

Impact de la fatigue sur les paramètres de performance en
patin de vitesse courte piste

par

Théophile GAL DE PEMBROKE

MÉMOIRE PAR ARTICLES PRÉSENTÉ À L'ÉCOLE DE TECHNOLOGIE
SUPÉRIEURE COMME EXIGENCE PARTIELLE À L'OBTENTION DE
LA MAÎTRISE EN GENIE DE LA PRODUCTION AUTOMATISEE
M. Sc. A

MONTRÉAL, LE 27 JUIN 2024

ÉCOLE DE TECHNOLOGIE SUPÉRIEURE
UNIVERSITÉ DU QUÉBEC

©Tous droits réservés, Théophile Gal de Pembroke, 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 RAPPORT DE 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

Mme Julie Côté, codirectrice de mémoire
Département de Kinésiologie et d'éducation physique à l'Université McGill

Mme Marie-Hélène Beauséjour, présidente du jury
Département de génie des systèmes à l'École de technologie supérieure

Nicolas Berryman, examinateur externe
Département des sciences de l'activité physique à l'Université du Québec à Montréal

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

LE 10 JUIN 2024

À L'ÉCOLE DE TECHNOLOGIE SUPÉRIEURE

REMERCIEMENTS

Je tiens tout d'abord à remercier mon directeur de mémoire, Julien Clément, pour la qualité de son suivi. Il a été ajusté et adapté aux différentes phases de projet. Il m'a poussé à l'indépendance et la proactivité tout en m'apportant son expertise, indispensable à la réussite de mon projet.

Merci également à Julie Côté pour ses précieux conseils et pour son apport d'expérience qui a permis sa vision d'ensemble sur le projet.

Je remercie aussi grandement le comité STEP et le personnel de l'INS aux côtés de qui j'ai pu travailler dans une ambiance aussi propice aux échanges, à la collaboration et au bien-être. Une mention toute particulière à Jules Claudel pour les échanges amicaux, son enthousiasme à l'idée d'aller courir dans les escaliers sous 30°C, et son aide en tant que consultant personnel informatique et administratif. Il a fait passer beaucoup plus vite les heures les moins drôles.

Merci à l'ensemble de l'équipe nationale de patin de vitesse courte piste, en particulier aux entraîneurs Sébastien Cros, Marc Gagnon, Olivier Jean, Yannick Desmeules, Jeffrey Scholten et Elizabeth Migneron, pour leur confiance et leur enthousiasme à propos du projet. Merci également à tous les athlètes de l'équipe pour leur collaboration, sans qui ce projet n'existerait tout simplement pas.

Impact de la fatigue sur les paramètres de performance en patin de vitesse courte piste

Théophile GAL DE PEMBROKE

RÉSUMÉ

Pour performer en patin de vitesse courte piste, les athlètes doivent mettre en œuvre des mécanismes complexes afin de déployer un maximum de propulsion vers l'avant de la manière la plus efficace possible. Le temps au tour est influencé par différents facteurs de performance, certains étant difficiles à évaluer à l'œil nu, même par un entraîneur expérimenté. Avec la manifestation de la fatigue, des défauts d'exécution des mouvements apparaissent, impactant par là même le temps au tour. Il est donc important pour un athlète de savoir gérer sa fatigue afin d'optimiser sa performance et de limiter les risques de blessures.

La revue de littérature fait ressortir de nombreuses études s'intéressant à la mesure de la performance en patin de vitesse, et au déchiffrement de celle-ci. Néanmoins, ces études font appel à des méthodes de mesure encombrantes, inconfortables, ou coûteuses. De plus, aucune ne fait état de l'évolution continue des paramètres mesurés avec l'apparition de la fatigue. Les objectifs de ce mémoire sont donc dans un premier temps de valider une méthode simple, peu coûteuse et peu encombrante, basée sur l'utilisation d'un accéléromètre seul fixé sur le sacrum d'un athlète et d'un code pour mesurer les paramètres de performance, dans un deuxième temps, d'identifier parmi les indicateurs mesurés ceux ayant le plus d'influence sur la performance, et dans un troisième temps d'étudier l'impact de la fatigue sur ces paramètres d'intérêt sélectionnés.

La méthode accélérométrique a montré de très bons résultats sur une groupe de 30 athlètes élites en termes de précision de détection automatique du nombre de coups de patin, d'identification d'un coup droit ou gauche, d'un pivot ou d'un premier coup en ligne droite.

Parmi les paramètres mesurés, la propulsion maximale vers l'avant, les efficacités de poussée et de repositionnement, le ratio d'accélération et l'angle sagittal du tronc ont été retenus comme les plus significativement impactants du point de vue du temps au tour. Les tendances de chacun de ces paramètres en fonction de la fatigue ont été analysées et montrent peu de différences d'évolution entre les sexes. Des diminutions significatives ont été constatées pour la poussée maximale et l'efficacité de la poussée, et l'angle sagittal a augmenté de manière significative. Des augmentations de l'efficacité de repositionnement et du ratio d'accélération ont été observées.

Finalement, ce mémoire présente une méthode peu coûteuse, compacte et facile d'utilisation pour mesurer des paramètres de performance en patin de vitesse courte piste, et évalue l'influence d'un effort prolongé sur les paramètres déterminants pour le temps au tour.

Mots clés : patin de vitesse, analyse de performance, accéléromètre, capteur portable, fatigue perçue

Impact of fatigue on performance parameters in short-track speed skating

Théophile GAL DE PEMBROKE

ABSTRACT

To perform in short-track speed skating, athletes need to implement complex mechanisms to deploy maximum forward propulsion as efficiently as possible. Lap time is influenced by various performance factors, some of which are difficult to assess with the naked eye, even by an experienced coach. As fatigue sets in, faults in movement execution appear, impacting on lap time. It is therefore important for an athlete to know how to manage fatigue in order to optimize performance and limit the risk of injury.

The literature review reveals numerous studies on the measurement and deciphering of speed skating performance. However, these studies use measurement methods that are either bulky, uncomfortable, or costly. What's more, none of them are focused on the continuous parameters follow-up with the onset of fatigue. The aims of this thesis are therefore, firstly, to validate a simple, cheap, and compact method based on the use of a single accelerometer attached to an athlete's sacrum and a code to measure performance parameters, secondly, to identify which of the measured indicators have the greatest influence on performance, and thirdly, to study the impact of fatigue on these selected parameters of interest.

The accelerometric method showed very good results on a group of 30 elite athletes in terms of precision of the automatic detection of the number of skate strokes, identification of a left or right stroke, a pivot or a straight first stroke.

