et un coureur8
Figure 1.4	Quantification de la dorsiflexion à l'aide d'un inclinomètre (gauche) et d'un goniomètre (droite)11
Figure 1.5	Angles anatomiques influençant principalement les performances en patinage de vitesse12
Figure 1.6	Exemple d'une technologie de reconnaissance d'image appliquée au patinage de vitesse16
Figure 1.7	Exemple de montage d'un patin instrumenté.....19
Figure 1.8	Comparaison du modèle 3D créé avec un OMC (gauche) et un IMC (droite). Sur le modèle OMC, les repères du système optoélectronique sont visibles.....21
Figure 1.9	Placement des IMUs sur la combinaison MVN Link24
Figure 1.10	Illustration du système de coordonnées tibia/fibula et du système de coordonnées associé au complexe de la cheville en position neutre26
Figure 1.11	Avatar Xsens en N-Pose (gauche) et en T-Pose (droite)30
Figure 3.1	Means and 95% Tukey HSD intervals for the left and right ankles. All time points with CIs below the horizontal dotted line are significantly different than the first time point M142
Figure 4.1	Flow chart depicting the iterative process of factor selection.....50
Figure 4.2	Means plot showing the difference between men's (3) and women's (4) lap time for L1 (on the left) and L2 (on the right).....51
Figure 4.3	Means plot showing the difference between National Team's (1) and Junior Elite Team's (2) lap time for L1 (on the left) and L2 (on the right)51

LISTE DES ABRÉVIATIONS, SIGLES ET ACRONYMES

2D	Bidimensionnel
3D	Tridimensionnel
ANOVA	Analysis of variance
CI	Confidence interval
GPS	Global Positioning System
HSD	Honestly Significant Difference
IMC	Inertial Motion Capture
IMMS	Inertial and Magnetic Measurement System
IMMU	Inertial and Magnetic Measurement Units
IMS	Inertial Motion Sensors
IMU	Inertial Measurement Unit
ISB	International Society of Biomechanics
MIMU	Magnetic and Inertial Measurement Unit
NT	National Team
NG	NextGen Team (or Junior Elite Team)
OMC	Optical Motion Capture
RMSE	Root mean square error
ROM	Range of Motion
SD	Standard Deviation

LISTE DES SYMBOLES ET UNITÉS DE MESURE

±	Plus ou Moins (Symbole mathématique)
°	Degré (Unité d'angle)
%	Pourcentage (Unité adimensionnelle)
g	Gramme (Unité de masse)
kg	Kilogramme (Unité de masse)
mm	Millimètre (Unité de distance)
cm	Centimètre (Unité de distance)
m	Mètre (Unité de distance)
km/h	Kilomètre-heure (Unité de vitesse)
ms	Milliseconde (Unité de temps)
s	Seconde (Unité de temps)
hPa	Hectopascal (Unité de pression)
N	Newton (Unité de force)
Hz	Hertz (Unité de fréquence)
y	Years (Âge)

INTRODUCTION

La victoire en patinage de vitesse courte piste se joue parfois à quelques millièmes de seconde. Pour améliorer ses performances et l'emporter, un athlète doit donc constamment améliorer sa technique. Ce qu'on appelle communément la "technique" d'un athlète est en réalité une combinaison de caractéristiques biomécaniques et cinématiques. On sait par exemple que la dynamique des membres inférieurs, et en particulier la position accroupie caractéristique des patineurs de vitesse, est étroitement liée à leurs performances (Mackenzie, 1898). Cette position se caractérise par un faible angle du tronc vis-à-vis au sol, et de fortes flexions du genou et de la cheville (Khuyagbaatar, Purevsuren, Park, Kim, & Kim, 2017).

Maintenir cette position tout au long d'une course est très exigeant pour les articulations des membres inférieurs, et notamment pour la cheville. La dorsiflexion de la cheville, qui détermine le degré auquel le pied peut être fléchi vers le tibia, est un facteur prédominant, car elle permet au genou, puis au reste du corps, d'être aussi bas que possible. Étant une clé de la position du patineur, la cheville doit être correctement entraînée, non seulement pour éviter les blessures, mais aussi pour augmenter la mobilité articulaire. Des exercices ciblés peuvent être intégrés à une routine d'entraînement, mais il est difficile de quantifier leur impact.

Mesurer la dorsiflexion de la cheville est également un défi en soi, car de nombreuses méthodes coexistent, avec différents degrés de précision et de répétabilité (Konor, Morton, Eckerson, & Grindstaff, 2012). De plus, la mobilité articulaire de la cheville peut être influencée par de nombreux facteurs internes ou externes, notamment la variation intra-journalière pour les sujets. Or, à notre connaissance, aucune étude n'a abordé la variation de l'angle de dorsiflexion de la cheville tout au long de la journée pour les athlètes de haut niveau. Au-delà des difficultés liées à la mesure seule, il peut être plutôt difficile de mesurer les angles articulaires avec les outils de mesure traditionnels et dans des conditions de course. Les athlètes peuvent atteindre des vitesses allant jusqu'à 55 km/h sur la glace, rendant irréalisable la reproduction de tels mouvements dans des environnements de laboratoire contrôlés.

Pour mener une telle étude, un système optoélectronique ou des patins instrumentés pourraient être utilisés. Un système optoélectronique fait appel à plusieurs caméras qui suivent des trackers placés sur un sujet et reconstituent les mouvements en 3 dimensions sur un ordinateur (Garcia-Garcia, Bouwmans, & Rosales Silva, 2020). Des patins équipés de capteurs peuvent également être choisis pour leur précision dans l'évaluation de composantes spécifiques de la technique de patinage, notamment la "poussée" propulsive (van der Kruk, Reijne, de Laat, & Veeger, 2019). Ces outils ne permettent cependant pas de mesurer la cinématique des membres inférieurs dans les 3 dimensions, ce qui est le but de notre étude.

L'émergence de nouvelles technologies comme les unités de mesure inertielles (IMU) offre une alternative fiable et précise. Validées par de multiples études dans diverses conditions (Mavor, Ross, Clouthier, Karakolis, & Graham, 2020; Robert-Lachaine, Mecheri, Larue, & Plamondon, 2017a, 2017b), les IMUs offrent une grande polyvalence et peuvent être utilisées dans différentes applications englobant des analyses cinématiques dans le sport (Kim et al., 2019), des évaluations de la démarche (Robert-Lachaine, Parent, Fuentes, Hagemeister, & Aissaoui, 2020), ou du mouvement (De Baets, Vanbrabant, Dierickx, van der Straaten, & Timmermans, 2020).

Plusieurs études abordent l'évaluation du mouvement sur glace à l'aide d'IMUs portables dans les domaines du patinage de vitesse sur longue piste (Tomita, Iizuka, Irisawa, & Imura, 2021) et des sauts en patinage artistique (Shi, Ozaki, & Honda, 2020). Cependant, à notre connaissance, l'analyse sur glace de la cinématique du patinage de vitesse courte piste à l'aide d'IMUs portables reste un domaine très peu étudié (Clement, Croteau, Gagnon, & Cros, 2024; Kim et al., 2019).

Motivés par ce fossé perceptible dans la littérature, notre étude vise à identifier les principaux facteurs de performance et à quantifier leurs impacts respectifs sur les performances des athlètes. Nous émettons en particulier l'hypothèse que la dorsiflexion de la cheville représente un déterminant principal des performances. Cette hypothèse, d'abord formulée par l'encadrement de l'équipe canadienne, a été formulée en réponse au besoin d'une position

très basse sur la glace. C'est pour cette raison qu'un sous-objectif de cette étude est de quantifier la variation intra-journalière de la dorsiflexion de la cheville chez les athlètes de haut niveau. Nous souhaitons tout de même évaluer l'influence d'autres aspects biomécaniques intrinsèques au mouvement de patinage de vitesse tels que l'espacement inter-pieds à la fin d'une poussée de patinage et la hauteur du pelvis.

Le CHAPITRE 1 de ce mémoire sera consacré à une revue des connaissances actuelles en analyse de performance. Elle s'attardera en particulier sur les critères d'analyse des sports de glisse, les méthodes établies en analyse de mouvement, ainsi que sur la place des IMUs dans ce contexte. Le CHAPITRE 2 introduira la problématique du projet, ses objectifs et hypothèses, l'approche méthodologique adoptée ainsi que les limites du champ d'études. Chaque phase du projet sera traitée dans un chapitre distinct, avec la rédaction de deux articles scientifiques. Ces derniers constitueront le CHAPITRE 3 et le CHAPITRE 4. Le CHAPITRE 3 adressera la variabilité de l'angle de flexion dorsale de la cheville au cours d'une journée d'entraînement chez les patineurs de vitesse courte piste. Le CHAPITRE 4 traitera, lui, du processus itératif d'identification de facteurs de performance. Il abordera également la quantification de l'impact des facteurs identifiés sur le temps au tour. Enfin, avant de conclure notre étude, le CHAPITRE 5 proposera une discussion générale sur les résultats obtenus et abordera les perspectives du projet.

CHAPITRE 1

REVUE DE LA LITTÉRATURE

1.1 Patinage de vitesse courte piste et paramètres de performance

Pour apporter du contexte à notre étude, la première étape de ma revue de littérature a été de comprendre les mécanismes en jeu dans le patinage de vitesse courte piste. Au-delà de la compréhension du sport, nous avons également cherché à comprendre les composantes de la performance et comment elle est mesurée.

1.1.1 Patinage de vitesse courte piste

Le patinage de vitesse est un sport de glisse qui combine stratégie, matériel de pointe et technique. Apparu au début du XXe siècle en Amérique du Nord comme une discipline d'entraînement pour les patineurs de longue piste, il a ensuite gagné en popularité jusqu'à son introduction aux Jeux Olympiques de 1992 en France (Speed Skating Canada, 2021). Des premières compétitions internationales des années 1970 à l'ère moderne, le patinage de vitesse courte piste est un sport en constante innovation.

Aujourd'hui, en patinage de vitesse courte piste, 4 à 6 athlètes courent simultanément sur une piste en forme d'anneau de 111.12m de long (Speed Skating Canada, 2021) (voir **Figure 1.1**). L'objectif de chaque athlète est de franchir la ligne d'arrivée en premier. Il existe trois distances en épreuves individuelles : le 500m (4.5 tours), le 1000m (9 tours) et le 1500m (13 tours). Les relais mixtes se disputent sur 2000m (18 tours) tandis que les relais par sexe prennent place sur 3000m (27 tours) pour les femmes et 5000m (45 tours) pour les hommes.

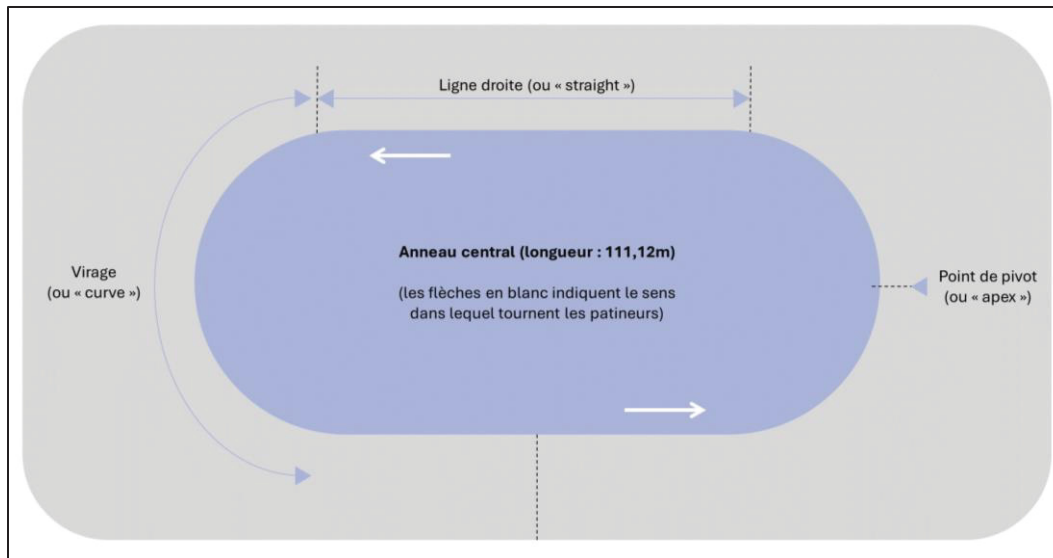


Figure 1.1 Piste de patinage de vitesse courte piste

L'équipement d'un patineur de vitesse est constitué de plusieurs éléments qui participent à ses performances tout en garantissant sa sécurité. Un patineur est donc équipé en tout temps d'une combinaison intégrale anti-coupure avec des genouillères, protège-tibias et protège-cou intégrés (Brownie & Kyle, 2012; Speed Skating Canada, 2021). Un casque, des lunettes et des gants font également partie de la panoplie d'équipements d'un patineur de vitesse courte piste.

Mais bien sûr, l'élément le plus important pour un patineur est ses patins. Moulées sur mesure, les bottines d'un athlète sont fabriquées en fibres de carbone et aident l'athlète à tirer le maximum de ses lames. Décalées sur le côté intérieur du patin, les lames en courte piste mesurent « de 30 à 45 cm en longueur, et [font] environ 1.10 mm d'épaisseur » (Speed Skating Canada, 2021). Elles sont légèrement courbées sur leur épaisseur vers l'intérieur (ce qui est appelé la banane) et sur leur longueur (ce qui est appelé le berceau) afin d'aider l'athlète dans son mouvement. Ces courbures sont visibles sur la **Figure 1.2**.

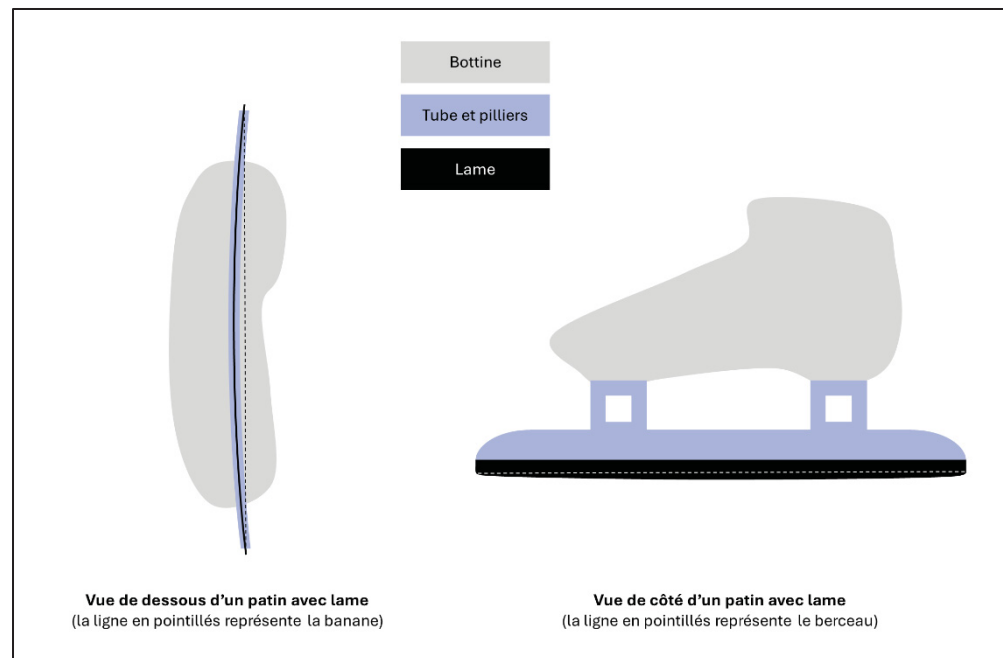


Figure 1.2 Vues de dessous et de côté d'un patin avec lame

Enfin, un élément clé en patinage de vitesse est la technique du patineur. En se tenant très bas sur leurs appuis, avec le tronc parallèle au sol, les patineurs peuvent réduire les forces de friction causées par la résistance de l'air qu'ils subissent et optimiser l'angle de propulsion (Khuyagbaatar et al., 2017; Mackenzie, 1898; Noordhof, Foster, Hoozemans, & de Koning, 2014).

Cette position évolue selon la phase du tracé dans laquelle l'athlète se situe. van der Kruk et al. (2019) définissent 4 phases principales : la ligne droite, l'entrée dans le virage, le virage, et la sortie de virage. En ligne droite et à pleine vitesse, un patineur fournit en général une poussée vers la droite et une vers la gauche avant de rentrer dans le virage suivant. En virage en revanche, l'athlète pousse plusieurs fois vers l'extérieur en alternant pied droit et pied gauche. Pour compenser l'influence des forces centrifuges s'appliquant sur lui et garder l'appui, un patineur se penche vers l'intérieur du virage et pose sa main gauche sur la glace.

1.1.2 Quantification de la performance

Comme évoqué par van der Eb, Gereats, et Knobbe (2020), « en patinage de vitesse, le Saint-Graal est la puissance par coup de patin ». C'est, en effet, un indice qui permet d'identifier et de comparer facilement la qualité des performances fournies en patinage de vitesse. Il est aujourd'hui même établi que la puissance par coup de patin est plus importante que la fréquence des coups de patin (Konings et al., 2015). Il est cependant très difficile d'estimer la puissance par coup de patin. En effet, ce qui est communément appelé « puissance par coup de patin » est concrètement une combinaison de forces, vitesses et directions, dont la puissance produite pendant la propulsion est un élément clé (van der Eb et al., 2020; van der Eb, Veeger, & de Koning, 2019).