Among the parameters measured, maximum forward propulsion, pushing and repositioning efficiencies, acceleration ratio and sagittal trunk angle were selected as having the most significant impact on lap time. Trends in each of these parameters as a function of fatigue were analyzed, showing little difference between the sexes. There were significant decreases in maximum push and push efficiency, and a significant increase in sagittal angle. Increases in repositioning efficiency and acceleration ratio were observed.

Finally, this thesis presents a cheap, compact, and easy-to-use method for measuring performance parameters in short-track speed skating and evaluates the influence of protracted effort on parameters affecting lap time.

Keywords: speed skating, performance analysis, accelerometer, wearable sensor, perceived exertion, inertial measurement unit

TABLE DES MATIÈRES

| | Page |
|--|------|
| INTRODUCTION | 1 |
| CHAPITRE 1 REVUE DE LITTÉRATURE | 3 |
| 1.1 Le patinage de vitesse | 3 |
| 1.1.1 La discipline..... | 3 |
| 1.1.2 Les mécanismes du mouvement | 6 |
| 1.2 Les méthodes de mesure de la fatigue | 8 |
| 1.2.1 s-EMG..... | 9 |
| 1.2.2 Les capteurs de force et de pression | 12 |
| 1.2.3 Méthodes accélérométriques et inertielles..... | 15 |
| 1.2.4 Suivi vidéo et reconnaissance d'image | 18 |
| 1.2.5 Technique d'analyse de la coordination | 21 |
| 1.2.5.1 Approche Manifold incontrôlée..... | 22 |
| 1.2.5.2 Méthode de codage vectoriel | 23 |
| 1.3 Conclusion de revue et hypothèses | 25 |
| CHAPITRE 2 AUTOMATIC EVENT DETECTION USING WEARABLE TECHNOLOGY DURING SHORT-TRACK SPEED SKATING RACES..... | 27 |
| 2.1 Contribution | 27 |
| 2.2 Abstract | 27 |
| 2.2.1 Keywords | 28 |
| 2.3 Introduction..... | 28 |
| 2.4 Methods..... | 30 |
| 2.4.1 Participants..... | 30 |
| 2.4.2 Instrumentation | 31 |
| 2.4.3 Data collection | 31 |
| 2.4.4 Accelerometric data processing | 31 |
| 2.4.5 Video data processing | 32 |
| 2.4.6 Validation process..... | 32 |
| 2.4.7 Statistical analysis..... | 32 |
| 2.5 Results..... | 33 |
| 2.5.1 Validation of number of strokes | 33 |
| 2.5.2 Validation of right vs left..... | 34 |
| 2.5.3 Validation of pivots and FS | 35 |
| 2.6 Discussion..... | 37 |
| 2.6.1 Limitations | 38 |
| 2.7 Conclusion | 39 |
| CHAPITRE 3 IMPACT DE LA FATIGUE SUR LES PARAMÈTRES DE PERFORMANCE EN PATINAGE DE VITESSE COURTE PISTE..... | 41 |

| | | |
|-------|---|----|
| 3.1 | Contribution | 41 |
| 3.2 | Abstract | 41 |
| 3.2.1 | Keywords | 42 |
| 3.3 | Introduction | 43 |
| 3.4 | Méthodologie | 45 |
| 3.4.1 | Participants | 45 |
| 3.4.2 | Instrumentation | 46 |
| 3.4.3 | Collecte de données | 46 |
| 3.4.4 | Traitement des données accélérométriques | 47 |
| 3.4.5 | Analyses statistiques | 47 |
| 3.5 | Résultats | 50 |
| 3.5.1 | Sélection des paramètres significatifs | 50 |
| 3.5.2 | Fatigue ressentie | 53 |
| 3.5.3 | Évolution du temps au tour | 54 |
| 3.5.4 | Évolutions des paramètres avec la fatigue | 56 |
| 3.6 | Discussion et implications | 67 |
| 3.7 | Conclusion | 71 |
| | CONCLUSION GENERALE..... | 73 |
| | ANNEXE I COMPARAISON DES ASYMÉTRIES GAUCHE / DROITE DE POUSSÉES MAXIMALES EN LIGNE DROITE..... | 75 |
| | LISTE DE RÉFÉRENCES BIBLIOGRAPHIQUES | 77 |

LISTE DES TABLEAUX

| | Page |
|--|------|
| Table 1.1 Summary of number of strokes' detection and execution times for automatic (A) and manual (M) detections | 34 |
| Table 2.2 RMSE and ICC (3,1) between video and automatic code detections of the validation variables | 36 |
| Tableau 3.1 Significativité de l'influence sur le temps au tour des paramètres dans les régressions linéaires multiples..... | 51 |
| Tableau 4.2 Corrélations de Pearson des paramètres avec le temps au tour..... | 52 |
| Tableau 5.3 Valeurs p des interactions Sexe x Numéro de tour | 54 |
| Tableau 6.4 Valeurs p des interactions Sexe x Numéro de tour | 57 |

LISTE DES FIGURES

| | Page |
|---|------|
| Figure 1.1 Piste de patinage courte-piste | 4 |
| Figure 1.2 Patin pour courte-piste..... | 4 |
| Figure 1.3 Position de la lame..... | 5 |
| Figure 1.4 Courbure de la lame de patin (vue de haut)..... | 5 |
| Figure 1.5 Combinaison de course..... | 6 |
| Figure 1.6 Phases du mouvement (vue frontale et en élévation) | 7 |
| Figure 1.7 Posture du patineur en virage | 8 |
| Figure 1.8 Fonctionnement de la sEMG..... | 10 |
| Figure 1.9 Muscle « gluteus maximus »..... | 11 |
| Figure 1.10 Test en position de Biering-Sorensen..... | 12 |
| Figure 1.11 Forces exercées sur le patin..... | 14 |
| Figure 1.12 Temps de contact et phases de double appui sur 1500 m..... | 17 |
| Figure 1.13 Modèle 3D dynamique du corps..... | 18 |
| Figure 1.14 Angles d'intérêt | 20 |
| Figure 1.15 Angle de poussée..... | 20 |
| Figure 1.16 Angle de couplage pelvis-lombaire | 24 |
| Figure 2.1 Validation on the datasets..... | 33 |
| Figure 2.2 Bland-Altman plot comparison of detection of pivot occurrences along 4- and 9 lap trials..... | 35 |
| Figure 2.3 Bland-Altman plot comparison of detection of First Straight occurrences along 4- and 9-laps trials..... | 36 |
| Figure 3.1 Distribution des distances et des échantillons de test..... | 48 |
| Figure 3.2 Angles sagittal (α) et frontal (β) | 49 |

| | |
|--|----|
| Figure 3.3 Réponses au questionnaire RPE selon les moments des relevés | 53 |
| Figure 3.4 Graphique d'interaction Sexe x Numéro de tour – Essais de 4 tours | 55 |
| Figure 3.5 Graphique des moyennes des temps aux tours – Essais de 4 tours..... | 55 |
| Figure 3.6 Graphique des moyennes des temps aux tours – Essais de 9 tours..... | 56 |
| Figure 3.7 Graphique d'interaction Sexe x Numéro de tour – Essais de 4 tours | 58 |
| Figure 3.8 Graphique des moyennes des poussées maximales – Essais de 4 tours | 59 |
| Figure 3.9 Graphique des moyennes des poussées maximales – Essais de 9 tours | 60 |
| Figure 3.10 Graphique des moyennes des efficacités de poussée..... | 61 |
| Figure 3.11 Graphique des efficacités de poussée – 4 tours | 62 |
| Figure 3.12 Graphique des efficacités de poussée – 9 tours | 62 |
| Figure 3.13 Graphique des moyennes des efficacités de repositionnement..... | 63 |
| Figure 3.14 Graphique des efficacités de repositionnement – 9 tours | 64 |
| Figure 3.15 Graphique des moyennes des ratios d'accélération | 65 |
| Figure 3.16 Graphique des moyennes des angles sagittaux maximaux | 66 |
| Figure 3.17 Graphique des angles sagittaux maximaux – 4 tours..... | 66 |
| Figure 3.18 Graphique des angles sagittaux maximaux – 4 tours..... | 67 |

LISTE DES ABRÉVIATIONS, SIGLES ET ACRONYMES

| | |
|-------|------------------------------------|
| 3D | Tridimensionnel |
| ANOVA | Analysis of variance |
| CI | Confidence interval |
| FS | First straight |
| ICC | Intraclass correlation coefficient |
| IMU | Inertial measurement unit |
| LoA | Limit of agreement |
| LSD | Least significant difference |
| Poly | Approximation polynomiale |
| RMSE | Root mean square error |
| RPE | Rate of perceived exertion |
| STSS | Short-track speed-skating |

LISTE DES SYMBOLES ET UNITÉS DE MESURE

| | |
|------------------|--------------|
| ° | Degré |
| % | Pourcentage |
| kg | Masse |
| m | Distance |
| $m \cdot s^{-2}$ | Accélération |

INTRODUCTION

Lors d'un entraînement en patinage de vitesse, l'analyse de la performance ne se limite pas à la simple observation d'un chronomètre, mais inclut les observations relatives aux mouvements et à la coordination des athlètes lors de l'exécution des tours de piste. Les axes d'amélioration proposés aux athlètes sont généralement basés sur des mesures subjectives des entraîneurs. Dès lors, la précision de ces mesures peut être questionnée, peu importe le niveau d'expérience des entraîneurs. Ainsi, des outils d'analyse de performance fiables tels que les capteurs accélérométriques (J. Clément, Croteau, Gagnon, & Cros, 2024; Kim et al., 2019; Seeley et al., 2020; J. Van der Eb et al., 2018) et/ou des patins instrumentés (Krumm, Buder, & Odenwald, 2022; van der Kruk, Reijne, de Laat, & Veeger, 2018) sont de plus en plus utilisés lors des entraînements. Les données obtenues à partir de ces mesures peuvent être utilisées pour identifier les patrons qui évoluent significativement avec la fatigue afin de préciser certains aspects techniques ou de prédire les blessures. En utilisant ces informations, les entraîneurs sont en mesure d'orienter, cibler et personnaliser les programmes d'entraînement afin que les athlètes parviennent à mieux résister à la fatigue pour améliorer leur performance.

Au cours d'un effort physique prolongé, l'athlète doit faire face à l'apparition inévitable de la fatigue (Pakosz & Konieczny, 2020). L'entraînement consiste donc à développer l'aptitude à conserver le meilleur rendement sur la durée (Mohler, Stetter, Muller, & Stein, 2021; Pakosz & Konieczny, 2020). La performance en endurance se caractérise ainsi par la capacité neuromusculaire de l'athlète à conserver un développement de travail élevé sur une longue durée (Noordhof, Foster, Hoozemans, & de Koning, 2013; Stoter et al., 2016). L'objectif de techniques telles que l'électromyographie de surface (Pakosz & Konieczny, 2020), la concentration sanguine en lactate (Stoter et al., 2016), la capture vidéo (Hagg, Wu, & Gervais, 2007; Noordhof et al., 2013), ou encore l'approche Manifold incontrôlée (Mohler, Ringhof, Debertin, & Stein, 2019; Mohler et al., 2021), est de déterminer l'impact de la fatigue sur les paramètres biomécaniques liés à la performance. Ces méthodes ne

s'implémentent pas de la même manière et présentent des avantages et des inconvénients propres.

L'objectif de ce mémoire consiste à identifier les paramètres ayant le plus d'influence sur la performance des patineurs courte piste, de les mesurer, puis d'étudier l'impact de la fatigue sur ceux-ci.

Le chapitre 1 constitue une introduction au projet en faisant état de la biomécanique du mouvement de l'athlète, des différentes méthodes de mesure de performance et de la fatigue neuromusculaire couramment utilisées en analyse de performance. Son but est de comparer et confronter les différentes caractéristiques et méthodes de mesure afin d'offrir une vision d'ensemble sur ces domaines d'étude. Le chapitre 2 présente en détail la méthodologie utilisée pour mesurer certains paramètres identifiés dans la littérature. Il s'attache également à valider cette méthode en démontrant la pertinence et la précision de celle-ci au regard de la mesure des paramètres d'intérêt. Il prend la forme d'un article soumis au Journal of Sport Sciences. Le chapitre 3 présente le protocole de sélection statistique des paramètres les plus influents parmi tous ceux investigués, ainsi que les résultats de leurs suivis au cours d'efforts de longue durée. La conclusion présente des perspectives pour d'éventuelles pistes futures de recherche.

CHAPITRE 1

REVUE DE LITTÉRATURE

1.1 Le patinage de vitesse

Afin de contextualiser l'étude, il s'agit d'abord de poser un cadre concret en fournissant une présentation générale du patinage de vitesse. On se concentrera de préférence sur la discipline en courte piste, bien qu'un certain nombre d'articles fassent référence à la discipline en longue piste. Nous aborderons donc la discipline dans ses aspects généraux, avant de nous pencher sur les mécanismes du mouvement mis en jeu lors de sa pratique.