Pour rappel, pour se diriger vers l'avant, les patineurs de vitesse doivent fournir une force dirigée presque perpendiculairement. Ceci est dû à la nature même d'un patin : un patin peut se déplacer sans problème vers l'avant ou l'arrière, mais glisse difficilement vers les côtés. Ainsi, lorsqu'un patineur place son patin sur le côté, il prend appui sur la glace et peut donc se propulser en fournissant de la puissance dirigée vers ce point d'appui (voir **Figure 1.3**). Sa vitesse augmente ; il avance. On appelle ce processus « propulsion » ou « push-off » (van der Eb et al., 2020).

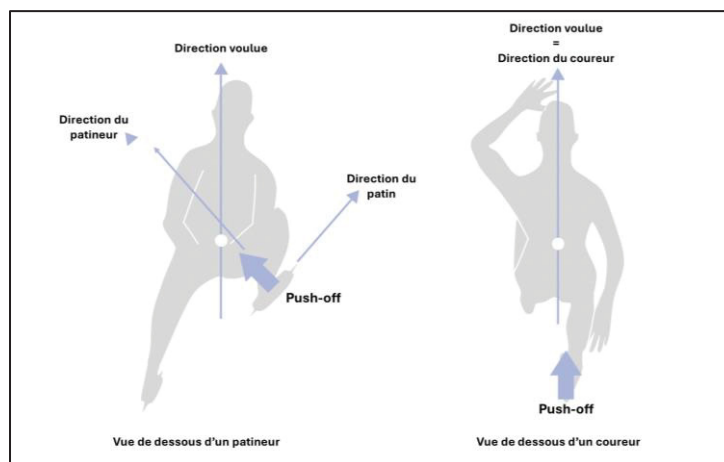


Figure 1.3 Direction de la propulsion et direction de l'athlète pour un patineur et un coureur
Reproduite et adaptée à partir de Zuiker (2014)

Trois phases co-existent au sein d'un même coup de patin en patinage de vitesse : la glisse, la propulsion et la récupération. Kim et al. (2019) définissent la phase de propulsion comme débutant « quand le genou débute son extension » et finissant quand « la lame quitte le sol ».

La propulsion est l'un des piliers de la performance dans de nombreux sports : cyclisme, course, patinage (van Ingen Schenau, de Koning, & de Groot, 1994). En patinage de vitesse, elle est cependant différente à celle donnée dans la plupart des activités locomotrices, au sein desquelles la propulsion se fait par appui dirigé dans la direction opposée à la direction d'avancement. C'est cette différence de technique qui permet aux patineurs d'atteindre des vitesses pouvant aller jusqu'à 55 km/h. En patinage de vitesse, la nature courte, mais intense de la propulsion est rendue possible par l'extension du genou couplée à la position plus ou moins horizontale du tronc (J. J. de Koning, de Groot, & van Ingen Schenau, 1991).

L'évaluation de la qualité d'une propulsion repose elle-même sur plusieurs facteurs : angle de propulsion (angle entre la jambe et le sol calculé sur le plan frontal), force produite latéralement et vers l'arrière. Selon Konings et al. (2015), plus l'angle de propulsion est faible, meilleure sera la puissance délivrée. Selon Sim et Chao (1978) et (van der Kruk, van der Helm, Schwab, & Veeger, 2016), la propulsion est la somme d'une composante latérale et d'une plus grande composante avant/arrière. Il est important de noter que les forces latérales augmentent significativement en virage ou lors d'un dépassement. La force de propulsion a également une composante verticale (Kim et al., 2019). La force de propulsion fournie est la principale source de vitesse d'un patineur. Cette force repose sur une extension rapide (200ms) et complète (171° environ) du genou (Konings et al., 2015).

La nature des propulsions est très différente selon le moment de la course. Au début, les propulsions sont similaires à de la course à pied, car elles sont localisées sur un point fixe de la glace. Au fur et à mesure des propulsions, celles-ci ont tendance à être « glissées » (Konings et al., 2015). On peut également ajouter que la position dans le tour (entrée dans le virage, virage, sortie du virage et ligne droite) change également la nature de la propulsion (van der Kruk et al., 2019). Les indices de performance liés à la propulsion étudiés sont la

force maximale de propulsion, la force moyenne par coup de patin, ainsi que le ratio de force entre la première (le début d'extension) et la dernière partie de la propulsion (le lever de lame) (van der Eb et al., 2020).

Comme van der Kruk et al. (2016) l'expriment, « un athlète peut augmenter sa vitesse en augmentant sa force de propulsion, mais la force produite ne détermine pas la performance du patineur ». Cette formulation nous met sur la piste que d'autres paramètres peuvent donner des indices sur la performance d'un athlète : temps de contact, fréquence des coups de patin, centres de pression et angles (van der Eb et al., 2020). Il est aussi important de ne pas négliger les composantes biomécaniques : extension du genou (J. J. de Koning et al., 1991), flexion plantaire (Robert-Lachaine, Turcotte, Dixon, & Pearsall, 2012), position horizontale du tronc (Konings et al., 2015). Il reste cependant encore beaucoup à découvrir sur la technique et les composantes de la performance en patinage de vitesse courte-piste (Van der Kruk, 2018).

La force de propulsion est intéressante à étudier en cas d'utilisation de semelles de pression ou de patins instrumentés. Or, l'indice de quantification de la performance le plus important reste le temps au tour. En effet, le temps au tour est un excellent indicateur, car il permet de comparer plusieurs athlètes entre eux, ou même plusieurs tours d'un même athlète. C'est également une métrique connue qui permet rapidement d'identifier la qualité du tour produit par un patineur lors d'un entraînement de vitesse maximale. Pour les hommes par exemple, un temps au tour supérieur à 9,5s signifie que l'athlète n'aura pas été assez rapide, mais avec un temps compris entre 8 et 9s, l'athlète aura délivré un tour de haut niveau (les temps au tour des femmes sont en moyenne supérieurs de 0,5s à ceux des hommes).

1.1.3 Paramètres biomécaniques et anthropométriques

Les prédispositions anatomiques jouent un rôle clé dans les mouvements en patinage de vitesse, et en particulier l'anatomie de la cheville. La flexion dorsale (ou dorsiflexion) de la cheville est l'une des clés qui permettent à un athlète de se positionner en position accroupie

basse. Ainsi, une faible amplitude articulaire peut handicaper un athlète dans sa quête de résultats. Krause, Cloud, Forster, Schrank, et Hollman (2011) affirment même qu'une mauvaise amplitude articulaire pourrait mener à des problèmes médicaux. On définit une mauvaise amplitude articulaire de la cheville par des seuils de restriction de flexion dorsale de 11.5° avec extension complète du genou, et 18.5° avec extension à 90° du genou (Kaufman, Brodine, Shaffer, Johnson, & Cullison, 1999).

De nombreuses études ont tenté d'évaluer ce qui pouvait améliorer la dorsiflexion de la cheville, et réciproquement, ce qui la limitait. Une raideur du tendon d'Achille ou des restrictions sur l'arrière de la cheville peuvent, par exemple, être considérées comme des facteurs handicapants (Miyasaka, Ebihara, Fukaya, & Mutsuzaki, 2023).

Il existe plusieurs façons de caractériser l'angle de dorsiflexion de la cheville : en fente, avec flexion à 90° ou extension complète du genou, avec placement passif ou placement actif de la cheville. Krause et al. (2011) ont cherché à évaluer à l'aide d'un goniomètre et d'un inclinomètre la fiabilité inter-évaluateurs de ces méthodes et quantifier les différences de mesures (voir **Figure 1.4**). Ils ont trouvé que la fente résulte en de meilleures fiabilités intra et inter-évaluateurs. Ceci est peut-être dû à la position elle-même, mais aussi au fait que cette mesure est la seule ayant été prise avec l'inclinomètre digital, plus fiable qu'un goniomètre (Konor et al., 2012). Il n'y a pas de consensus quant à l'utilisation clinique de ces outils : bien que l'inclinomètre soit simple à utiliser et diminue les erreurs de lecture, le goniomètre est moins cher, ce qui rend son utilisation plus commune (Konor et al., 2012).

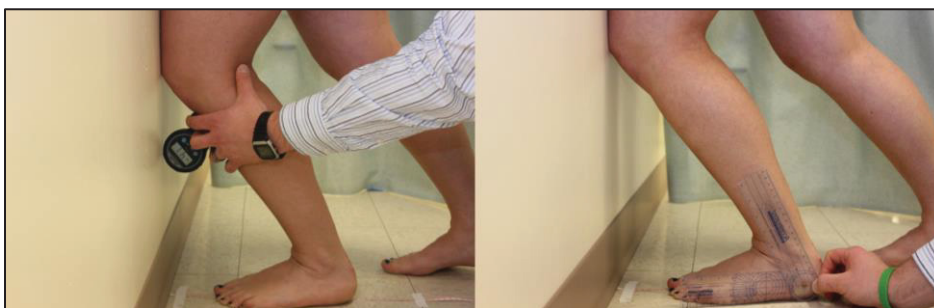


Figure 1.4 Quantification de la dorsiflexion à l'aide d'un inclinomètre (gauche) et d'un goniomètre (droite)
Adaptée de Konor et al. (2012)

Au-delà des inclinomètres et goniomètres principalement utilisés en milieu clinique, il est possible d'utiliser des marqueurs sur la peau, la stéréophotogrammétrie, un ruban de mesure, des applications sur smartphone ou simplement de faire une estimation visuelle afin de mesurer l'angle de dorsiflexion de la cheville (Bennell et al., 1998).

Il a également été conclu que la flexion du genou augmente largement l'amplitude articulaire de la cheville, la flexion du genou étant elle-même influencée par la flexion de la hanche. Ceci implique que la mesure de dorsiflexion doit se faire en prenant en compte les angles du genou et de la hanche. Noordhof et al. (2014) définit ainsi l'angle de pré-extension du genou et l'angle du tronc comme caractéristiques cinématiques à inclure dans le calcul d'angle de dorsiflexion de la cheville (voir **Figure 1.5**).

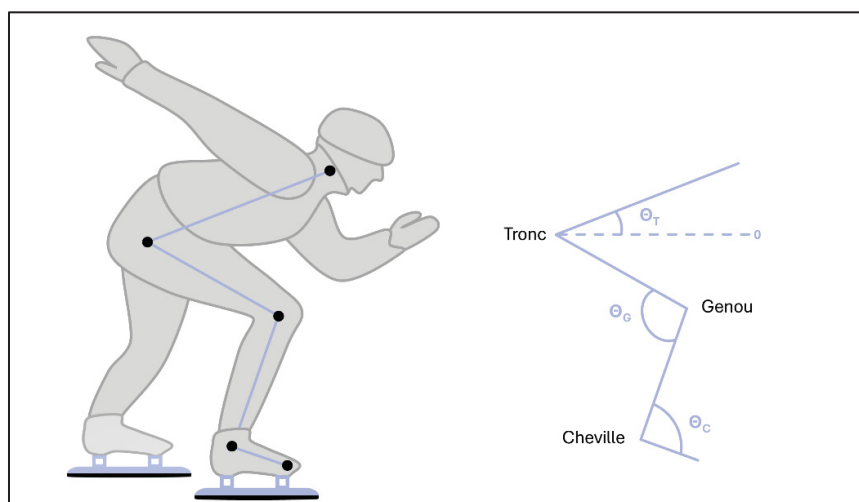


Figure 1.5 Angles anatomiques influençant principalement les performances en patinage de vitesse
Reproduite et adaptée à partir J. J. de Koning et al. (1991)

Comme précisé précédemment, la performance en patinage de vitesse repose en grande partie sur la mobilisation de la hanche et du genou pour la propulsion. L'importance des angles de flexion du genou et de la hanche n'est donc plus à prouver. Quantifier ces angles peut être un élément clé dans la comparaison des performances des athlètes mais il reste aujourd'hui difficile de les évaluer à haute-vitesse. Il n'est ainsi pas surprenant de voir qu'une différence

anthropométrique au niveau de ces deux articulations peut mener à une différence de performance. Konings et al. (2015) se sont donc intéressés aux caractéristiques anthropométriques des patineurs de vitesse.

À travers une revue de 14 papiers, ils ont étudié la taille des segments, la masse grasseuse, la masse musculaire, la masse totale et la taille des patineurs. Malgré une taille et une masse moyenne des athlètes, certaines différences anthropométriques ont été observées. Par exemple, il a été noté que les patineurs élités ont des jambes plus courtes et un tronc plus long que les juniors. Ils ont également remarqué qu'une partie de la différence de performance entre patineurs et patineuses est attribuée au pourcentage de graisse plus élevé chez ces dernières (Konings et al., 2015).

La pratique du patinage de vitesse, et en particulier l'usage de la position accroupie, a un impact physiologique sur les athlètes. Il a été remarqué que malgré son apport biomécanique, elle présente des contraintes physiologiques évidentes. Par exemple, la position entraîne une réduction de l'afflux sanguin vers les muscles actifs, et donc une désoxygénation de ces muscles. Konings et al. (2015) expliquent même que « s'entraîner en position accroupie peut être de telle intensité que seul un certain volume d'entraînement peut être toléré ».

1.1.4 Paramètres additionnels

Comme dit précédemment, le patinage de vitesse est un sport complexe et de nombreux facteurs peuvent affecter les performances. Quelques études se sont justement penchées sur ces facteurs additionnels.

Une étude de 2016 s'est par exemple penchée sur l'impact de l'altitude, de la pression barométrique, du type d'anneau, de l'importance de la compétition chez des patineurs élités et juniors. Leur hypothèse a été que chacun de ces paramètres, même les plus mineurs, pouvaient avoir une influence sur les performances (Noordhof, Mulder, de Koning, & Hopkins, 2016). Pour étudier cette influence, toutes les courses officielles d'un cycle

olympique (Saisons 2010-11 à 2013-14) ont été étudiées. Les effets de ces paramètres sont résumés dans le **Tableau 1.1**.

Tableau 1.1 Principaux effets sur les performances de différents paramètres
Tiré de Noordhof et al. (2016)

Paramètre	Junior	Sénior
Augmentation d'altitude de 1000m	Amélioration moyenne de 2.8%	Amélioration moyenne de 2.1%
Augmentation de pression de 100 hPa	Baisse moyenne de 1.1%	Non significatif
Anneau fermé	Amélioration moyenne de 3.4%	Non significatif
Compétitions importantes	Amélioration moyenne de 0.43%	Amélioration moyenne de 0.3%

Les différences de performance causées par le sexe ont aussi été étudiées à travers les forces normales appliquées, ou encore l'angle entre le tronc et la jambe qui produit la propulsion. van der Kruk et al. (2019) ont démontré que les forces normales appliquées sont similaires, peu importe le sexe (les forces ont été normalisées par rapport au poids). Noordhof et al. (2014) ont, eux, statué sur le fait que les patineurs arrivent mieux à maintenir un petit angle de la hanche tout au long d'une course, mais que c'est la seule différence de posture significative selon le sexe. Enfin, Noordhof et al. (2016) ont prouvé que le sexe couplé à d'autres facteurs extérieurs n'a pas d'influence, sauf pour l'altitude à laquelle les femmes semblent mieux réagir que les hommes (amélioration moyenne des performances 2.2% contre 1.9%).

Enfin, le dernier facteur de performance clé dont nous allons parler est la tactique adoptée, *i.e.* la répartition de l'énergie d'un athlète tout au long de la course. Il est difficile d'étudier les tactiques utilisées en patinage de vitesse courte piste, car celles-ci dépendent en grosse partie des adversaires (Konings et al., 2015). Pour des distances courtes (500 et 1000m), les athlètes semblent adopter une tactique dite « all-out » qui consiste à donner toute l'énergie disponible

sur la durée entière de la course (van Ingen Schenau et al., 1994). Cette même étude établit également que la performance d'un athlète repose en grande partie sur l'accélération initiale fournie. Il est donc conseillé de dépenser « davantage d'énergie pendant la première partie de course, même si cela peut avoir une influence négative sur le reste de la course » (van Ingen Schenau et al., 1994). Il est important de noter que les paramètres de performance y sont intimement liés, car produire une forte accélération initiale repose sur « la masse musculaire totale pouvant être mise en action lors de la première propulsion » (van Ingen Schenau et al., 1994).

L'ensemble des paramètres évoqués précédemment sont facilement quantifiables dans un laboratoire. Des outils fixes peuvent évaluer avec précision l'angle de dorsiflexion, l'angle de propulsion, ou même la dépense énergétique lors d'une course. En revanche, étudier ces paramètres sur la glace pose plusieurs défis. Il a donc été essentiel de développer au cours des années de nouvelles méthodes d'analyse de performance *in situ*.

1.2 Méthodes établies d'analyse de mouvement en sport de glisse

Différentes méthodes et technologies sont aujourd'hui utilisées en analyse de mouvement pour les sports de glisse : GPS, magnétomètres, accéléromètres, analyse vidéo, patins instrumentés, ou même systèmes optoélectroniques. Nous allons nous focaliser dans cette partie sur les trois derniers outils cités, car ce sont les plus développés et utilisés aujourd'hui.

1.2.1 Analyse vidéo

Les coachs et chercheurs ont longtemps étudié la cinématique et la tactique en patinage de vitesse avec l'analyse vidéo (Konings et al., 2015). En effet, la vidéo est un outil facilement accessible, simple d'utilisation et établi depuis longtemps en analyse de performance.