1.1.1 La discipline

Le patinage de vitesse de vitesse courte piste (ou short-track) est un sport de glisse sur glace qui naît en 1905 au Canada et aux Etats-Unis, dans la continuité du patinage longue piste, pratiqué en compétition depuis 1863. Il naît de la difficulté des athlètes à s'entraîner sur des pistes de 400 mètres de long, amenant peu à peu les entraînements sur des pistes intérieures classiques d'une centaine de mètres de long. Il se pratique seul ou par équipe et prend la forme d'une course en peloton ou en relais. La ville de New York héberge la première compétition internationale en 1921. Il prend de l'essor durant ce siècle en particulier au Canada, en Corée du Sud et en Chine, qui concourent aux premiers championnats du monde en 1981, avant d'être présenté comme sport de démonstration aux Jeux Olympiques d'Hiver de Calgary en 1988. Il obtient pleinement le statut de sport officiel 4 ans plus tard aux Jeux Olympiques d'Albertville de 1992.

Les distances parcourues sont diverses et s'effectuent en sens anti-horaire sur une piste d'une longueur d'environ 111 mètres (Figure 1.1). On compte 3 distances individuelles principales en compétition : 500 m (4.5 tours), 1000 m (9 tours) et 1500 m (13.5 tours). En relais, sont disputées les distances de 5000 m pour le masculin et de 3000 m pour le féminin, par équipe

de quatre. Enfin, il existe une épreuve de 2000 m de relais par équipe mixte. La diversité des distances fait donc de ce sport une combinaison de sprint, de stratégie et d'endurance. (Depasse, 2022; "Speed Skating Canada ", 2021).

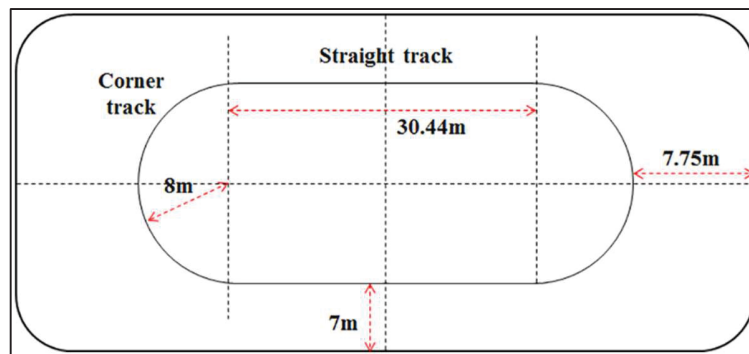


Figure 1.1 Piste de patinage courte-piste
Adaptée de Kim, K. (2019, p.3)

Le matériel nécessaire à la pratique du patinage de vitesse consiste en un patin et une lame pour chaque pied (Figure 1.2). Plus hauts et plus rigides que les patins de longue piste, ils sont pour la plupart composés de fibre de verre, de carbone et de Kevlar. Les lames de courte-piste, plus petites qu'en longue piste, mesurent en moyenne 30 à 45 cm de longueur. Les patins de courte piste permettent un meilleur contrôle de la trajectoire dans des virages à rayons bien plus faibles.



Figure 1.2 Patin pour courte-piste
Tirée de Calgary speed-skating Association

La lame est légèrement décalée du centre du patin (Figure 1.3) afin de permettre au sportif de s'incliner davantage dans les virages (Kim et al., 2019).

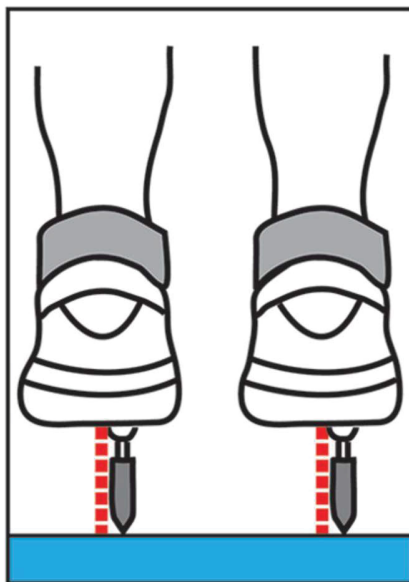


Figure 1.3 Position de la lame
Adaptée de Kim, K. (2019, p.3)

Elle présente également une courbure vers la gauche (Figure 1.4), dont le rayon est laissé à la préférence du patineur mais qui se situe aux alentours de 8 à 12m (van Gelderen, 2021).

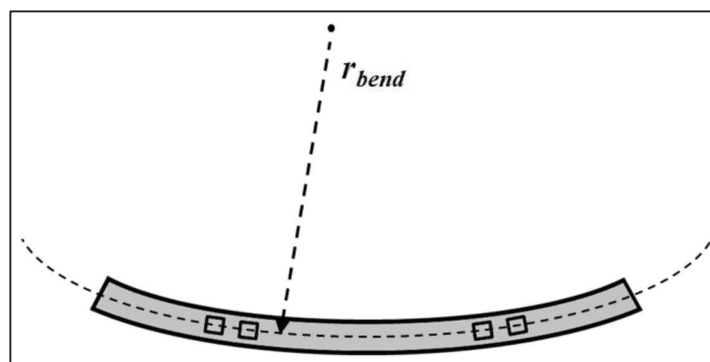


Figure 1.4 Courbure de la lame de patin (vue de haut)
Tirée de Van Gelderen, A. (2021, p.1)

En polyuréthane « Lycra », la combinaison est anti-coupure (Figure 1.5) et comporte des protections obligatoires généralement en kevlar au niveau du cou et de la poitrine (Brownlie & Kyle, 2012). Les athlètes portent également des gants en kevlar protégeant leurs mains des lames des concurrents et leur permettant de poser la main au sol à grande vitesse. Finalement, le port d'un casque rigide est obligatoire.



Figure 1.5 Combinaison de course
Adaptée de Robertson (2014)

1.1.2 Les mécanismes du mouvement

En patinage de vitesse, le parcours au cours d'un tour alterne entre lignes droites et virages à gauche. Le mouvement est complexe en termes de coordination et sollicite le corps entier afin d'obtenir l'efficacité maximale.

Le mouvement du patineur est cyclique. Lors d'un tour, le tracé s'articule autour de 4 moments : la ligne droite, l'entrée en virage, le virage et la sortie du virage. Ces quatre moments sont associés à des cinématiques et des mécaniques différentes de l'athlète. Les principaux paramètres qui varient significativement entre les phases de tour sont les forces normales et latérales (mesurées en Newton), le centre de pression du pied sur la semelle de la botte et l'angle d'inclinaison du corps de l'athlète en degrés (Ashanin, Dolgopolova, Dolgopolova, Filenko, & Pasko, 2021; van der Kruk et al., 2018).

En ligne droite, on différencie trois phases au cours du mouvement : la phase de poussée, la phase de glisse et la phase de repositionnement. La figure 1.6 illustre ces phases pour le patinage de longue piste, les techniques étant similaires en courte-piste.

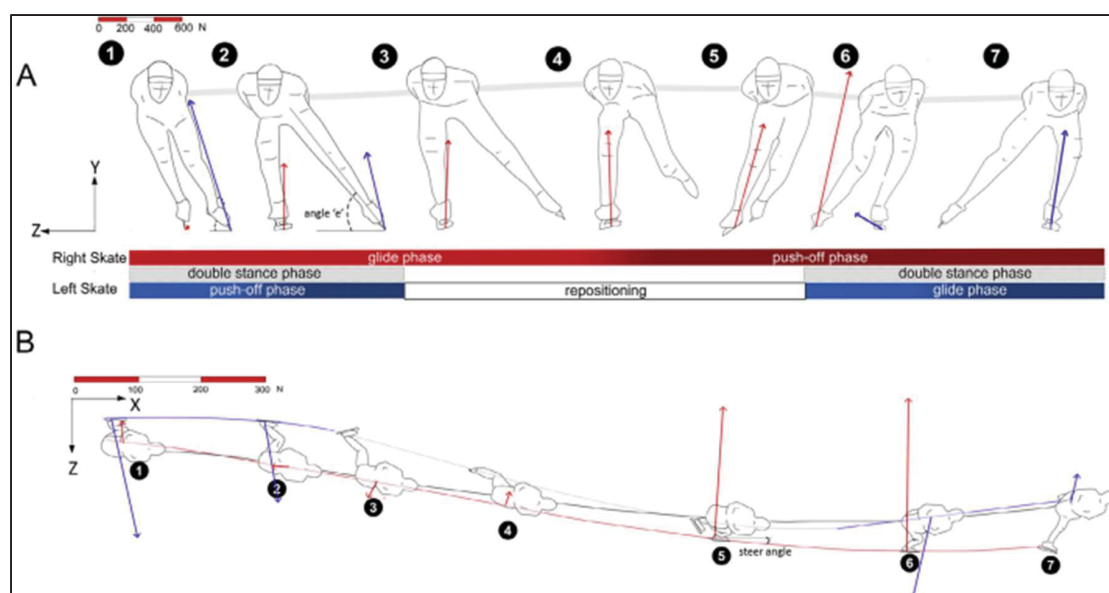


Figure 1.6 Phases du mouvement (vue frontale et en élévation)

Tirée de van der Kruk, E et al. (2018a, p.5)

Dans son étude, Clément et al. définit respectivement le début et la fin de la phase de poussée comme le moment où les deux genoux sont alignés dans le plan sagittal et lorsque la lame n'est plus en contact avec la glace (J. Clément et al., 2024). Durant la poussée, les deux lames sont alors en contact simultanément avec la glace. La jambe 1 glisse, pendant que la jambe 2 effectue la poussée latérale, générant l'accélération vers l'avant. Lors de la phase de repositionnement de la jambe 2, celle-ci décolle de la glace et vient se réaligner dans le plan sagittal avec la jambe 1 pour sa phase de glisse. La jambe 1, quant à elle, se prépare à effectuer la poussée latérale à son tour. À l'issue de cette phase, la jambe 1 vient se repositionner dans le plan sagittal, tandis que la jambe 2 se prépare à la poussée, bouclant ainsi le cycle (E van der Kruk, Schwab, van der Helm, & Veeger, 2018).

La forme ovale de la piste induit des virages serrés à haute vitesse, dans lesquels les athlètes doivent faire face aux forces centrifuges (Ashanin et al., 2021). Le mécanisme de poussée/glisse/repositionnement vu plus haut reste similaire dans le principe mais diffère grandement dans l'orientation des forces que le patineur développe.

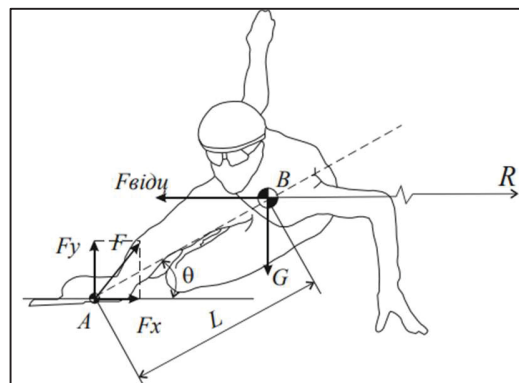


Figure 1.7 Posture du patineur en virage
Adaptée de Ashanin et al. (2021, p.5)

Afin d'effectuer un virage avec le rayon le plus faible, l'athlète se penche vers l'intérieur du virage. Les poussées des deux jambes ($\vec{F} = \vec{F}_x + \vec{F}_y$) s'effectuent donc vers l'extérieur de la piste. La main gauche peut s'appuyer sur la glace et l'inclinaison permet de gérer la position du centre de gravité B pour contrebalancer l'action des forces centrifuges ($\vec{F}_{Bi\partial u}$) (Figure 1.7).

1.2 Les méthodes de mesure de la fatigue

En sport d'endurance, la fatigue est un phénomène inévitable et résulte de la combinaison des fatigues musculaire et mentale (Dong, Pageaux, Romeas, & Berryman, 2022). Elle peut être définie comme la réduction du potentiel de travail d'un muscle, comme conséquence d'un effort préliminaire intense. Enoka et Duchateau (2016) décrivent la fatigue comme étant « un symptôme handicapant à travers lequel les fonctions physiques et cognitives sont limitées par des interactions entre la fatigabilité de la performance et la fatigabilité perçue ». La

fatigabilité de la performance se traduit par la diminution d'un paramètre observable décrivant la performance (temps, puissance, précision, etc.), tandis que la fatigabilité perçue fait référence à une évolution du ressenti au travers de facteurs physiologiques, tels que la température corporelle ou la concentration sanguine en glucose. Dans ce sens, l'échelle de Borg (Borg, 1982) se présente sous la forme d'un questionnaire (échelle croissante d'intensité de 0 à 10) adressé aux athlètes et formalise la perception de l'intensité d'un effort. Une diminution de la force maximale volontaire de contraction musculaire est observable jusqu'à l'épuisement où le sujet est incapable de maintenir la puissance demandée (Pakosz & Konieczny, 2020). Il est particulièrement important pour un athlète de savoir résister à la fatigue car celle-ci peut être à l'origine d'une mauvaise exécution de mouvement et entraîner des blessures.