Noordhof et al. (2014) ont par exemple utilisé des enregistrements vidéo pour investiguer la relation entre les changements de technique et les changements de vitesse en course. Leur étude a notamment permis de démontrer que pendant un 5000m, « la diminution de la vitesse

des patineurs est majoritairement due à une baisse d'efficacité dans la génération de puissance et non pas à des changements dans la friction de l'air » (Noordhof et al., 2014).

Park, Moon, et Lee (2023) utilisent eux une technologie de reconnaissance d'image pour détecter et compter les coups de patin fournis par un athlète dans les 100 premiers mètres d'une course (voir **Figure 1.6**). Avec une précision de 99.91% pour le décompte de coups de patin comparé à un comptage manuel sur les vidéos en vue frontale et 96.56% sur les vidéos en vue latérale, cette étude démontre l'intérêt d'utiliser une caméra 2D couplée à un logiciel de détection du mouvement en patinage de vitesse.

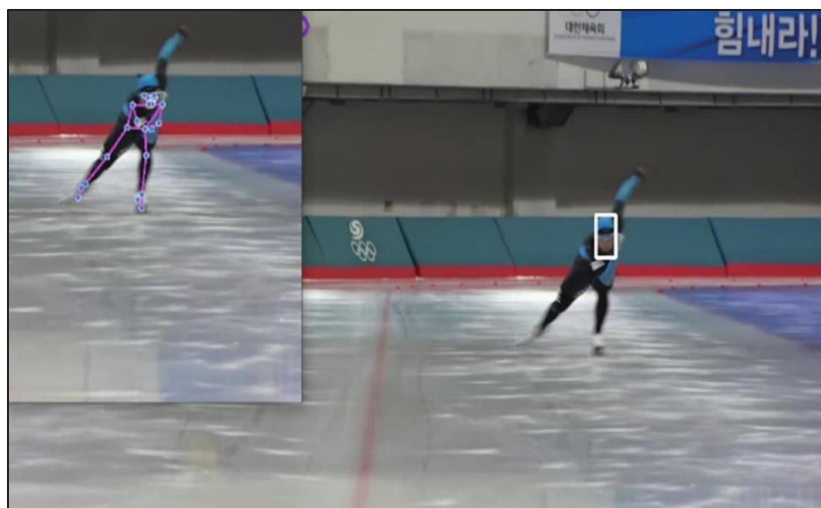


Figure 1.6 Exemple d'une technologie de reconnaissance d'image appliquée au patinage de vitesse
Tirée de Park et al. (2023)

Mais la vidéo présente des désavantages rendant l'analyse difficile sur plusieurs aspects. Tout d'abord, Shi et al. (2020) évoquent l'impossibilité de mener une analyse en temps réel, et donc pour les coaches, de donner une rétroaction instantanée aux athlètes. Tomita et al. (2021) expliquent cela par le très gros temps de traitement des données (identification des phases de mouvement, et numérisation des repères anatomiques).

Une autre contrainte est due au fait qu'en analyse vidéo, les caméras doivent capter en permanence la position des repères anatomiques (Tomita et al., 2021). Or, les autres athlètes,

les objets, ou même la lumière (Shi et al., 2020) peuvent interférer dans la collecte. Une solution pour contrer ces problèmes est l'utilisation simultanée de plusieurs caméras. Noordhof et al. (2014) utilisent par exemple 2 caméras pour les vues frontales, et 2 autres caméras panoramiques pour les vues sagittales. Il reste cependant difficile d'utiliser ces systèmes à multiples caméras et donc la plupart des analyses ne considèrent en réalité qu'un seul segment anatomique, ce qui ne permet pas une analyse complète et exhaustive des performances (Tomita et al., 2021). Il se révèle également très difficile et coûteux d'instrumenter une piste de patinage au complet.

Un cas d'utilisation intéressante de l'analyse vidéo est fourni par Fortier, Turcotte, et Pearsall (2014) lorsqu'ils l'utilisent en complément de patins modifiés afin de vérifier à la fin d'un exercice si le mouvement exécuté par le sujet est celui demandé. Cela correspond à ce que Tomita et al. (2021) expliquent en disant que « la rétroaction sur la technique de patinage doit surtout être fournie en se basant sur les observations visuelles ou qualitatives des observateurs, sans le bénéfice d'une étude quantitative ».

1.2.2 Patins instrumentés

La cinématique des patins représente le cœur de la technique d'un patineur. Pour analyser cette dernière, et tenter de déterminer la puissance par coup de patin, les chercheurs ont dû s'appuyer sur des technologies portables qui, selon Robert-Lachaine et al. (2012), « sont des alternatives utiles aux technologies de laboratoire ».

En 1983, Gagnon, Doré et Lamontagne ont prouvé qu'il était possible d'estimer la force de réaction du sol à l'aide de tensiomètres attachés aux patins (Fortier et al., 2014). Cette étude a permis de vérifier la fiabilité des patins instrumentés, qui ont depuis évolué avec notamment le développement d'un tensiomètre portable pour les mesures en hockey sur glace (Stidwill, Turcotte, Dixon, & Pearsall, 2009). Cependant, l'implantation de capteurs représente toujours un défi étant donné que le poids, les dimensions et les sensations du patin en patinage de vitesse sont critiques (van der Eb et al., 2019).

Différentes données peuvent être mesurées avec différents types de patins instrumentés. Fortier et al. (2014) s'intéressent par exemple aux forces verticales (aussi appelées forces normales) et médiolatérales ; la composante longitudinale étant souvent inférieure à 10 Newtons, elle n'est pas utilisée (van der Kruk et al., 2019). Pour cela, ils utilisent un patin avec 5 tensiomètres placés à l'avant, à l'arrière et sur le milieu du porte-lame. Le patin est également modifié dans sa structure puisqu'il présente une languette plus flexible, des œillets plus hauts que la normale, et une baisse de la garde du tendon.

Robert-Lachaine et al. (2012) utilisent eux aussi un patin dont la structure a été modifiée, mais n'utilisent qu'un seul tensiomètre puisque l'objectif de leur étude est de créer un patin permettant d'augmenter l'amplitude articulaire de la dorsiflexion plantaire. Kim et al. (2019) ont placé un système Pedar-X dans leur patin pour mesurer la force de réaction du sol. Pour rappel, un système Pedar-X permet de mesurer la distribution de pression appliquée par le pied. Pour mesurer 5 degrés de liberté du pied, van der Eb et al. (2019) ont fait le choix d'utiliser des capteurs de force ultralégers leur permettant de garder un poids plume et d'offrir une rétroaction en temps réel.

Pour comprendre la structure d'un patin instrumenté, il faut se tourner vers l'étude de van der Kruk et al. (2019) qui explique comment un patin de vitesse courte piste se transforme en outil de mesure précis. Deux coupelles instrumentées, organisées autour de capteurs piézoélectriques, sont placées entre la chaussure et la lame (voir **Figure 1.7**). Les données sont enregistrées sur une carte mémoire puis envoyées en Bluetooth via un data logger. Des batteries Li-Ion sont chargées d'alimenter le circuit. L'ensemble de ces éléments rajoute du poids (340g) et de la hauteur (5mm) aux patins initiaux, mais il est tout de même précisé que « les patineurs n'ont pas eu de difficulté à utiliser le patin à hautes vitesses » (van der Kruk et al., 2019).

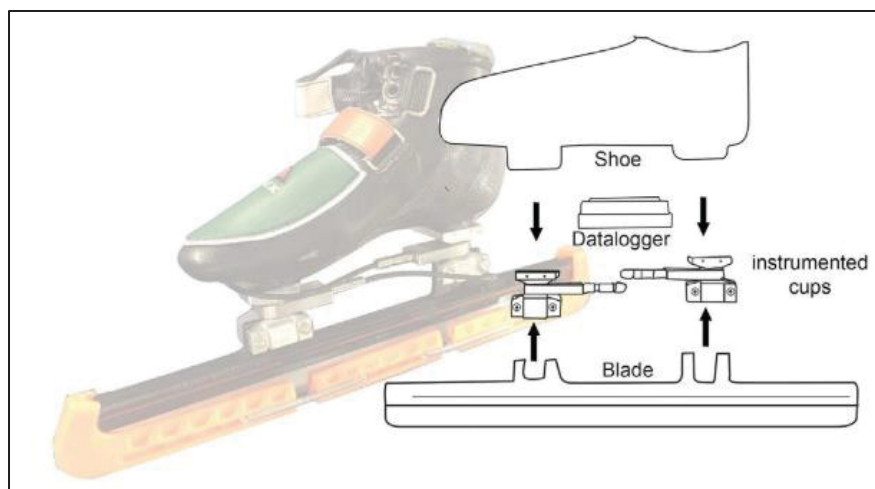


Figure 1.7 Exemple de montage d'un patin instrumenté
Adaptée de van der Kruk et al. (2019)

L'ergonomie pratique du patin instrumenté a donc été démontrée, notamment par van der Kruk et al. (2019), ce qui en fait un outil utile pour les athlètes et les coaches. Cependant, comme le soulignent Kim et al. (2019) : « un patin équipé de tensiomètre est difficilement implémentable en compétitions ». En effet, malgré un très faible ajout de poids, l'équipement peut interférer avec la performance du patineur. Il est également important de noter que pour calibrer un tel patin, une plaque de force est requise (van der Eb et al., 2019). Il semble donc évident que, malgré les bénéfices, l'utilisation de patins instrumentés n'est pas la solution idéale pour analyser les mouvements sur glace.

1.2.3 Systèmes optoélectroniques

Comme l'évoquent Robert-Lachaine et al. (2017b) : « l'analyse de mouvement a majoritairement été confinée aux laboratoires dans le passé ». Dans un tel milieu, la précision et l'exactitude des technologies sont poussées au maximum, et c'est dans ce contexte que les systèmes optoélectroniques se sont imposés.

Un système OMC (Optical Motion Capture) ou optoélectronique permet d'obtenir le modèle 3D d'une personne à l'aide de plusieurs caméras. Concrètement, un ordinateur utilise les

silhouettes détectées par chaque caméra et le retranscrit en un ensemble de formes : étant donné qu'il est impossible de retranscrire rigoureusement le corps humain, ce n'est qu'une approximation qui est obtenue par l'ordinateur. Les mouvements de la personne filmée sont ainsi détectés par les caméras, puis modélisés sur l'ordinateur (Garcia-Garcia et al., 2020). Pour améliorer la qualité du modèle créé, il est possible de placer des marqueurs sur le corps et le visage de la personne qui auront pour but d'aider l'ordinateur à se repérer et à définir plus précisément les micromouvements. Un système OMC repose ainsi avant tout sur un modèle anatomique.

Les systèmes optoélectroniques peuvent être utilisés dans des secteurs diversifiés comme les jeux vidéo, le cinéma, la réalité virtuelle, ou l'analyse de mouvement. Le système Polaris Spectra (Polaris Spectra, Northern Digital Inc., Waterloo, Canada) a par exemple été utilisé pour mesurer la cinématique 3D du genou à différentes vitesses (Robert-Lachaine, Parent, et al., 2020).

Différents aspects peuvent permettre d'évaluer un système OMC : précision, répétabilité ou exactitude. Pour ces trois critères, des systèmes optoélectroniques comme ceux d'Optotrak (Optotrak, Northern Digital, Waterloo, Canada) ou de Vicon (Vicon, Oxford Metrics, UK) peuvent être considérés comme le « gold standard », et permettent eux-mêmes d'évaluer d'autres technologies comme les IMMS (Inertial and Magnetic Measurement System) (Ferrari et al., 2010; Robert-Lachaine, Mecheri, Muller, Larue, & Plamondon, 2020).

Par exemple, une « 8-caméra » Optotrak a été utilisée pour valider l'IMMS Xsens (MVN, Xsens technologies, Enschede, Netherlands) ainsi que l'exactitude d'un mode de calibration d'IMMS (Robert-Lachaine et al., 2017a, 2017b).

De la même manière, pour vérifier un IMMS à bas-coût, Robert-Lachaine, Mecheri, et al. (2020) utilisent 17 groupements Optotrak placés « sur les pieds, les mollets, les cuisses, le pelvis, le sternum, la tête, les épaules, les bras, les avant-bras et les mains » par comparaison aux 17 capteurs inertiels placés aux mêmes endroits (voir **Figure 1.8**). En demandant aux

sujets de déplacer des boîtes d'une plateforme A à une plateforme B, les auteurs ont pu comparer les données fournies par les deux systèmes. Bien que l'IMMS à bas-coût a obtenu des résultats moins proches de l'OMC que l'IMMS Xsens (RMSE de 7.1° pour le bas-coût contre RMSE de 2.8° pour Xsens), les résultats obtenus sont tout de même satisfaisants et similaires à d'autres méthodes comme l'APDM (El-Gohary & McNames, 2012) ou l'I2M (Schall, Fethke, Chen, Oyama, & Douphrate, 2016).

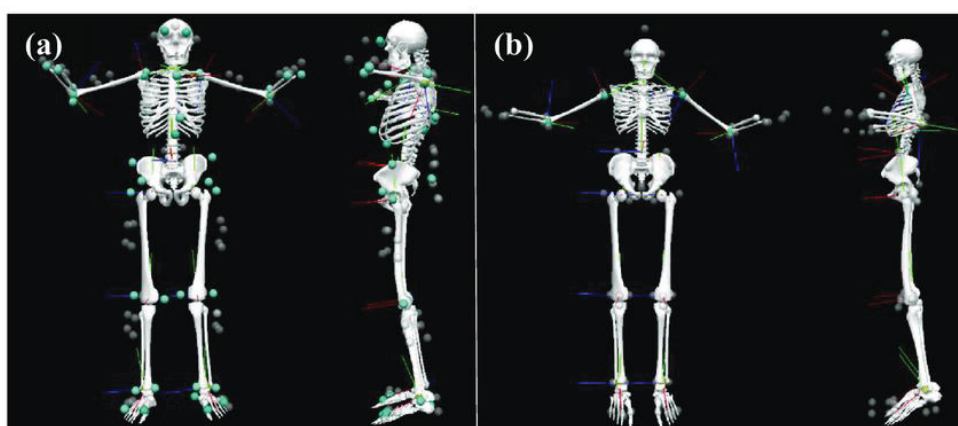


Figure 1.8 Comparaison du modèle 3D créé avec un OMC (gauche) et un IMC (droite).
 Sur le modèle OMC, les repères du système optoélectronique sont visibles
 Tirée de Mavor et al. (2020)

En revanche, certaines limitations propres aux systèmes optoélectroniques se révèlent dès que l'on sort d'un usage en laboratoire. Par exemple, comme pour l'analyse vidéo, l'OMC nécessite une vision directe entre le sujet et les caméras en tout temps, ce qui est difficile en mouvement ou si le sujet doit porter un équipement spécial (Mavor et al., 2020). De plus, en patinage, « la réflexion sur la glace et l'établissement d'un champ de vision approprié sont problématiques » (Robert-Lachaine et al., 2012).

Malgré d'indéniables avantages quant à la précision des données collectées, l'OMC présente des limitations incompatibles avec son utilisation *in situ* pour l'analyse de performance en patinage de vitesse.

1.3 Les IMUs au service de l'analyse de mouvement en sport de glisse

L'analyse vidéo, les patins instrumentés, et les systèmes optoélectroniques ont permis de faire avancer les connaissances sur la cinématique en patinage de vitesse. Cependant, chacune de ces méthodes présente encore des défauts, entravant leur utilisation. L'usage d'unités de mesure inertielles en analyse de performance constitue ainsi une alternative, tout en s'affranchissant de certaines contraintes inhérentes aux méthodes établies.

Dans la littérature, il existe de nombreuses dénominations pour les unités de mesure inertielles : Magnetic and Inertial Measurement Unit ou MIMU (Robert-Lachaine, Parent, et al., 2020), Inertial and Magnetic Measurement System ou IMMS (Ferrari et al., 2010), Inertial and Magnetic Measurement Units ou IMMU (Koning, van der Krogt, Baten, & Koopman, 2015), Inertial Motion Sensors (De Baets et al., 2020), Inertial Motion Capture ou IMC (Robert-Lachaine, Parent, et al., 2020), ou encore Inertial Measurement Unit ou IMU (Kim et al., 2019). Dans ce rapport, nous faisons le choix d'utiliser les abréviations IMU pour évoquer la technologie, et IMMS pour parler du système dans son ensemble (combinaison + capteurs).

1.3.1 Mise en contexte

Une Unité de Mesure Inertielle (IMU) désigne un système composé d'accéléromètres, de gyroscopes et de magnétomètres permettant de reporter en temps réel la force, la position et l'orientation d'un objet. Ce principe est détaillé par Koning et al. (2015) :

« L'orientation d'un IMMU peut être estimée par l'intégration de la vélocité angulaire mesurée par ses gyroscopes triaxiaux. Étant donné que son orientation initiale est inconnue et qu'avec le temps, l'intégration évolue en dérive de l'orientation, les accéléromètres et magnétomètres triaxiaux sont utilisés pour simultanément estimer l'inclinaison du capteur par rapport à l'axe vertical de la Terre (basé sur l'accélération gravitationnelle) et la direction du capteur par rapport au nord magnétique. Ces trois estimations (orientation, inclinaison et direction) sont combinées, au cours d'un processus appelé fusion des données des capteurs afin d'obtenir une estimation d'orientation exacte de l'IMMU »
[traduction libre]

Les IMUs ont en particulier « prouvé la précision de leur approche dans l'estimation de l'orientation de segments anatomiques sans actionneur ou caméra » (Fang, Sun, Liu, & Liu, 2017). Cela peut être utile dans de nombreux domaines : cinéma, réalité virtuelle, jeux vidéo, ergonomie, réhabilitation ou, dans notre cas, analyse de performance (Schepers, Giuberti, & Bellusci, 2018).

Les avantages d'une telle technologie sont multiples : facile à intégrer, bon rapport coût/efficacité (Fang et al., 2017), peu d'interférences avec les mouvements des athlètes (Kim et al., 2019), pas besoin d'infrastructures extérieures (Schepers et al., 2018). Cependant, les IMUs présentent aussi des désavantages clés : légers changements d'orientation et de position (Koning et al., 2015), erreurs de calibration, limites fondamentales liées à l'utilisation de gyroscopes, accéléromètres et magnétomètres (Schepers et al., 2018), etc.

Les IMMS adaptés au corps humain se basent sur des « capteurs miniatures [les IMUs, qui] sont placées sur chaque segment anatomique pour être traqués » (Roetenberg, 2006). Concrètement, les distances, angles et positions sont estimés en couplant la connaissance anatomique des longueurs de segments et des caractéristiques articulaires avec les données issues du processus de fusion des données des capteurs. Pour faire ce lien, le logiciel situe les IMUs sur un modèle biomécanique, un outil permettant de « représenter le comportement du corps humain dans la compétition de tâches, présentant les caractéristiques physiques du groupe étudié » (Martins, Sabino, Nascimento, Machado, & Vimieiro, 2020). Il existe plusieurs modèles biomécaniques utilisés aujourd'hui.

Un premier modèle peut être celui basé sur les repères anatomiques comme énoncé au sein des recommandations de l'ISB (International Society of Biomechanics). À travers deux guides, l'ISB propose un système unique de définition de systèmes de coordonnées basés sur diverses articulations pour l'étude du mouvement articulaire (Wu et al., 2002; Wu et al., 2005). Un autre modèle est celui fourni avec l'IMMS Xsens (MVN, Xsens technologies, Enschede, Netherlands) : le modèle MVN.

1.3.2 Système de motion capture Xsens MVN

Le système de motion capture Xsens MVN est la combinaison d'un logiciel et d'un matériel, dont il existe plusieurs variantes selon les besoins et objectifs du projet. Le MVN Link est une combinaison en lycra sur laquelle sont placés 17 capteurs de mouvements : sur les pieds, les mollets, les cuisses, le bassin, les épaules, le sternum, la tête, les bras, les avant-bras et les mains. Le placement de ces capteurs est simplifié par la présence de poches et de velcros aux endroits appropriés comme illustré sur la **Figure 1.9**.

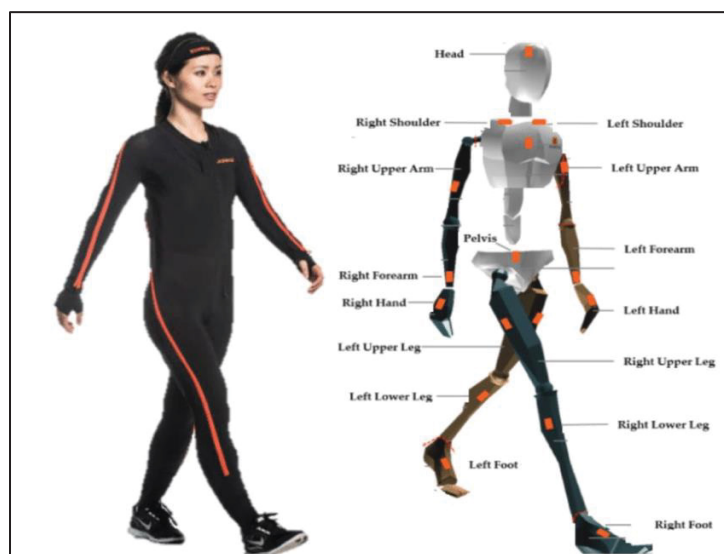


Figure 1.9 Placement des IMUs sur la combinaison MVN Link
Tirée de Blair (2019)

Chaque capteur contient des gyroscopes et accéléromètres triaxiaux. L'ensemble des capteurs sont reliés par des fils au BodyPack attaché dans le bas du dos, qui permet d'alimenter les capteurs ainsi que de récolter et transmettre les données. Une batterie est également reliée au BodyPack. Différentes fréquences d'enregistrement sont disponibles, mais le plus souvent, la fréquence maximale est utilisée, soit 240Hz. De nombreuses options de personnalisation sont également disponibles sur le logiciel : scénario utilisé, mode de calibration.

Le logiciel MVN Analyze Pro permet de combiner les données obtenues par les capteurs avec le modèle biomécanique MVN pour obtenir les positions et orientations des segments anatomiques (Schepers et al., 2018). Directement inspiré des recommandations éditées par l'ISB, ce modèle définit la longueur des segments à l'aide de mesures prises par l'opérateur. Pour l'utilisation d'un tel modèle, une calibration en posture statique est nécessaire pour établir la relation entre chaque IMU et segment anatomique (Robert-Lachaine et al., 2017b).

Le calcul des angles articulaires se fait d'après la séquence d'Euler ZXY (Xsens Technologies, 2022). Pour rappel, une séquence d'Euler explique dans quel ordre les angles sont calculés. Ici, ils le sont donc selon l'axe Z (pointe vers l'avant), puis l'axe X (pointe vers le côté), et enfin l'axe Y (pointe vers le haut). Les angles sont donc fixes, dans un sens où leur orientation est spécifiée selon le repère local fixe défini par l'ISB.

Si l'on s'intéresse plus spécifiquement au système de coordonnées associé à l'angle de la cheville (voir **Figure 1.10**), les recommandations de l'ISB sont les suivantes :

- O : L'origine coïncide avec IM, le point intermalléolaire centré entre MM et LM, les malléoles médiales et latérales.
- Z : La ligne qui connecte MM et LM, et qui pointe vers la droite.
- X : La ligne perpendiculaire au plan de torsion du tibia/fibula, et qui pointe antérieurement.
- Y : La ligne perpendiculaire aux axes X et Z.

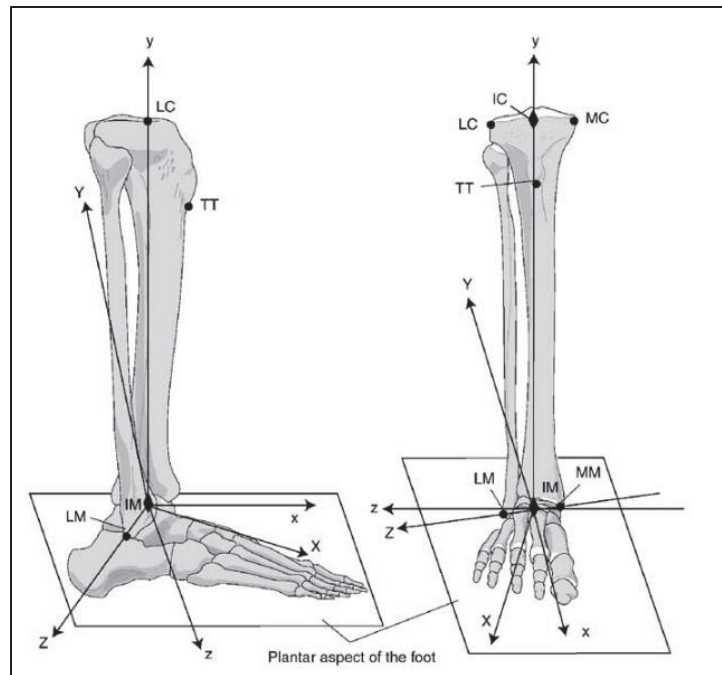


Figure 1.10 Illustration du système de coordonnées tibia/fibula et du système de coordonnées associé au complexe de la cheville en position neutre
Tirée de Wu et al. (2002)

Sur leur site, Xsens définit l'articulation de la cheville comme étant située sur un point médian entre la malléole latérale et médiale. Sachant que les deux sont considérées à la même hauteur dans le modèle MVN, il est possible d'utiliser la malléole latérale comme centre de l'angle. D'après Josh Cooley, spécialiste produit chez Movella, mesurer l'angle de la cheville à l'aide d'un inclinomètre en utilisant la tête de la fibula et le sol comme repères et la malléole latérale comme centre de l'angle serait "suffisamment précis pour établir une comparaison".

Les données angulaires issues du logiciel MVN Analyze Pro sont de 2 types : Angles ZXY et Angles XZY. Il est important de noter tout d'abord que l'origine du repère pour les articulations est définie comme le centre de rotation de l'articulation proximale et les axes sont X (forward), Z (lateral) et Y (vertical) (Xsens Technologies, 2023). Ainsi, tous les angles articulaires sont définis dans ce repère.

1.3.3 Validation des IMUs dans différents contextes d'utilisation

La méthode communément utilisée pour valider une nouvelle technologie est de l'opposer à une autre, dont la fiabilité et la qualité ont été démontrées. Pour valider l'utilisation d'IMU en analyse du mouvement, les études utilisent pour la plupart des systèmes optoélectroniques comme point de comparaison.

Cependant, la première chose à savoir est que lorsqu'on compare un système d'IMC à un système d'OMC, il est important de prendre en compte le modèle biomécanique utilisé. Il en existe deux majeurs : le modèle qui suit les recommandations de l'ISB, et le modèle MVN fourni avec l'IMMS de Xsens. Si le modèle utilisé n'est pas pris en compte, « il est impossible de différencier les différences venant de l'estimation de l'orientation, de celles venant du modèle, qui inclut une définition du système de coordonnées local et un centre de rotation différent » (Robert-Lachaine et al., 2017b). C'est pour cette raison que Robert-Lachaine et al. (2017b); Robert-Lachaine, Mecheri, et al. (2020) font trois comparaisons au lieu d'une :

- #1 : Optotrak modèle ISB vs Xsens modèle ISB (erreur due à la technologie).
- #2 : Xsens modèle ISB vs Xsens modèle MVN (différences dues au modèle biomécanique).
- #3 : Optotrak modèle ISB vs Xsens modèle MVN (différence totale).

La première comparaison montre que l'erreur due à la technologie est assez faible, avec un écart-type systématiquement inférieur à 5° . La deuxième comparaison en revanche montre de nombreuses différences, y compris selon le joint étudié. Les articulations du bas du corps (cheville, genou, hanche) sont en revanche moins affectées par le choix du modèle utilisé, avec des différences similaires (inférieures à 5°) à celles retrouvées dans la première comparaison. Les différences dues au modèle biomécanique sont ainsi bien supérieures à celles dues à la technologie. Enfin, étant donné que la troisième comparaison découle des deux premières, les résultats des comparaisons #2 et #3 sont similaires. Les différences de résultats étant principalement dues au modèle biomécanique utilisé, l'étude de Robert-Lachaine et al. (2017b) valide la technologie avec une erreur inférieure à 5° .

À travers plusieurs études, l'utilisation d'IMU pour l'analyse de mouvement a été validée dans différents contextes. Par exemple, « un système d'IMC est comparable à un système d'OMC et semble approprié pour la capture et la reconstruction de mouvement du corps humain pour des mouvements militaires » (Mavor et al., 2020). Dans cette même étude, il est tout de même précisé qu'il est important de prendre acte de l'erreur possible de mesure et de se demander si cette erreur est adaptée à l'usage envisagé.

Une autre étude datant de 2020 a cherché à déterminer si les IMUs étaient également adaptées à l'étude de la cinématique de la marche (Robert-Lachaine, Parent, et al., 2020). Décomposer les mouvements lors de la marche d'un patient peut par exemple être utile afin d'évaluer les progrès d'un patient en rééducation. En comparant les résultats d'un système d'IMC avec ceux produits par un système d'OMC à différentes vitesses, le but est à la fois de valider l'utilisation d'IMU, mais aussi d'étudier l'impact de la vitesse de marche sur les mesures. Les résultats montrent que les deux technologies permettent d'obtenir des données étroitement liées avec une différence inférieure à 5°. De plus, les changements de vitesse de marche ont été détectés de la même manière par les deux systèmes, ce qui prouve que les IMUs sont en mesure d'analyser la cinématique de la marche.

Depuis quelques années, les IMUs sont également utilisées en analyse de mouvement pour le patinage. En effet, l'utilisation d'IMU permet de faire des mesures en temps réel et, ainsi, de pouvoir donner une rétroaction rapide aux athlètes. Les IMUs sont par exemple capables de repérer des différences cinématiques et de donner des facteurs clés permettant de réussir les triples sauts en patinage artistique (Shi et al., 2020). Tomita et al. (2021) utilisent des IMUs pour identifier les phases de contact du pied, et ainsi déterminer les différentes phases d'un tour en patinage de vitesse longue-piste. Sur 1036 courses analysées, les phases du patinage de vitesse peuvent être décomposées à l'aide d'IMU avec moins de 3.6% d'erreurs par rapport à une méthode de détection utilisant des capteurs de pression sous le pied. Pour évaluer l'angle de propulsion en trois dimensions en patinage de vitesse courte piste, Kim et al. (2019) font également appel à des IMUs. Les RMSD moyennes mesurées sont d'environ 3° en ligne droite et 3.7° en virage. De manière générale, l'angle mesuré avec les IMUs est très

proche de celui mesuré avec le gold standard, avec une différence n'excédant jamais 6%. Ainsi, utiliser des IMUs pour estimer l'angle de propulsion en 3D est possible en situation réelle de compétition en patinage de vitesse courte piste, sans causer de désagrément à l'athlète.

Malgré des objectifs différents, l'ensemble des études citées dans cette partie ont permis de répondre positivement à la question : est-ce que les IMUs permettent d'obtenir des mesures fiables ? Ces études ont également permis de mettre en évidence les avantages offerts par une telle technologie : précision, exactitude, répétabilité, portabilité, facilité d'utilisation, obtention rapide de résultats. Utiliser des IMMS en analyse de performance, notamment dans un sport comme le patinage de vitesse courte-piste, est prometteur et offre de multiples possibilités.

1.3.4 Problématiques des IMUs

Malgré leurs avantages certains et leur fiabilité reconnue, il y a encore plusieurs problématiques liées à l'utilisation d'IMMS comme la calibration. Pour rappel, « la calibration est nécessaire pour établir une relation entre le capteur et l'orientation du segment anatomique » (Robert-Lachaine et al., 2017a). Or, si cette calibration est mal exécutée, les données mesurées par la suite par les IMUs ne seront pas fiables. L'enjeu pour les utilisateurs est donc d'établir une calibration la plus précise possible.

La calibration repose souvent sur « une simple pose, une double pose, un placement technique des IMUs sur les segments, un mouvement fonctionnel, ou la combinaison d'une simple pose et d'un mouvement fonctionnel » (Robert-Lachaine et al., 2017a). C'est sur ce dernier principe que se base l'IMMS utilisé dans le cadre de ce projet.

Les deux poses les plus souvent pratiquées sont la T-pose et la N-pose (voir **Figure 1.11**). Ces deux poses ont l'avantage d'être rapidement et facilement exécutables tout en étant

précises. Elles reposent cependant sur la capacité du sujet à reproduire le plus fidèlement possible la posture, ce qui peut mener à des erreurs de mesures.

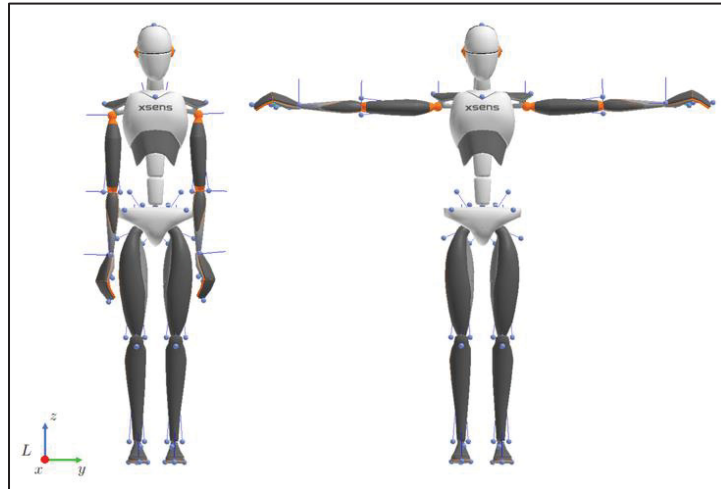


Figure 1.11 Avatar Xsens en N-Pose (gauche) et en T-Pose (droite)
Tirée de Schepers et al. (2018)

Robert-Lachaine et al. (2017a) ont ainsi cherché à déterminer l'exactitude de ces poses, pour deux critères de placement : le sujet se place tout seul ou un opérateur aide le sujet à se placer. Comme énoncé dans l'hypothèse, la T-pose s'est révélée plus précise que la N-pose. Cependant, la différence entre les deux poses n'apparaît que sur les données du haut du corps, ce qui n'a pas d'influence dans le cadre de notre collecte. Le placement assisté par opérateur permet également d'augmenter l'exactitude des données, et d'obtenir des orientations segmentaires similaires à ce qui pourrait être obtenu en utilisant le modèle biomécanique de l'ISB. Un autre facteur d'amélioration de la précision est de débiter et de conclure toutes les collectes avec le participant en position debout.