Il est important de noter qu'étant donné le fait que le phénomène de fatigue est plutôt de l'ordre du ressenti, il n'existe pas d'unité générale en tant que telle pour la caractériser. En revanche, il est possible de s'intéresser aux manifestations accompagnant la fatigue. Il existe alors diverses méthodes pour mesurer indirectement la fatigue de manière non invasive, en décomposant celle-ci en sous-phénomènes parallèles. Les parties suivantes en présentent certaines, pertinentes par rapport au cadre de l'analyse de performance sportive.

1.2.1 s-EMG

La technique s-EMG pour « Electromyographie de surface » repose sur le principe de stimulation électrique d'une fibre musculaire par l'activation d'un motoneurone. Cette méthode permet d'étudier l'activité du système nerveux périphérique, des muscles et de la jonction neuromusculaire, en s'intéressant aux potentiels émis par les muscles (mesurés en mV) lors d'une contraction volontaire. Plus l'effort musculaire est important, plus l'amplitude et la fréquence des battements délivrés par les unités motrices sont élevées. La fréquence de ces battements est mesurée en Hertz (Hz). Il est également possible de visualiser les vitesses de conduction nerveuses en mètres par seconde ($m \cdot s^{-1}$) (Schwartz, 2012).

Dans l'électromyographie de surface (Figure 1.8), on mesure cette activité électrique sur l'épiderme au regard du muscle à étudier, grâce à des paires d'électrodes adhésives (Houdijk et al., 2000). Les nerfs sont alors stimulés électriquement à des intensités variables et la réponse musculaire est observée.

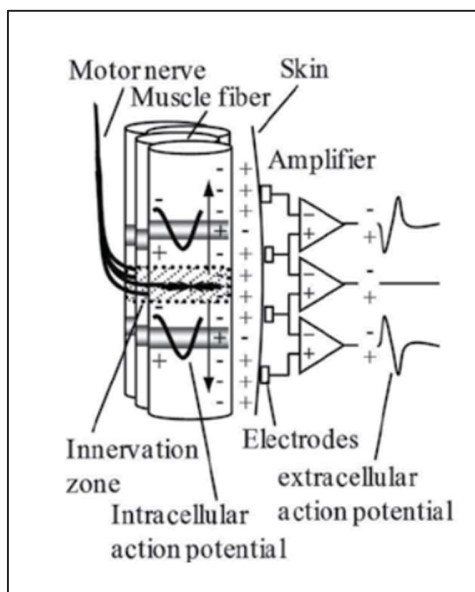


Figure 1.8 Fonctionnement de la sEMG

Adaptée de Schwartz (2012, p.18)

Dans le cadre du patinage de vitesse certaines études se sont intéressées à la mesure des symptômes de la fatigue par sEMG. Les travaux sur le patinage courte-piste de Pakosz et Konieczny (2020) et de Konieczny, Pakosz, et Witkowski (2020) sont concentrés sur la fatigabilité des deux grands glutéaux (gluteus maximus ou GM) (Figure 1.9) et sur l'évaluation de la symétrie de fatigue de ces deux muscles. Le choix des muscles d'intérêt a été guidé par les entraîneurs.

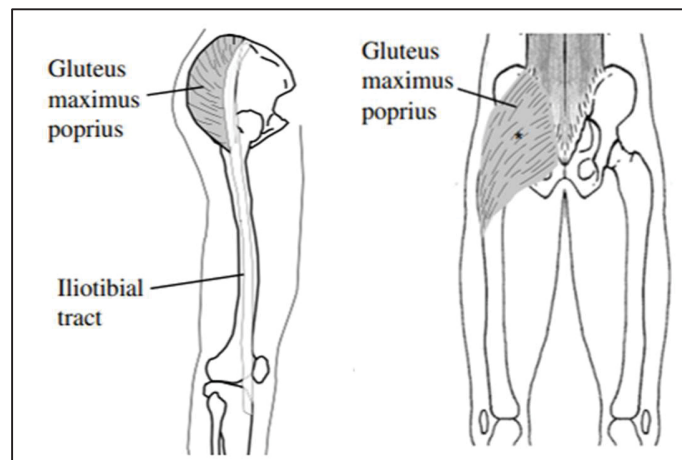


Figure 1.9 Muscle « gluteus maximus »

Adaptée de Lieberman (2006, p.3)

Dans les deux études, l'objectif était le même mais la méthodologie différait en quelques points. En effet, l'échantillon de participants à l'étude de Pakosz & Konieczny (2020) consistait en huit athlètes de l'équipe nationale féminine de patin de vitesse courte-piste, tandis que dans le travail de Konieczny, Paskosz et Witkowski (2020), au groupe de patineuses vient s'ajouter un groupe de contrôle de huit sportives non entraînées au patin de vitesse étant sujet au même protocole de test que les patineuses. De plus, des différences sont à noter dans le protocole expérimental. L'étude de Pakosz & Konieczny (2020) s'inscrit dans un entraînement d'endurance et comprend une batterie de 5 tests en position de Biering-Sorensen (Figure 1.10). Ceux-ci ont lieu avant et après l'échauffement et après 3 séries d'entraînement classiques d'endurance, tandis que le travail de Konieczny, Paskosz et Witkowski (2020) ne considérait qu'un seul test par sujet.

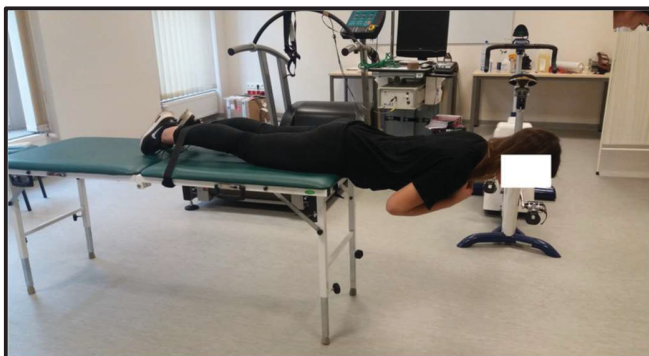


Figure 1.10 Test en position de Biering-Sorensen

Tirée de Konieczny et al. (2020, p.3)

Les deux articles rapportent une tendance à la décroissance de la fréquence d'activation entre la première seconde et la dernière de chacun des tests, prouvant la fatigue. Dans l'étude statistique de Konieczny, Paskosz et Witkowski (2020), il est à noter que l'asymétrie gauche/droite de la fatigue n'était pas statistiquement significative au sein du groupe témoin, tandis qu'elle l'était dans le groupe de patineurs. Les résultats de ces deux études mettent en lumière le fait que, par rapport au GM gauche, le GM droit est susceptible d'être plus intensément sujet à la fatigue chez les patineuses, i.e. la fréquence d'activation du GM droit chute davantage par rapport au GM gauche. Chez les sportives non-patineuses, l'absence d'asymétrie indique que les deux GM montrent des évolutions en fréquence d'activation similaires.