Une autre problématique liée aux IMMS est la perte de précision au cours d'une collecte de données. En effet, pendant une longue collecte de données, les IMUs peuvent glisser de leur position initiale à cause du mouvement du tissu mou en dessous et donc la position des segments n'est plus en accord avec celle notée lors de la calibration (Mavor et al., 2020). Le risque est encore plus accru en patinage de vitesse courte piste puisque c'est « un sport de

compétition de haut niveau avec des virages très serrés et de hautes vitesses » (Khuyagbaatar et al., 2017). Ainsi, comme évoqué par Robert-Lachaine et al. (2017b), la durée de la collecte peut exercer une influence sur la précision des données des IMUs.

Il existe cependant plusieurs façons de remédier à ces problèmes. Il est par exemple possible de fixer les capteurs solidement à un segment osseux afin d'éviter au maximum les artefacts causés par le tissu mou. La dernière version de la combinaison MVN Link adresse cette problématique en permettant aux capteurs d'être attachés avec du velcro placé autant que possible sur des zones osseuses.

CHAPITRE 2

DÉMARCHE ET DÉCOUPAGE DU PROJET

2.1 Problématique

Ce projet prend son origine dans une réflexion formulée par l'encadrement des équipes canadiennes selon laquelle la flexion dorsale de la cheville serait un paramètre majeur permettant d'atteindre une position la plus basse possible sur la glace, et donc d'améliorer le temps au tour. Or, il apparaît à la lecture de la revue de la littérature qu'aucune étude n'a précédemment investigué ça. En effet, la plupart des études en patinage de vitesse courte piste se focalisent sur les forces générées, et en particulier l'angle de propulsion. Au-delà de ça, la revue de la littérature met en évidence la difficulté de quantifier les paramètres de performance *in situ* et en conditions de course. Les unités de mesure inertielles (IMU), par leur portabilité, leur fiabilité et leur précision, permettent de s'affranchir des contraintes habituellement liées à l'utilisation de systèmes optoélectroniques ou de patins instrumentés. Leurs bénéfices en analyse de mouvement, et notamment en patinage de vitesse longue-piste, ont aujourd'hui déjà été prouvés.

Est-il, dans ce contexte, possible de quantifier l'impact de la dorsiflexion de la cheville et d'autres facteurs de performance en utilisant les données fournies par un ensemble d'IMUs ?

2.2 Objectif et hypothèses

L'objectif principal de ce travail est d'identifier différents facteurs ayant un impact sur les performances des patineurs de vitesse courte piste, ce qui peut être fait à l'aide d'un processus itératif. L'identification de ces facteurs est complétée par la quantification de leur importance sur le temps au tour des patineurs. C'est grâce à ce processus que l'importance de la flexion de la cheville sur les performances peut être évaluée. La réflexion initiale selon laquelle la flexion de la cheville est un paramètre de performance important constitue notre hypothèse principale (H1). L'hypothèse (H2) est qu'au-delà de la flexion de la cheville,

d'autres facteurs tels que la distance entre les pieds en fin de poussée ou la hauteur du pelvis sont significativement liés aux performances.

2.3 Approche méthodologique

Étant persuadés de l'importance de la flexion de la cheville, ce projet a, dès son début, été formé autour de notre hypothèse principale (H1) et divisé en 3 phases :

- Phase 1 : Identifier et quantifier l'impact des facteurs de performance, incluant la dorsiflexion de la cheville.
- Phase 2 : Diminuer l'incertitude quant à la mesure de flexion dorsale de la cheville en mesurant la variabilité de cette flexion au cours d'une journée d'entraînement
- Phase 3 : Créer un programme d'entraînement focalisé sur la cheville.

Pour des raisons logistiques liées au planning d'entraînement des athlètes, la deuxième phase (Mai 2023 – Juillet 2023) s'est cependant tenue chronologiquement avant la première phase (Juillet 2023 – Janvier 2023).

L'évaluation de la variabilité de la flexion de la cheville au cours d'une journée d'entraînement est décrite par le papier au CHAPITRE 3. Ce dernier détaille la méthodologie adoptée, les résultats obtenus et les applications pratiques d'une telle étude et a été publié dans la revue « International Journal of Sport Physiology & Performance ». Cet article a été intégralement rédigé par le premier auteur, tandis que les autres auteurs ont apporté des corrections substantielles et des retours clés pour améliorer le manuscrit.

Les travaux reportés au CHAPITRE 4 permettent de répondre à notre objectif principal. Cet article, qui a fait l'objet d'une soumission à la revue « Journal of Sport Sciences », traite du processus itératif permettant d'identifier et de quantifier l'impact de différents facteurs de performance sur le temps au tour des athlètes des équipes canadiennes de patinage de vitesse courte piste. Ce papier a été entièrement rédigé par le premier auteur, avec l'appui du deuxième auteur qui a offert des suggestions d'améliorations essentielles.

2.4 Limites du champ d'études

Au vu de l'aspect exhaustif du projet, nous avons choisi d'encadrer le champ d'études afin de pouvoir traiter correctement et en profondeur notre problématique. Nous avons donc choisi de limiter notre étude aux facteurs du bas du corps (pelvis et membres inférieurs) ainsi qu'aux performances en haute vitesse (vitesses moyennes entre 36 et 49 km/h). Cette étude étant centrée sur les caractéristiques biomécaniques de la performance, nous avons mené nos tests sur 4 tours (450m) pour diminuer l'impact de variables comme la fatigue ressentie et les performances aérodynamiques de la position des athlètes.

CHAPITRE 3

INTRA-DAY VARIATION OF ANKLE DORSIFLEXION IN SHORT-TRACK SPEED SKATERS

Jules Claudel^{a,b}, Émilie Turner^{b,c}, and Julien Clément^{a,b,c}

^a École de technologie supérieure, Laboratoire d'innovation ouverte en technologie de la santé (LIO), 900 Rue Saint-Denis, Montréal, QC H2X 0A9, Canada

^b Sciences du sport, Institut National du Sport du Québec, 4141 Av. Pierre De Coubertin, Montréal, QC H1V 3N7, Canada

^c Short Track Teams, Speed Skating Canada, 2800 Rue Viau, Montréal, QC H1V 3J3, Canada

Article publié dans « International Journal of Sports Physiology and Performance »,
juin 2024

3.1 Abstract

Purpose: Optimal ankle dorsiflexion range of motion plays a vital role in attaining the essential crouched posture necessary for excelling in speed skating. The purpose of this study was to determine how the ankle dorsiflexion angle evolves throughout a day of training and to identify the factors that influence this angle.

Methods: Thirty short-track speed skaters, from 2 teams, participated in this study. The maximum ankle dorsiflexion angle was obtained in a lunge position facing a wall, using a digital inclinometer. All measures were obtained 3 times per side, 6 times per day, on 2 training days separated by at least a week. We conducted multiple tests to study the impact of the repetition, the day, the side, the team level, the sex, and the moment on the ankle dorsiflexion angle.

Results: The 3 times repeated measures and the 2 days of training did not have a significant influence on the results. There was a statistically significant difference between the first time point of the day and the 5 other time points for both ankles. Moreover, the influence of the sex and the team level was not statistically significant.

Conclusions: The results indicate that there are significant changes in the ankle dorsiflexion range of motion but only after the first warm-up of the day. Such findings could enable team staff to enhance athletes' precompetition preparation and tailor ankle mobility training regimens more effectively.

3.2 Keywords

Digital Inclinometer; Speed Skating; Warm-up; Performance assessment; Biomechanics

3.3 Introduction

In short-track speed skating, the athlete's performance on the ice is intricately linked to the kinematics of their lower limbs. The sustained crouched posture, characterized by flexion at the hip, knee, and ankle joints, is very demanding (Konings et al., 2015). This kinetic chain takes its origin at the hip, which serves as a pivotal point for stability and power generation. However, ankle dorsiflexion also plays a crucial role by allowing the foot to be flexed upward toward the shin (Khuyagbaatar et al., 2017), which aids in maintaining balance. It also enables efficient energy transfer from the leg to the ice and propels the skater forward.

As dorsiflexion is a key to the skater's posture, the ankle must be properly trained not only to avoid injuries (Witvrouw, Mahieu, Danneels, & McNair, 2004) but also to increase joint mobility (McNair & Stanley, 1996). Multiple focused exercises like eccentric exercises can be incorporated into a training routine. It is, however, difficult to quantify the impact of those exercises on ankle dorsiflexion. To our knowledge, there are not any studies addressing the variation of the ankle dorsiflexion angle throughout the day for elite athletes as most of the literature treats athletes' injuries (Quinn, Lun, McCall, & Overend, 2003), compares between

right and left ankles (Stefanyshyn & Engsberg, 1994), or simply offers an overview of the ankle anatomy (Brockett & Chapman, 2016).

Measuring the ankle dorsiflexion is itself a challenge as a lot of methods coexist with different degrees of precision and repeatability. Those methods can be as different as the tool used (digital inclinometer, goniometer, measuring tape, etc.) or the position of the subject (squat, lying down, weight-bearing lunge, etc.) (Konor et al., 2012; Krause et al., 2011). Moreover, the ankle range of motion (ROM) can be influenced by many internal or external factors, including age, previous injuries, body weight, and temperature (Petrofsky, Laymon, & Lee, 2013). Unfortunately, comprehensive data on these factors remain scarce.

This study aims to investigate the intraday variation of ankle dorsiflexion among professional short-track speed skaters during 2 complete days of ice and gym training. We hypothesize that the maximum dorsiflexion angle increases throughout the day, especially following warm-up sessions.

3.4 Methods

3.4.1 Subjects

We recruited for this case study a total of 30 short-track speed skaters from the Canadian junior elite and national teams. The group consisted of 16 males and 14 females, with 14 of them classified as national elite (23.7 [2.5] y, 67.6 [8.2] kg, 173.9 [9.1] cm) and 16 as junior elite (18.9 [1.4] y, 68.2 [9.4] kg, 171.6 [11.8] cm). Before participating in this study, all participants completed a consent form approved by the research ethics committee from École de Technologie Supérieure.

3.4.2 Methodology

We measured maximal ankle dorsiflexion ROM for each skater with a laser-guided digital inclinometer (HALO, model HG1, HALO Medical Devices). This device has good reliability, low measurement error (Konor et al., 2012), and a 1° increment.

To obtain the maximal ankle dorsiflexion angle, we asked the subjects to adopt a weight-bearing posture as it is the standard to measure ankle dorsiflexion ROM (Bennell et al., 1998). They had to stand, barefoot, facing a wall and were allowed to maintain contact with that wall for balance. We asked the subjects to bring the knee against the wall and to move back the foot until they could not keep the heel on the floor, which was the point of maximal dorsiflexion (Konor et al., 2012).

We zeroed the inclinometer relative to the horizontal and then aligned with the lateral malleolus and the fibular head (Konor et al., 2012). We focused our protocol on training days that included training on ice and training at the gym and chose 6 time points:

- morning before and after warm-up and after training (on ice or in the gym)
- afternoon before and after warm-up and after training (on ice or in the gym)

We took the measurements within 15 minutes following the on-ice and gym trainings and would never exceed 2 minutes per skater to ensure that the effect of the previous effort would not disappear. We measured both ankles for each subject. We repeated the measures on each subject after 1 week to compare different training days. To add a test–retest component to the experiment, we repeated each measurement 3 times. This meant that each skater would be measured 72 times (*i.e.*, $2 \text{ d} \times 6 \text{ time points} \times 2 \text{ ankles} \times 3 \text{ repetitions}$). To minimize the interrater error, the same operator performed all measurements.

3.4.3 Statistical Analysis

We conducted all statistical analyses using Statgraphics Centurion (version 18.1.16, StatPoint, Inc). To assess the intrarater reliability, specifically the difference between the 3

repetitions, we employed a 1-way analysis of variance with repeated measures. To compare the 2 days of measurements, we computed a paired samples t test using the mean of the 3 repetitions. Finally, to explore the impact of specific moments on ankle dorsiflexion ROM, we performed 2 separate analyses of variance, 1 per ankle. We used the Tukey honestly significant difference for multiple comparisons.

3.5 Results

The contrasts between repetitions were all within the CI as shown in Tableau 3.1, which meant that all groups were homogeneous (P-value = .0951). Therefore, we chose to take a mean of the 3 repetitions, which would simplify the rest of the analysis.

Tableau 3.1 Differences between repetitions and 95% confidence interval (in degrees)

Contrast	Difference	± 95% Confidence Limits
Repetition 1 - Repetition 2	0,3	0,6
Repetition 1 - Repetition 3	0,6	0,6
Repetition 2 - Repetition 3	0,3	0,6

The average difference between the 2 days of measurements was 1.1 (0.3°). With an SD of 3.3° and a reliability coefficient of 0.788, our standard error of measurement was, therefore, set as 1.5°. The average difference was below the standard error of measurement we set, which meant that the difference between the 2 days was not significant. To simplify the analysis, we, therefore, chose to only consider the first day's measurements.

Using the mean of the 3 repetitions and the first day's measurements, the average ankle dorsiflexion for our athletes was 39.7 (5.0°).

For the left ankle, the difference between the first time point of the day (M1) and all other time points (M2, M3, M4, M5, and M6) was statistically significant as shown in **Figure 3.1**. All those differences were also above the standard error of measurement. For the right ankle,

the difference between M1 and M2 and M4, M5, and M6 was statistically significant using the Tukey honestly significant difference method but it was not for the difference between M1 and M3.

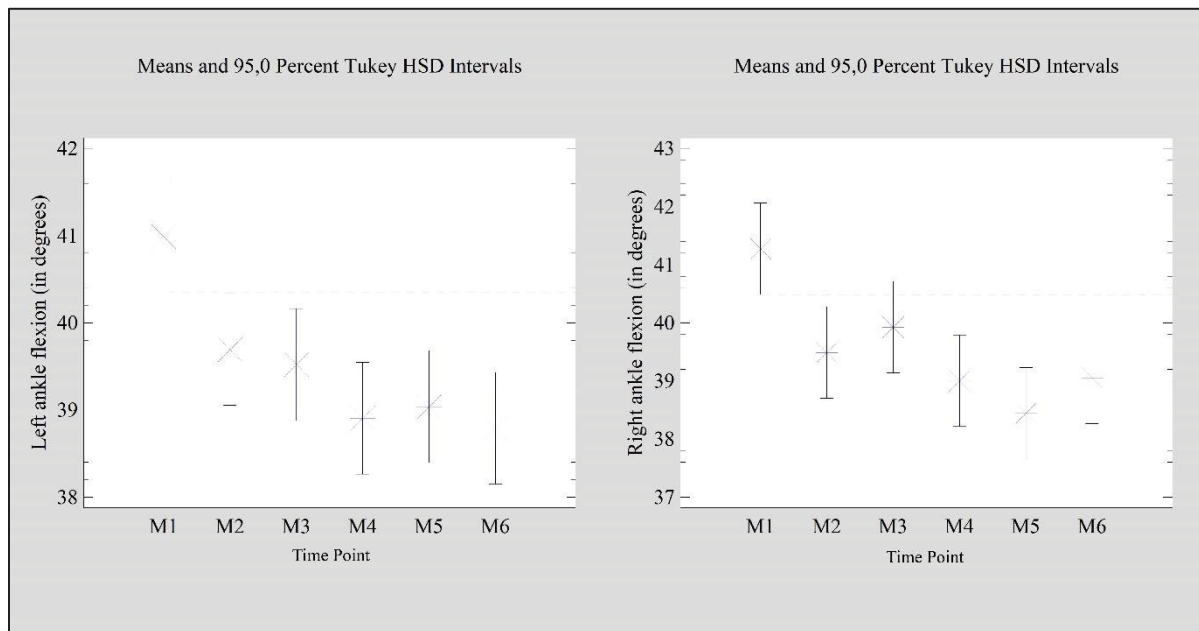


Figure 3.1 Means and 95% Tukey HSD intervals for the left and right ankles. All time points with CIs below the horizontal dotted line are significantly different than the first time point M1

Using the Tukey honestly significant difference method, there was not a statistically significant difference for the sex, or the team level as shown in Tableau 3.2.

Tableau 3.2 Multiple comparisons between team and sex for the left and right ankles and 95% confidence intervals using the Tukey HSD (in degrees)

Ankle	Parameter	Contrast	Difference	± 95% Confidence Limits
Left	Team	Junior Elite – National Elite	1,2	3,4
	Sex	Women – Men	-2	
Right	Team	Junior Elite – National Elite	2,8	3,5

	Sex	Women - Men	-1,3	
--	------------	-------------	------	--

The effect sizes for the sex, the team level, and time point were all included between 0.014 and 0.073, which could be defined as small to medium according to Cohen guidelines. (Cohen, 1988)

3.6 Discussion

Our findings are threefold. We observed a high intrarater reliability, indicating strong consistency in our measurements. We also proved that even though the warm-up sessions and the training that the subjects did were different from one time to another, the training day did not have a significant influence on the results. We also established that the ankle dorsiflexion ROM evolves during the day, but only significantly after the first warm-up of the day, which partly supports our initial expectations.

Finally, we proved that the sex and the team of the athlete do not significantly impact the ankle dorsiflexion angle. We also found similar results for both ankles, which corroborate previous findings indicating that ankle ROMs in all planes are not significantly different between right and left legs (Stefanyshyn & Engsberg, 1994).

Limitations to this study include a small sample size of 30 participants, all of whom were high-level speed skaters, healthy, and between the ages of 16 and 29 years. It is, therefore, impossible to generalize our findings to individuals who are not high-level speed skaters or to individuals outside of this age range.

As stated in the introduction, there is a lack of studies focusing on athletes' ankle dorsiflexion. However, our results are within the expected range of other samples. A previous study investigated the ROM of young healthy adults with a digital inclinometer and found an average of 38.8 (5.2°) (Konor et al., 2012), similar to our own results.

3.7 Practical Applications

We proved that the most significant change happens after the first warm-up of the day, which means that this warm-up holds a special importance in an athlete's day. The ROM gained with that initial warm-up is mostly retained all day long. Those findings can help staff to better organize a "before-competition routine" wherein it is essential to be efficient. For instance, if ankle mobility exercises can only be performed once in the morning, it allows the athlete to put the focus of their warm-up on other important body parts before the race later in the day.

It would be relevant to compare this study's findings with the same experiment performed for other sports, especially ice sports (ice hockey, figure skating, etc.). Exploring the evolution of the ankle dorsiflexion angle throughout the day is one more step toward a better understanding of the adaptability of the human body to competitive sports.

3.8 Conclusion

The results of this study indicated that the ankle dorsiflexion ROM significantly increases after the first warm-up of the day, but overall, it does not evolve a lot throughout the day. The team level and the sex of the athlete do not have a statistically significant influence on ankle dorsiflexion.

CHAPITRE 4

ANALYZING SHORT-TRACK SPEED SKATING PERFORMANCE FACTORS WITH WEARABLE INERTIAL MEASUREMENT UNITS

Jules Claude^{a,b}, and Julien Clément^{a,b,c}

^a École de technologie supérieure, Laboratoire d'innovation ouverte en technologie de la santé (LIO), 900 Rue Saint-Denis, Montréal, QC H2X 0A9, Canada

^b Sciences du sport, Institut National du Sport du Québec, 4141 Av. Pierre De Coubertin, Montréal, QC H1V 3N7, Canada

^c Short Track Teams, Speed Skating Canada, 2800 Rue Viau, Montréal, QC H1V 3J3, Canada

Article soumis pour publication, mai 2024

4.1 Abstract

The study focuses on short-track speed skating performance factors and employs wearable inertial measurement units (IMUs) to analyze on-ice movements. Twenty-nine short-track speed skaters, from two teams, participated in this study. Movella IMU Link suits were employed for data collection, and recorded speed trials for each athlete, focusing on lower body kinematics. Data processing involved multiple Python scripts in order to segment data by skating strokes. From an initial pool of 535 tested factors, multiple statistical analyses identified 7 significantly associated with lap time, with notable differences between genders and teams. These factors, such as the inter-foot spacing or the pelvic height, are actionable by athletes, and could help athletes to gain up to 0.51 seconds per lap if improved by 10 cm. They are considered viable options to enhance lap times and overall performance outcomes. This research contributes to understanding short-track speed skating performances by identifying factors that are linked to lap times, offering practical implications for coaching strategies and athlete training regimens.

4.2 Keywords

Wearable Sensors; Performance analysis; Sport biomechanics; Lower-body kinematics; IMU suits

4.3 Introduction

In short-track speed skating, it can be rather difficult to gather data in race conditions. To attain velocities of up to 50 km/h upon the ice (Quinn et al., 2003), athletes must follow a complex sequence of movements, rendering its replication unfeasible within controlled laboratory environments. Therefore, to study the movements of speed skaters with maximal fidelity to race conditions, a technology that can be worn on the ice by the athletes, without impeding their motion, is needed.

In the past, instrumented skates have been chosen for their accuracy in the assessment of specific components of skating technique, notably the “push-off”, which has been defined as a metric for performance evaluation (van der Kruk et al., 2019). However, the whole skating motion cannot be reduced to only the push-off as many movement characteristics beyond can impact an athlete’s performance. Consequently, the solution needed had to be able to detect all movements in the lower body to estimate the performance allowed by this multifactorial motion.

Inertial Measurements Units (IMUs) have emerged as useful tools that can be used in kinematics analyses in sports such as swimming (Hamidi Rad, Gremeaux, Masse, Dadashi, & Aminian, 2022), para-swimming, football (Yu, Huang, & Ma, 2022) or taekwondo (Jang, Lee, Lee, & Lim, 2022). More recently, a study about detection of skating strokes using a single IMU was conducted (Clement et al., 2024). This study paved the way by showing the potential of using IMUs to detect key moments in the short-track speed skating motion. Augmenting the capabilities of singular IMUs, motion capture suits represent a technological advancement. These skin-tight Lycra suits embedded with multiple IMU sensors, allow to capture, and digitally reconstruct the wearer’s movements (Dinu & Louis, 2020; Schepers et

al., 2018). Specifically, data captured by these sensors are transcribed onto a user-specific biomechanical model, calibrated through a single-pose calibration process. IMU suits have emerged as a reliable and accurate instrumentation over the last decade, validated through multiple studies in various conditions (Mavor et al., 2020; Robert-Lachaine et al., 2017a, 2017b).

Multiple studies address on-ice motion assessment using wearable IMUs within the domains of long-track speed skating (Tomita et al., 2021), and figure skating jumps (Bruening, Reynolds, Adair, Zapalo, & Ridge, 2018; Shi et al., 2020). However, to our knowledge, on-ice analysis of short-track speed skating kinematics using IMU suits remains understudied territory.

Motivated by the Canadian Staff, this project aims to identify the main performance factors in short track speed skating and quantify their respective impacts on athlete's performances. Throughout this entire study, the factors we referred to are essentially biomechanical aspects intrinsic to the motion of speed skating. We hypothesized that ankle dorsiflexion and pelvic height represents important performance factors.

4.4 Methods

4.4.1 Subjects

For this study, a total of 29 short-track speed skaters were recruited from two teams, one junior elite and one national team. Within this group, there were 16 males and 13 females, 14 of them identified as part of the national elite group (24.4 ± 2.9 years, 68.4 ± 8.1 kg, 174.0 ± 8.6 cm) and 15 as members of the junior elite team (19.2 ± 1.5 years, 68.7 ± 9.4 kg, 172.2 ± 10.1 cm). Prior to their involvement in the study, all participants provided informed consent, following approval from the Research Ethics Committee (H20221203) from École de Technologie Supérieure de Montréal, Canada. All participants are actively affiliated with the Canadian Short-Track Speed Skating Team.

4.4.2 Instrumentation

Our athletes were equipped with Movella IMU Link suits for data collection. Those Lycra suits, provided by Movella (MVN, Xsens technologies, Enschede, Netherlands) are equipped with multiple motion trackers, allowing accurate motion reconstruction (Robert-Lachaine et al., 2017b). Data collection was restricted to the region from the pelvis down, to specifically capture lower body kinematics with 7 IMUs. To provide more accuracy to the model, multiple body measurements were inputted into the Xsens software including hip height and width, knee height, ankle height, foot length and body height. Those measurements have been taken on each athlete by the team physiotherapist few hours before data collection. A N-pose calibration, as prescribed by the software, was executed prior to each data recording session. The combination of body measurements and the calibration improves the accuracy of the wearer's biomechanical model and helps reducing reconstruction error (Schepers et al., 2018). In agreement with user's documentation, the No Level scenario available with the MVN Software was used, placing the pelvis in a fixed position in space, at the center of the model, which allows all positions to be "expressed relative to the pelvis" (Schepers et al., 2018).

4.4.3 Acquisition

Athletes embarked on the ice rink to perform one recorded trial each, which involved two laps of acceleration and two laps performed at maximal speed. Given our focus on high-speed performance factors, the initial two laps were removed from each trial, as they differed technically from the final two laps. Indeed, substantial differences in lower limbs' kinematics appear between the first strokes at the start of the race and the last laps, during which the athlete is almost at steady speed (Jos J. de Koning, de Groot, & Schenau, 1989).

4.4.4 Data processing

The first step was to perform data segmentation to delineate distinct skating strokes. We were unable to use the same method as used by Clement et al. (2024) as raw sensor data were

unobtainable due to proprietary constraints. The 3D kinematic avatar was therefore used to pinpoint some parameters that corresponds to main events in the skating motion. Maximum hip flexion was used as an indication of the start of an opposing leg skating stroke, whereas the foot's angular velocity was used to identify the exact moment where the foot is lifted off the ice.

A Python script employing peak detection algorithms was developed to automate the identification of each skating stroke. This script facilitated the extraction of data, generating a comprehensive Microsoft Excel file containing detailed information on all skating strokes recorded during one trial per athlete. A manual validation was conducted on all recordings using the visualization plug-in in the Xsens software. The algorithm was successfully capable of detecting all skating strokes for all athletes with an accuracy of ± 0.004 s, which corresponds to 1 frame of data.

To pinpoint the zone of maximal importance for the factors, the speed-skating track was divided into 3 zones of influence. Those zones were the straights, the curves, and the pivots (which corresponds to the apex of the curves). If the factor is considered important in the straights and in the curves, then the zone of influence is the whole track, which we called “global”.

Subsequent data processing involved the creation of another Python algorithm to segment the dataset by these zones of influence and compute measures of central tendency using joint angles and segment positions provided by Xsens. To capitalize on the capabilities offered by the Xsens hardware and the insights provided by the Canadian speed skating coaches and staff, a comprehensive list of 535 potential factors was compiled. Those factors can be for instance the ankle flexion in the straights, the hip abduction in the curves or the pelvic height at the apex of the curve. For each factor, the mean, 10% trimmed mean, median, minimum, maximum, and midrange values were calculated: thus, providing multiple representations for each factor and overcoming computational constraints associated with reducing a whole dataset to a singular value. A diagram with all studied factors is available in **ANNEXE I**.

4.5 Statistical Analysis

Statgraphics Centurion, Version 18.1.16 (StatPoint, Inc., Warrenton, VA) was used to conduct all statistical analyses. A series of methodological steps were required to evaluate the association between factors and lap time. The following flow chart (see Figure 4.1e 4.1) illustrates the iterative selection process, indicating the number of factors retained at each stage of analysis.

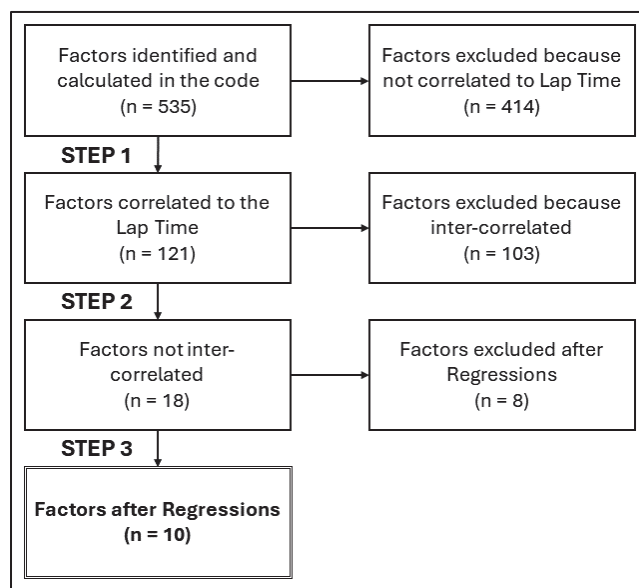


Figure 4.1 Flow chart depicting the iterative process of factor selection

Before any further analysis, multifactor ANOVAs were performed to examine potential differences between athlete groups based on team and gender. As each athlete's performance was evaluated based on two laps – the penultimate (referred to as L1) and the ultimate (referred to as L2) – any subsequent analysis had to be conducted separately for each lap. Studying two laps per athlete allowed us to have more comprehensive data and eliminate part of the uncertainty related to data collection.

4.6 Results

Results revealed statistically significant differences between sex for both L1 and L2, as illustrated by the means plot in Figure 4.24.2:

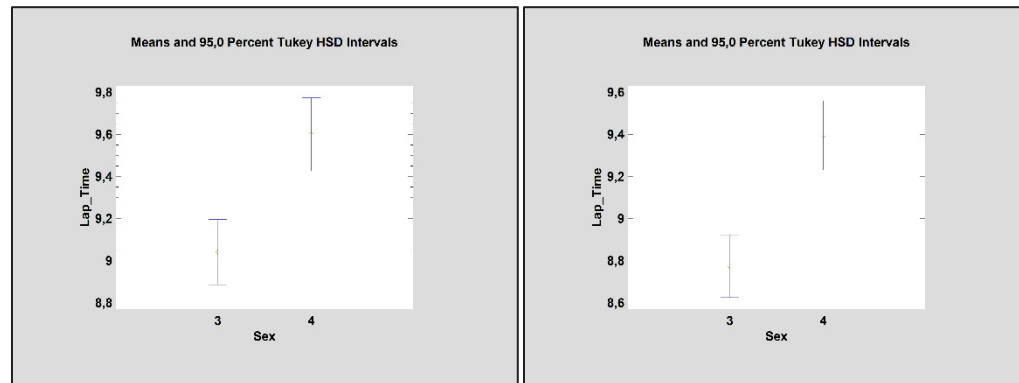


Figure 4.2 Means plot showing the difference between men's (3) and women's (4) lap time for L1 (on the left) and L2 (on the right)

For L2, a statistically significant difference was also observed between teams as athletes in the National Team have better lap times than Junior Elite Team athletes. This is not the case for L1 as both groups exhibited similar lap time ranges as illustrated in **Figure 4.3**:

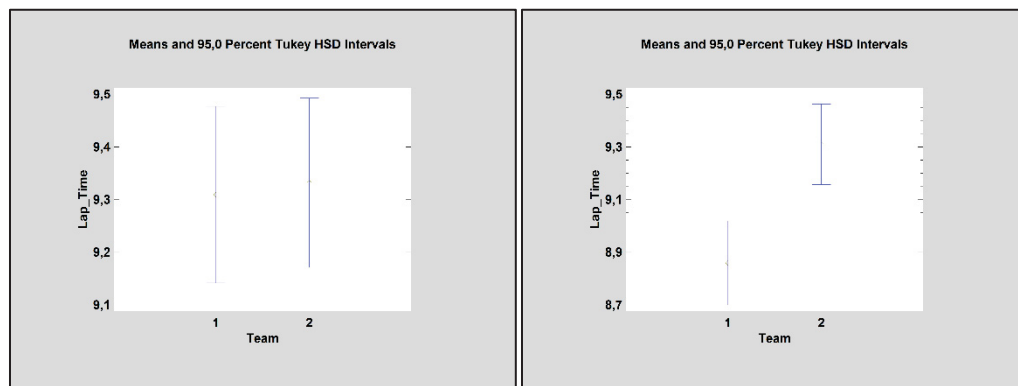


Figure 4.3 Means plot showing the difference between National Team's (1) and Junior Elite Team's (2) lap time for L1 (on the left) and L2 (on the right)

Athletes' lap times were therefore divided into 6 distinct groups:

- **H L1** (n=16) for all men in their penultimate lap,
- **F L1** (n=13) for all women in their penultimate lap,

- **H NT L2** (n=8) for National Team men in their ultimate lap,
- **H NG L2** (n=8) for Junior Elite Team men in their ultimate lap,
- **F NT L2** (n=7) for National Team women in their ultimate lap,
- **F NG L2** (n=6) for Junior Elite Team women in their ultimate lap.

From this point forward, all analyses were conducted six times, one for each group.

Evaluating which factors exhibited a significant association with lap time entailed conducting correlations and identifying, for each group, factors demonstrating statistically significant non-zero correlations with lap time at the 95% confidence level (see Figure 4.1).

To eliminate inter-correlated factors (see Figure 4.1), multiple-variable analyses were computed using a set of predefined rules, which were created with the study's objectives in mind:

- Retain factors with the highest correlation to lap time.
- Prioritize Mean, Trimmed Mean or Median over Min, Max, and Midrange values as they are 3 of the most common measures of central tendency.
- Select factors that coaches can feasibly address (e.g., ankle flexion, which can be voluntarily adjusted by athletes, as opposed to knee abduction).

Finally, to explore the relationship between selected factors and lap time, we computed stepwise Multiple Regression (see Figure 4.1). To refine the model further, Backward and Forward Stepwise Selection methods were chosen, as they offer increased precision as explained by Berk (1980). Notably, for each group, both Backward and Forward Regressions had the same outcome. It is worth noticing that all final models have a p-value < 0.05.

Among the 535 factors initially considered, 10 factors emerged from the statistical analyses, demonstrating significant associations with reduced lap times among our athletes. Each selected factor is associated with a coefficient; the sign of the coefficient indicates the direction in which the factor should evolve to improve lap time, while the value of the coefficient provides insight into the potential time gains achievable by improving the related factor.

These factors, along with their preferred evolution, their zone of influence and their priority groups, are summarized in Tableau 4.1. The priority groups correspond to the groups for which the parameters are statistically significant.

Tableau 4.1 Summary of remaining factors, their zone of influence, their associated coefficient, their priority group of application and their preferred evolution for the reduction of lap time

Factor	Zone	Coefficient	Priority group(s)	Preferred evolution to reduce lap time
Left Hip Flexion	Global	-0.012	F NT L2	Increase left hip flexion
Right Knee Flexion	Straight	-0.047	F NG L2	Increase right knee flexion
Right Ankle Flexion	Straight	+0.029	H NT L2	Increase right ankle flexion
Right Hip Abduction	Straight	+0.048	F L1	Decrease right hip abduction
End of Stroke Inter-foot spacing	Curve	+1.052 +4.134	F NT L2 H NT L2	Decrease inter-foot spacing
Pelvic Height	Curve	+5.126	F L1	Decrease pelvic height
Right Ankle Flexion	Curve	-0.087	H NG L2	Decrease right ankle flexion
Left Knee Abduction	Curve	-0.021 -0.036	H L1 H NG L2	Increase left knee abduction
Left Hip Abduction	Pivot	-0.042	H L1	Increase left hip abduction
Right Knee Rotation	Pivot	+0.041	H L1	Increase external knee rotation

4.7 Discussion

The goal of this study was to identify and quantify the impact of the main performance factors in short track speed skating. We were able to bring out 10 factors that answer to this objective. However, out of these factors, the last three could be excluded from the reports given to coaches due to their inherent limitations in variability, as supported by existing literature and coaches' insights. Specifically, knee abduction exhibits minimal variability (Tran, Gatewood, Harris, Thompson, & Dragoo, 2016), while increasing hip abduction or knee external rotation during the pivot – a discrete step within the skating motion – poses challenges in practice.