Les deux études se complètent de manière intéressante dans la mesure où leur synthèse permet d'une part de mettre en lumière l'asymétrie de la fatigue chez les patineuses et d'autre part de confirmer, grâce au groupe de contrôle, que ce phénomène est induit par l'entraînement spécifique dans ce sport.

1.2.2 Les capteurs de force et de pression

Un capteur de force est un instrument de mesure qui transforme une force physique en un courant électrique. La puissance du courant de sortie est proportionnelle à la force physique

appliquée et le signal peut être analysé, converti et mesuré. Les capteurs de force sont présents dans de très nombreux domaines. De l'industrie jusqu'au médical, en passant par les transports, les applications possibles à ces instruments sont très diverses.

Il existe deux principaux types de capteurs de force : les capteurs à jauge de contrainte et les capteurs piézoélectriques. Les capteurs à jauge s'appuient sur le principe de déformation d'un circuit électrique élastique, induisant une modification de sa résistance électrique et de sa tension différentielle. Les capteurs piézoélectriques fonctionnent sur la base d'un cristal piézoélectrique fournissant une charge électrique proportionnelle à la contrainte appliquée sur celui-ci. La signal de sortie peut être ensuite amplifié et mesuré. (HBM, 2019).

Dans le domaine du sport, les capteurs de force sont largement répandus pour le suivi et la planification d'entraînement, la prévention des blessures ou encore la rééducation. Ces instruments peuvent être utilisés en mouvement libre, sur un rameur, un vélo d'intérieur ou en tant que plateforme de pression. Il devient alors possible de mesurer la fatigue des athlètes selon les critères désirés.

L'étude de (Seeley et al., 2020) s'intéresse à la pertinence de l'utilisation de semelles de pression composées de capteurs de force piézoélectriques en course à pied. En mesurant les forces verticales de réaction sur la chaussure droite et en comparant ces résultats aux mesures effectuées par un tapis de course instrumenté, les chercheurs ont prouvé que ces semelles de pression étaient un outil fiable et relativement précis pour la mesure de la force verticale. Ils ont également pu tirer une observation de la fatigue en constatant l'augmentation du temps de contact au sol au cours d'un effort prolongé. Les erreurs de mesures pour ces caractérisations étaient de l'ordre de 7%, en comparaison avec un tapis de course instrumenté.

En patin de vitesse, deux implémentations sont les plus répandues quand il s'agit de mesurer les patrons de force : les patins instrumentés et les semelles de pression. L'étude de (van der Kruk et al., 2018) fait appel à l'utilisation d'un patin instrumenté chaussé au pied droit afin d'observer l'évolution de quatre paramètres d'intérêt : les forces normales (F_N) et latérales

(F_L) (Figure 1.11), le centre de pression et la durée d'un coup de patin. L'évolution de chaque paramètre était étudiée selon les phases de ligne droite, d'entrée ou sortie de courbe ou de virage. Les forces normales et latérales permettaient le suivi des caractéristiques des foulées en détection de durée ainsi qu'en intensité.

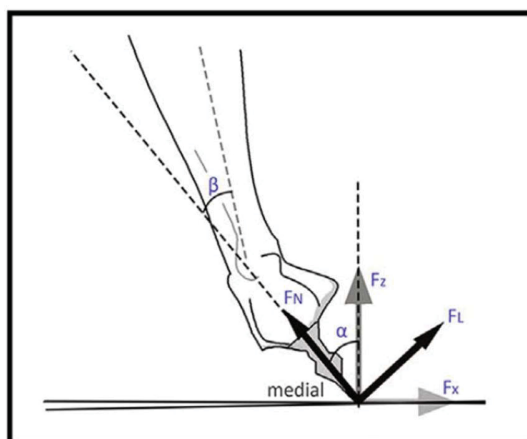


Figure 1.11 Forces exercées sur le patin
Tirée de van der Kruk et al. (2018b, p. 3)

Les résultats obtenus concordent avec ceux de Krumm et al. (2022) qui utilisait pour sa part des semelles de pression. En effet, les deux études s'accordent à dire que la cadence des coups augmente en virage et ceci est vérifié pour les patineurs de longue piste (Krumm et al., 2022) comme de courte-piste de (van der Kruk et al., 2018). Un autre aspect intéressant analysé par van der Kruk et al. est la répartition de la pression du pied au cours d'un coup de patin. Ces mesures permettent d'obtenir des informations sur le centre de pression des pieds des athlètes, entraînant une répercussion sur leur posture. Il est apparu que les patineurs les plus performants gardaient leur centre de pression à l'arrière du pied en virage et en sortie de courbe.

Les études mentionnées ne font pas toujours état de l'influence de la fatigue sur l'évolution des paramètres qu'elles mesurent. Elles nous renseignent néanmoins sur les différents indicateurs qui pourraient être déterminants pour la recherche de performance (fréquence des

coups, temps de repositionnement et de glisse, position du centre de masse, puissance développée).

1.2.3 Méthodes accélérométriques et inertielles

Un accéléromètre est un capteur qui, fixé à un objet en mouvement, permet d'obtenir l'accélération de ce dernier dans un nombre fini de directions, la plupart du temps celles d'un trièdre orthogonal. Ces accélérations sont mesurées en $m \cdot s^{-2}$. En collectant et traitant ces accélérations, il est possible d'obtenir le comportement dynamique du support auquel il est attaché. Les forces agissant sur le support, et donc sur le capteur, provoquent une accélération et/ou un changement d'orientation (accélération angulaire). A la différence d'un capteur de vitesse, la centrale inertielle ne fournit pas directement la vitesse de l'objet. Néanmoins, en considérant des conditions initiales connues, il est possible de l'obtenir grâce à une intégration selon le temps (Kempe, 2011).