Seven variables that are actionable by athletes and can potentially lead to improvements in lap times were therefore identified. Some of these performance factors wield a significant influence on athletes' performances and had not previously been highlighted in the assessment of performance in short-track speed skating. For example, by flexing their right ankle or knee an additional 10° during the straights, an athlete could potentially gain up to 0.47 seconds per lap. By lowering their average pelvic height by 10 cm in the curves, they could theoretically improve their lap times by 0.51 seconds.

These variables offer speed skating coaches valuable guidance for strategic adjustments and potential enhancements in athletes' performance. It is also worth noticing that most of our findings align with coaches' presentiments, such as the significance of inter-foot spacing at the end of a skating stroke and reduced right hip abduction during straight sections of the track. While the significance of ankle flexion is not as pronounced as initially hypothesized, it remains substantiated, especially when coupled with increased knee flexion during straights.

However, the finding suggesting a reduced need for ankle flexion during curves was unexpected as it contradicted our initial hypothesis. This discovery was particularly striking given our concurrent observation that lowering pelvic height was advantageous for time

optimization during curves. Engaging in discussions with coaches regarding these unexpected results helped us identifying potential adjustments to athletes' position that could reconcile both findings. We determined that directing athletes to lean inward towards the curve's apex could effectively lower pelvic height without necessitating increased flexion of the lower limbs, and therefore the ankle.

Despite the hypothesized importance of ankle dorsiflexion and pelvic height guiding our experiment, we opted to extend our inquiry by incorporating over 500 potential parameters into our study. Exploring the utilization of wearable IMUs in conjunction with an extensive method like the one we employed in other disciplines holds promise for future applications. Despite different methods, studies like the ones lead by Tomita et al. (2021), Clement et al. (2024) or Shi et al. (2020), or this one, have some similarities: they show the potential of various data analyses involving wearable IMUs for ice sports.

Combining the IMU suits used for this study with the instrumented skates used by van der Kruk et al. (2019) would give us comprehensive data on body movements but also forces application. This would give an even more complete profile of the athletes' motion, which could enable a better comprehension of how a skating stroke starts and how forces are generated.

Throughout this study, several limitations were encountered regarding our restricted pool of subjects, restricting our sample size to a total of 29 elite athletes. A study of this size could use at least 75 subjects (based on a simulation with GPower 3.1), which represents approximately the pool of professional athletes in Quebec in 2024. This constraint significantly reduced the breadth of potential factors that could be considered in the multiple regressions analyses. Indeed, the ratio of the number of observations to the number of parameters under investigation must be large for robust regression analyses (Harrell, 2015). Augmenting the sample size or including several distinct race paces would not only enable a more comprehensive exploration of potential factors, but also enhance the robustness and generalizability of our findings. However, including too many parameters could also confuse

athletes and coaches as 3 to 5 parameters are more than enough for on-ice focused trainings. Moreover, our recruitment exclusively from one team introduces a potential bias, as skating styles can vary significantly across different teams. Such variations may reflect different coaching philosophies and preferences. Factors identified as significant within Canadian teams may not hold the same relevance within alternative teams.

Extending the scope of this experiment to encompass a larger cohort of athletes, potentially from diverse teams, would allow us to evaluate the generalization of our findings. Including younger athletes could also give a complementary view on our results as it would be interesting to see if the same performance factors would come out with a younger pool of subjects. A complementary investigation could delve into performance factors related to the upper body, particularly focusing on arm movements and torso dynamics. Although there are multiple benefits to motion capture suits, it is important to notice that using wearable IMUs in suits as we did can hardly be implemented in a training routine. Multiple subjects remarked a certain stiffness that impeded their movements, whereas others mentioned the duration of the instrumentation and calibration phase.

4.8 Conclusion

This study demonstrates the efficacy of wearable inertial measurements units for the analysis of on-ice movements, circumventing the typical constraints associated with in situ motion analysis. It also establishes the potential for enhancing short-track speed skaters' position across seven levels, which could lead to potential improvements in lap times and overall performance outcomes. However, careful consideration must be given to inter-group variations, as individual responses to optimizations may vary because of an athlete's gender or team. Our analysis specifies our initial hypothesis posting ankle dorsiflexion as a performance determinant, with less influence than originally thought. It also highlights the importance of a lower pelvic height, as formulated in our initial hypothesis.

In addition, we successfully evaluated the influence of alternative factors such as inter-foot spacing at the end of a skating stroke, or hip flexion throughout the whole lap.

Those results enable the next phase of this project, which is the implementation of the changes where, in collaboration with the team management, the goal is to determine how to act on these factors to help the athletes to improve their performances and save time, whether it is through muscle development exercises or focused coaching.

CHAPITRE 5

DISCUSSION GÉNÉRALE

5.1 Réponse aux objectifs de l'étude

Notre étude répond à notre objectif principal, qui était d'identifier les principaux facteurs de performance et de quantifier leurs impacts respectifs. Sept facteurs ont été qualifiés comme ayant un impact significatif sur le temps au tour des athlètes, ce qui répond à notre hypothèse (H2). Parmi ces facteurs, certains comme la distance entre les pieds en fin de poussée pourraient offrir aux athlètes un gain théorique pouvant aller jusqu'à 0.5 seconde par tour. Un tel gain serait significatif en haut-niveau, la majorité des athlètes finissant les courses à quelques dixièmes de secondes les uns des autres. Il est important de rappeler que ce gain est cependant calculé à l'aide d'analyses statistiques et qu'il n'est donc pas transposable tel quel sur le terrain. Les facteurs de performance précédemment cités ont pour la plupart été jusqu'à ignorés dans la littérature. Il est important de noter que la plupart des facteurs comme l'écartement entre les pieds ou la hauteur du pelvis ont été mesurés à la suite d'une demande des coachs. Cette étude permet donc de valider, de manière quantitative et avec un protocole scientifique, le ressenti des coachs.

Il est important de noter que contrairement à notre hypothèse principale (H1), la flexion dorsale de la cheville n'est pas un facteur prédominant de performance pour les patineurs de vitesse courte piste. Ce résultat a remis en question la suite du projet puisque les phases suivantes en dépendent directement. Comme indiqué dans le CHAPITRE 2, compte tenu du planning d'entraînement des athlètes, la phase 2 a été tenue avant la phase 1. Elle constitue donc une étude parallèle à l'étude principale et ne peut donc pas servir de préparation à la phase 3 du projet comme initialement pensé.

Cette étude permet de quantifier la variabilité de l'angle de flexion de la cheville sur une journée d'entraînement. Les résultats montrent notamment que le premier échauffement de la

journée mène à une amélioration significative de la flexion dorsale de la cheville, mais que le gain de mobilité reste constant sur le reste de la journée, conformément à notre hypothèse (H3). Les résultats indiquent également que le sexe et l'équipe de l'athlète n'influent pas significativement sur la dorsiflexion de sa cheville. Ces résultats viennent combler un manque dans la littérature puisqu'à notre connaissance, aucune étude ne se focalise spécifiquement sur la variabilité intra-journalière de la flexion de la cheville des athlètes. Cette étude serait particulièrement utile en cas d'implémentation d'un programme d'entraînement focalisé sur la flexion de la cheville. Connaître la variabilité intra-journalière permet de conclure quant au gain minimum que le programme devrait avoir pour voir un changement significatif de flexion.

Plusieurs études pourraient dans le futur se baser sur les résultats énoncés dans ce mémoire. Un projet est notamment en réflexion au sein de l'encadrement de l'équipe canadienne pour mettre en relation les facteurs de performances identifiés avec différents réglages de lames. En effet, les paramètres liés aux lames ne sont aujourd'hui que peu documentés et les mettre en relation avec des facteurs cinématiques dont l'importance est maintenant prouvée pourrait permettre de préciser encore davantage nos résultats.

De la même manière, il pourrait être intéressant de répéter notre expérience en y associant des semelles de pression ou des patins instrumentés. Une telle combinaison pourrait permettre d'obtenir sur une même performance, des données cinématiques ainsi que des données sur les forces générées par l'athlète.

5.2 Limites de l'étude

Comme dans la plupart des études menées pour le sport de haut niveau, nous avons dû faire face à une limitation quant à la taille de l'échantillon. Le nombre d'athlètes élite en capacité et ayant la volonté de participer à des études comme celles-ci est restreint. Ceci est notamment dû à la nature du matériel utilisé lors de la collecte de données, mais aussi et surtout au temps additionnel consacré aux différentes étapes du projet. Malgré tout, il est

important de souligner que sur les 34 athlètes inclus dans l'ensemble de cette étude, la parité est presque respectée, tant pour le sexe des athlètes (16 hommes et 18 femmes) que pour leur équipe d'appartenance (16 National Team et 18 NextGen Team).

La sélection des athlètes uniquement au sein de l'équipe canadienne introduit également un biais quant aux méthodes de coaching. Chaque coach a ses propres méthodes et ses propres exercices, ce qui fait que, d'une nation à l'autre, la technique des athlètes peut significativement varier.

Malgré une attention particulière, le principe de répétabilité est difficile à respecter lors d'une telle expérience. La planification d'entraînement établie par l'encadrement de l'équipe est serrée et évolue au fil des semaines pour préparer les athlètes au mieux pour la saison à venir. Les tests de vitesse ne sont donc pas exactement les mêmes d'une semaine sur l'autre, ce qui signifie que les conditions dans lesquelles les données ont été recueillies ne sont pas exactement les mêmes d'un athlète à l'autre. Il en va de même pour l'état mental des athlètes (fatigue, stress, etc.).

Le choix de se restreindre à des entraînements de vitesse signifie que nos résultats ne sont généralisables qu'aux phases de haute vitesse. C'est en particulier vrai en courte piste puisque les phases d'accélération et de maintien de la vitesse sont techniquement très différentes.

Nous avons également choisi de ne pas considérer certains facteurs externes comme les stratégies de course, le matériel ou l'aérodynamisme des athlètes. Nous savons que ces facteurs exercent une influence majeure sur la performance finale d'un athlète, mais, par souci de simplicité, avons choisi de nous focaliser en particulier sur la position sur la glace. Il pourrait être intéressant de mettre en conjonction certains de ces facteurs externes avec les résultats de cette étude. Par exemple, les interactions entre le matériel et la position des membres inférieurs pourraient être étudiées. Les bénéfices de certaines positions sur la glace pour chaque type de stratégie de course pourraient également faire l'objet de futures études.

Dans l'ensemble, on peut remarquer les limitations auxquelles ce projet a fait face sont liées au caractère même de cette étude : une collecte de données chez des athlètes de haut niveau. Augmenter la taille de l'échantillon en diversifiant les athlètes recrutés pourrait adresser certaines de ces limitations et diminuer le risque de biais de sélection.

CONCLUSION

Le projet mené ici a permis d'identifier les principaux facteurs de performance en patinage de vitesse courte piste et de quantifier leurs impacts sur les performances des athlètes.

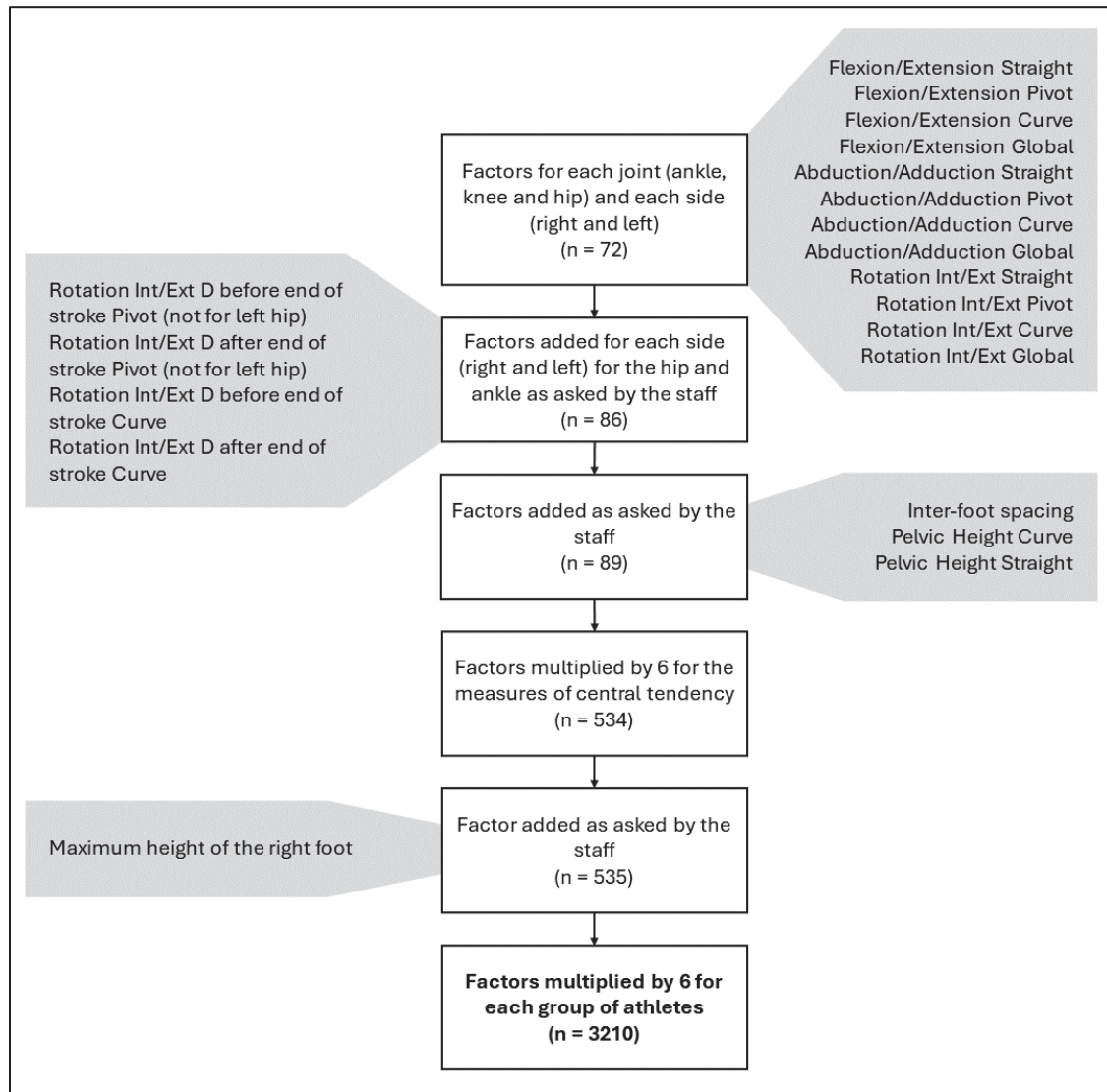
Cet objectif a été adressé dans l'article présenté au CHAPITRE 4. Il détaille notamment le processus itératif ayant permis d'identifier ces sept facteurs, retenus comme pouvant conduire à des améliorations pour le temps au tour et les performances des athlètes en général. Notre hypothèse principale y est également partiellement confirmée, la flexion de la cheville étant un facteur de performance, mais bien moins prédominant qu'initialement pensé.

Une étude portant sur la variabilité de l'angle de flexion dorsale de la cheville au cours d'une journée d'entraînement a également été effectuée et fait l'objet de l'article présenté au CHAPITRE 3. Elle confirme que le premier échauffement de la journée induit la plus grande augmentation significative de dorsiflexion de la cheville, soulignant ainsi son rôle critique dans la routine quotidienne d'un athlète.

En impliquant des athlètes de haut niveau, un équipement de pointe, une méthodologie exhaustive et une expertise pluridisciplinaire, ce projet démontre la possibilité d'identifier certains facteurs biomécaniques pouvant exercer une influence sur la performance des patineurs de vitesse courte piste. Après une phase d'identification et de quantification de facteurs, ce projet entre ensuite dans une phase de mise en œuvre où, en collaboration avec l'encadrement de l'équipe, il s'agit de déterminer comment agir sur ces facteurs pour permettre aux athlètes de gagner du temps. Une étape ultérieure consistera à recueillir de nouvelles données en condition de course pour évaluer si les modifications implémentées ont conduit à des gains de temps effectifs.

ANNEXE I

DIAGRAM SHOWING ALL STUDIED PERFORMANCE FACTORS



LISTE DE RÉFÉRENCES BIBLIOGRAPHIQUES

- Bennell, K. L., Talbot, R. C., Wajswelner, H., Techovanich, W., Kelly, D. H., & Hall, A. J. (1998). Intra-rater and inter-rater reliability of a weight-bearing lunge measure of ankle dorsiflexion. *Aust J Physiother*, 44(3), 175-180. doi: 10.1016/s0004-9514(14)60377-9. Repéré à <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/11676731>
- Berk, K. N. (1980). Forward and Backward Stepping in Variable Selection. *Journal of Statistical Computation and Simulation*, 10(3-4), 177-185. doi: 10.1080/00949658008810367
- Blair, S. (2019). *Biomechanical Considerations in Goal- Kicking Accuracy: Application of an Inertial Measurement System*.
- Brockett, C. L., & Chapman, G. J. (2016). Biomechanics of the ankle. *Orthop Trauma*, 30(3), 232-238. doi: 10.1016/j.mporth.2016.04.015. Repéré à <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/27594929>
- Brownie, L., & Kyle, C. (2012). Evidence that skin suits affect long track speed skating performance. *rocedia Engineering*, 34. doi: 10.1016/j.proeng.2012.04.006
- Bruening, D. A., Reynolds, R. E., Adair, C. W., Zapalo, P., & Ridge, S. T. (2018). A sport-specific wearable jump monitor for figure skating. *PLoS One*, 13(11), e0206162. doi: 10.1371/journal.pone.0206162. Repéré à <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/30462651>
- Clement, J., Croteau, F., Gagnon, M., & Cros, S. (2024). Automatic detection of skate strokes in short-track speed skating using one single IMU: validation of a new method. *Sports Biomech*, 1-12. doi: 10.1080/14763141.2024.2331174. Repéré à <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/38602324>
- Cohen, J. (1988). *Statistical Power Analysis for the Behavioral Sciences* (2nd Edition éd.). New York. doi: <https://doi.org/10.4324/9780203771587>
- De Baets, L., Vanbrabant, S., Dierickx, C., van der Straaten, R., & Timmermans, A. (2020). Assessment of Scapulothoracic, Glenohumeral, and Elbow Motion in Adhesive Capsulitis by Means of Inertial Sensor Technology: A Within-Session, Intra-Operator and Inter-Operator Reliability and Agreement Study. *Sensors (Basel)*, 20(3). doi: 10.3390/s20030876. Repéré à <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/32041375>
- de Koning, J. J., de Groot, G., & Schenau, G. J. v. I. (1989). Mechanical Aspects of the Sprint Start in Olympic Speed Skating. *International Journal of Sport Biomechanics*, 5(2), 151-168. doi: 10.1123/ijsb.5.2.151. Repéré à <https://journals.humankinetics.com/view/journals/jab/5/2/article-p151.xml>

- de Koning, J. J., de Groot, G., & van Ingen Schenau, G. J. (1991). Coordination of leg muscles during speed skating. *J Biomech*, 24(2), 137-146. doi: 10.1016/0021-9290(91)90358-t. Repéré à <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/2037613>
- Dinu, D., & Louis, J. (2020). Biomechanical Analysis of the Cross, Hook, and Uppercut in Junior vs. Elite Boxers: Implications for Training and Talent Identification. *Front Sports Act Living*, 2, 598861. doi: 10.3389/fspor.2020.598861. Repéré à <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/33345181>
- El-Gohary, M., & McNames, J. (2012). Shoulder and elbow joint angle tracking with inertial sensors. *IEEE Trans Biomed Eng*, 59(9), 2635-2641. doi: 10.1109/TBME.2012.2208750. Repéré à <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/22911538>
- Fang, B., Sun, F., Liu, H., & Liu, C. (2017). 3D human gesture capturing and recognition by the IMMU-based data glove. *Neurocomputing*, 277, 198-207. Repéré à <https://pdf.sciencedirectassets.com/271597/1-s2.0-S0925231217X00507/1-s2.0-S0925231217314054/>
- Ferrari, A., Cutti, A. G., Garofalo, P., Raggi, M., Heijboer, M., Cappello, A., & Davalli, A. (2010). First in vivo assessment of "Outwalk": a novel protocol for clinical gait analysis based on inertial and magnetic sensors. *Med Biol Eng Comput*, 48(1), 1-15. doi: 10.1007/s11517-009-0544-y. Repéré à <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/19911215>
- Fortier, A., Turcotte, R. A., & Pearsall, D. J. (2014). Skating mechanics of change-of-direction manoeuvres in ice hockey players. *Sports Biomech*, 13(4), 341-350. doi: 10.1080/14763141.2014.981852. Repéré à <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/25419626>
- Garcia-Garcia, B., Bouwmans, T., & Rosales Silva, A. J. (2020). Background subtraction in real applications: Challenges, current models and future directions. *Computer Science Review*, 35. doi: <https://doi.org/10.1016/j.cosrev.2019.100204>
- Hamidi Rad, M., Gremeaux, V., Masse, F., Dadashi, F., & Aminian, K. (2022). SmartSwim, a Novel IMU-Based Coaching Assistance. *Sensors (Basel)*, 22(9). doi: 10.3390/s22093356. Repéré à <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/35591046>
- Harrell, F. E. (2015). *Regression Modeling Strategies With Applications to Linear Models, Logistic Regression, and Survival Analysis*. Springer New York, NY. doi: 10.1007/978-3-319-19425-7

- Jang, W. J., Lee, K. K., Lee, W. J., & Lim, S. H. (2022). Development of an Inertial Sensor Module for Categorizing Anomalous Kicks in Taekwondo and Monitoring the Level of Impact. *Sensors (Basel)*, 22(7). doi: 10.3390/s22072591. Repéré à <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/35408205>
- Kaufman, K. R., Brodine, S. K., Shaffer, R. A., Johnson, C. W., & Cullison, T. R. (1999). The effect of foot structure and range of motion on musculoskeletal overuse injuries. *Am J Sports Med*, 27(5), 585-593. doi: 10.1177/03635465990270050701. Repéré à <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/10496574>
- Khuyagbaatar, B., Purevsuren, T., Park, W. M., Kim, K., & Kim, Y. H. (2017). Interjoint coordination of the lower extremities in short-track speed skating. *Proc Inst Mech Eng H*, 231(10), 987-993. doi: 10.1177/0954411917719743. Repéré à <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/28754063>
- Kim, K., Kim, J. S., Purevsuren, T., Khuyagbaatar, B., Lee, S., & Kim, Y. H. (2019). New method to evaluate three-dimensional push-off angle during short-track speed skating using wearable inertial measurement unit sensors. *Proc Inst Mech Eng H*, 233(4), 476-480. doi: 10.1177/0954411919831309. Repéré à <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/30773989>
- Koning, B. H., van der Krogt, M. M., Baten, C. T., & Koopman, B. F. (2015). Driving a musculoskeletal model with inertial and magnetic measurement units. *Comput Methods Biomech Biomed Engin*, 18(9), 1003-1013. doi: 10.1080/10255842.2013.867481. Repéré à <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/24344898>
- Konings, M. J., Elferink-Gemser, M. T., Stoter, I. K., van der Meer, D., Otten, E., & Hettinga, F. J. (2015). Performance characteristics of long-track speed skaters: a literature review. *Sports Med*, 45(4), 505-516. doi: 10.1007/s40279-014-0298-z. Repéré à <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/25547998>
- Konor, M. M., Morton, S., Eckerson, J. M., & Grindstaff, T. L. (2012). Reliability of three measures of ankle dorsiflexion range of motion. *Int J Sports Phys Ther*, 7(3), 279-287. Repéré à <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/22666642>
- Krause, D. A., Cloud, B. A., Forster, L. A., Schrank, J. A., & Hollman, J. H. (2011). Measurement of ankle dorsiflexion: a comparison of active and passive techniques in multiple positions. *J Sport Rehabil*, 20(3), 333-344. doi: 10.1123/jsr.20.3.333. Repéré à <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/21828385>
- Mackenzie, R. T. (1898). Natural Selection, as Shown in the Typical Speed-Skater. *J Anat Physiol*, 32(Pt 3), 468-476. Repéré à <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/17232324>

- Martins, J. S. R., Sabino, G., Nascimento, D. H. A., Machado, G. M. C., & Vimieiro, C. B. S. (2020). *Biomechanical Model for Dynamic Analysis of the Human Gait* présentée à Computer Methods, Imaging and Visualization in Biomechanics and Biomedical Engineering (CMBBE 2019). doi: https://doi.org/10.1007/978-3-030-43195-2_30
- Mavor, M. P., Ross, G. B., Clouthier, A. L., Karakolis, T., & Graham, R. B. (2020). Validation of an IMU Suit for Military-Based Tasks. *Sensors (Basel)*, 20(15). doi: 10.3390/s20154280. Repéré à <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/32751920>
- McNair, P. J., & Stanley, S. N. (1996). Effect of passive stretching and jogging on the series elastic muscle stiffness and range of motion of the ankle joint. *Br J Sports Med*, 30(4), 313-317, discussion 318. doi: 10.1136/bjsm.30.4.313. Repéré à <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/9015593>
- Miyasaka, H., Ebihara, B., Fukaya, T., & Mutsuzaki, H. (2023). Relationship between the Young's Modulus of the Achilles Tendon and Ankle Dorsiflexion Angle at Maximum Squat Depth in Healthy Young Males. *Medicina (Kaunas)*, 59(6). doi: 10.3390/medicina59061105. Repéré à <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/37374309>
- Noordhof, D. A., Foster, C., Hoozemans, M. J., & de Koning, J. J. (2014). The association between changes in speed skating technique and changes in skating velocity. *Int J Sports Physiol Perform*, 9(1), 68-76. doi: 10.1123/ijsp.2012-0131. Repéré à <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/23319446>
- Noordhof, D. A., Mulder, R. C., de Koning, J. J., & Hopkins, W. G. (2016). Race Factors Affecting Performance Times in Elite Long-Track Speed Skating. *Int J Sports Physiol Perform*, 11(4), 535-542. doi: 10.1123/ijsp.2015-0171. Repéré à <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/26390249>
- Park, Y.-J., Moon, J.-Y., & Lee, E. C. (2023). Automatic Stroke Measurement Method in Speed Skating: Analysis of the First 100 m after the Start. *Electronics*, 12(22), 4651. Repéré à <https://www.mdpi.com/2079-9292/12/22/4651>
- Petrofsky, J. S., Laymon, M., & Lee, H. (2013). Effect of heat and cold on tendon flexibility and force to flex the human knee. *Med Sci Monit*, 19, 661-667. doi: 10.12659/MSM.889145. Repéré à <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/23933600>
- Quinn, A., Lun, V., McCall, J., & Overend, T. (2003). Injuries in short track speed skating. *Am J Sports Med*, 31(4), 507-510. doi: 10.1177/03635465030310040501. Repéré à <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/12860536>

- Robert-Lachaine, X., Mecheri, H., Larue, C., & Plamondon, A. (2017a). Accuracy and repeatability of single-pose calibration of inertial measurement units for whole-body motion analysis. *Gait Posture*, 54, 80-86. doi: 10.1016/j.gaitpost.2017.02.029. Repéré à <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/28279850>
- Robert-Lachaine, X., Mecheri, H., Larue, C., & Plamondon, A. (2017b). Validation of inertial measurement units with an optoelectronic system for whole-body motion analysis. *Med Biol Eng Comput*, 55(4), 609-619. doi: 10.1007/s11517-016-1537-2. Repéré à <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/27379397>
- Robert-Lachaine, X., Mecheri, H., Muller, A., Larue, C., & Plamondon, A. (2020). Validation of a low-cost inertial motion capture system for whole-body motion analysis. *J Biomech*, 99, 109520. doi: 10.1016/j.jbiomech.2019.109520. Repéré à <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/31787261>
- Robert-Lachaine, X., Parent, G., Fuentes, A., Hagemester, N., & Aissaoui, R. (2020). Inertial motion capture validation of 3D knee kinematics at various gait speed on the treadmill with a double-pose calibration. *Gait Posture*, 77, 132-137. doi: 10.1016/j.gaitpost.2020.01.029. Repéré à <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/32035296>
- Robert-Lachaine, X., Turcotte, R. A., Dixon, P. C., & Pearsall, D. J. (2012). Impact of hockey skate design on ankle motion and force production. *Sports Engineering*, 15(4), 197-206. doi: 10.1007/s12283-012-0103-x
- Roetenberg, D. (2006). *Inertial and Magnetic Sensing of Human Motion* (University of Twente).
- Schall, M. C., Jr., Fethke, N. B., Chen, H., Oyama, S., & Douphrate, D. I. (2016). Accuracy and repeatability of an inertial measurement unit system for field-based occupational studies. *Ergonomics*, 59(4), 591-602. doi: 10.1080/00140139.2015.1079335. Repéré à <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/26256753>
- Schepers, M., Giuberti, M., & Bellusci, G. (2018). *Xsens MVN: Consistent Tracking of Human Motion Using Inertial Sensing*. Xsens Technologies B. V. doi: 10.13140/RG.2.2.22099.07205
- Shi, Y., Ozaki, A., & Honda, M. (2020). *Kinematic Analysis of Figure Skating Jump by Using Wearable Inertial Measurement Units* présentée à The 13th Conference of the International Sports Engineering Association. doi: 10.3390/proceedings2020049124
- Sim, F. H., & Chao, E. Y. (1978). Injury potential in modern ice hockey. *Am J Sports Med*, 6(6), 378-384. doi: 10.1177/036354657800600612. Repéré à <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/736199>

- Speed Skating Canada. (2021). Learn about Speed Skating / Short Track. Repéré le 14/05/2024 à <https://speedskating.ca/discover/learn-about-speed-skating/short-track/>
- Stefanyshyn, D. J., & Engsberg, J. R. (1994). Right to left differences in the ankle joint complex range of motion. *Med Sci Sports Exerc*, 26(5), 551-555. Repéré à <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/8007801>
- Stidwill, T. J., Turcotte, R. A., Dixon, P., & Pearsall, D. J. (2009). Force transducer system for measurement of ice hockey skating force. *International Sports Engineering Association 2010*, 12, 63-68.
- Tomita, Y., Iizuka, T., Irisawa, K., & Imura, S. (2021). Detection of Movement Events of Long-Track Speed Skating Using Wearable Inertial Sensors. *Sensors (Basel)*, 21(11). doi: 10.3390/s21113649. Repéré à <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/34073881>
- Tran, A. A., Gatewood, C., Harris, A. H., Thompson, J. A., & Dragoo, J. L. (2016). The effect of foot landing position on biomechanical risk factors associated with anterior cruciate ligament injury. *J Exp Orthop*, 3(1), 13. doi: 10.1186/s40634-016-0049-1. Repéré à <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/27315816>
- van der Eb, J., Gereats, S., & Knobbe, A. (2020). *Enhancing the Performance of Elite Speed Skaters Using SkateView: A New Device to Measure Performance in Speed Skating* présentée à The 13th Conference of the International Sports Engineering Association. doi: 10.3390/proceedings2020049133
- van der Eb, J., Veeger, D. H. E. J., & de Koning, J. J. (2019). *Validation of a 5-dof instrumented speed skate; towards a power meter for speed skating* présentée à 37th International Society of Biomechanics in Sport Conference, Oxford, OH, United States.
- Van der Kruk, E. (2018). *Parameter analysis for speed skating performance* (Technische Universiteit Delft). Repéré à <https://elinevanderkruk.com/dissertation/>
- van der Kruk, E., Reijne, M. M., de Laat, B., & Veeger, D. H. E. J. (2019). Push-off forces in elite short-track speed skating. *Sports Biomech*, 18(5), 527-538. doi: 10.1080/14763141.2018.1441898. Repéré à <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/29847206>
- van der Kruk, E., van der Helm, F. C. T., Schwab, A. L., & Veeger, D. H. E. J. (2016). *Giving the force direction: Analysis of speed skater push off forces with respect to an inertial coordinate system* présentée à 34th International Conference of Biomechanics in Sport (2016).

- van Ingen Schenau, G. J., de Koning, J. J., & de Groot, G. (1994). Optimisation of sprinting performance in running, cycling and speed skating. *Sports Med*, 17(4), 259-275. doi: 10.2165/00007256-199417040-00006. Repéré à <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/8009139>
- Witvrouw, E., Mahieu, N., Danneels, L., & McNair, P. (2004). Stretching and injury prevention: an obscure relationship. *Sports Med*, 34(7), 443-449. doi: 10.2165/00007256-200434070-00003. Repéré à <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/15233597>
- Wu, G., Siegler, S., Allard, P., Kirtley, C., Leardini, A., Rosenbaum, D., . . . Terminology Committee of the International Society of, B. (2002). ISB recommendation on definitions of joint coordinate system of various joints for the reporting of human joint motion--part I: ankle, hip, and spine. International Society of Biomechanics. *J Biomech*, 35(4), 543-548. doi: 10.1016/s0021-9290(01)00222-6. Repéré à <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/11934426>
- Wu, G., van der Helm, F. C., Veeger, H. E., Makhssous, M., Van Roy, P., Anglin, C., . . . International Society of, B. (2005). ISB recommendation on definitions of joint coordinate systems of various joints for the reporting of human joint motion--Part II: shoulder, elbow, wrist and hand. *J Biomech*, 38(5), 981-992. doi: 10.1016/j.jbiomech.2004.05.042. Repéré à <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/15844264>
- Xsens Technologies. (2022). Euler sequences in joint angles & Gimbal lock. Repéré le 05/05/2023 à https://base.movella.com/s/article/Euler-sequences-in-joint-angles-Gimbal-lock?language=en_US
- Xsens Technologies. (2023). MVN Biomechanical Model. Repéré le 05/05/2023 à https://base.movella.com/s/article/MVN-Biomechanical-Model?language=en_US
- Yu, C., Huang, T. Y., & Ma, H. P. (2022). Motion Analysis of Football Kick Based on an IMU Sensor. *Sensors (Basel)*, 22(16). doi: 10.3390/s22166244. Repéré à <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/36016005>
- Zuiker, T. P. J. (2014). The effects of different speed skating push-off techniques on the mechanical power, power distribution and energy expenditure. Dans.