Les domaines d'application de ce type de capteur sont très variés et ces appareils s'implémentent sur les objets du quotidien. On retrouve de tels outils de mesure dans les appareils photos et caméras pour la prévention du flou, dans les téléphones mobiles pour de nombreuses fonctionnalités, dans les manettes de consoles de jeu vidéo pour l'interaction immersive, ou encore dans les dispositifs de sécurité tels que les coussins d'air dans les transports ou les équipements personnels.

Dans l'analyse de performance sportives, les accéléromètres ont une importance grandissante (J. Clément et al., 2024; Tomita, Iizuka, Irisawa, & Imura, 2021), développement qui va de pair avec la miniaturisation, permettant des implémentations de plus en plus ergonomiques (J. Van der Eb et al., 2018).

Grâce à l'accélérométrie, il est possible d'obtenir des caractéristiques techniques du mouvement de patinage, telles que la fréquence et la durée des coups de patins, comme dans les travaux de J. Clément et al. (2024) et de J. Van der Eb et al. (2018), l'angle de poussée,

comme dans l'analyse de Kim et al. (2019), la force latérale, comme explicitée dans (Krumm et al., 2021), ou encore la force verticale de poussée développée, comme détaillée dans l'article de (Seeley et al., 2020).

Les matériels utilisés diffèrent selon les études. D'une part, les accéléromètres utilisés varient, mais dans le cas de Kim et al. (2019) et de Seeley et al. (2020), l'utilisation des centrales inertielles est couplée à l'utilisation de semelles de pression dans la chaussure de course. Dans les études de Krumm et al. (2021) et de Seeley et al. (2020), c'est une plateforme de force qui est également utilisée. Enfin, des analyses vidéo étaient ajoutées à l'analyse de J. Clément et al. (2024), à titre de comparaison.

Dans les études de J. Clément et al. (2024) et de J. Van der Eb, Gereats, et Knobbe (2020), les paramètres observés sont similaires (temps de poussée, temps de glisse, temps de vol) mais les protocoles différaient. Chez J. Clément et al. (2024), les analyses se tenaient sur une patinoire courte piste (tour de 111 m) et ne s'intéressaient qu'à deux tours d'accélération et un tour à vitesse maximale, soit 330 m environ. L'analyse des phases par les données accélérométriques étaient comparées à une prise de vue vidéo. Les patineurs n'étaient instrumentés que d'un capteur maintenu sur le pelvis. Les mesures accélérométriques (comparaison des phases d'après la vidéo vs phases déterminées par accélérométrie) ont donc donné lieu à 95% de précision en moyenne sur la détection des phases. Chez J. Van der Eb et al. (2020), un capteur était fixé à chaque pied et les distances étudiées étaient de 100, 300, 500, 1500, 3000 m sur une piste longue, soit des tours de 400 m. La figure 1.12 expose les phases de patinage sur une distance de 1500 m, soit une distance relativement importante. L'asymétrie gauche/droite et les différences lignes droites/courbes sont visibles mais l'évolution des phases avec la distance n'est pas significative au long de l'essai sur cette distance.

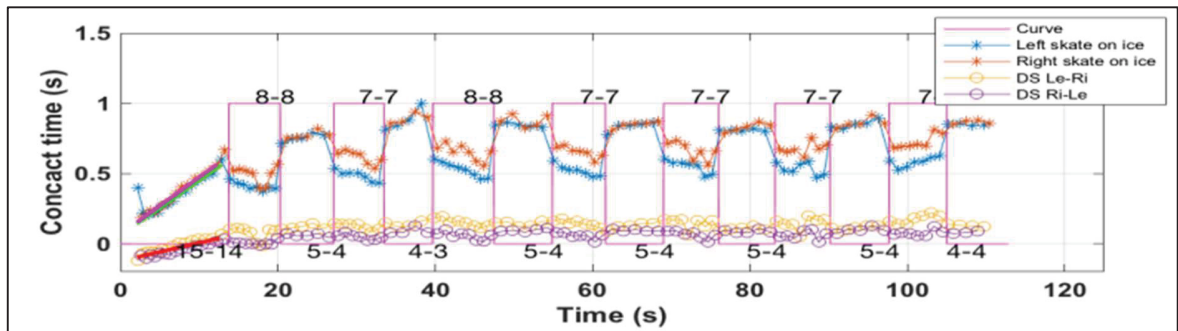


Figure 1.12 Temps de contact et phases de double appui sur 1500 m

Tirée de van der Eb (2018, p.2)

La méthode de van der Eb et al. apparaît comme plus robuste par rapport au changement de distances mais ne permet cependant pas de comparer les mesures accélérométriques à une référence, comme chez J. Clément et al. (2024). Dans la même dynamique de comparaison à une méthode de référence, s'inscrivent les études de Tomita et al. (2021) et de Kim et al. (2019). Dans la première, il s'agissait d'évaluer la précision de deux méthodes accélérométriques en les comparant aux résultats donnés par les semelles de pression sur les mêmes protocoles et essais. Les méthodes accélérométriques consistaient en l'analyse des accélérations sagittales du pied (1 centrale fixée par pied) tandis que la deuxième se basait sur la combinaison de l'accélération sagittale du pied et de l'angle de flexion du genou. Les résultats statistiques ont montré une grande similitude entre les résultats de référence et ceux donnés par les méthodes accélérométriques (96,7% pour l'étude de Tomita, 94% pour celle de Kim). L'étude de Kim et al. s'intéressait à l'angle de poussée en se servant d'un modèle 3D virtuel synchronisé (Figure 1.13), généré grâce à une combinaison intégrale implémentée de 17 accéléromètres, et de semelles de pression en tant que référence.

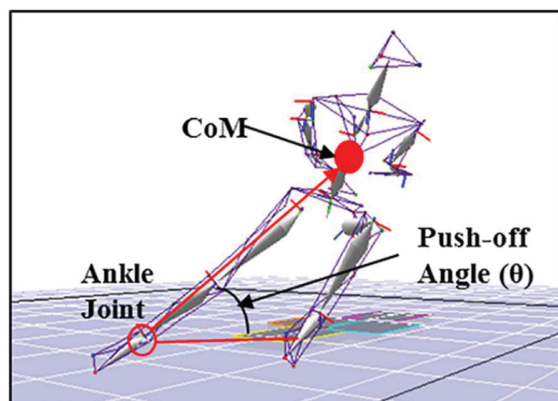


Figure 1.13 Modèle 3D dynamique du corps
Adaptée de Kim (2019, p.3)

Dans cette étude, les mesures étaient effectuées sur une patinoire courte sur 550 m environ et ont permis d'établir que la combinaison inertielle se suffisait à elle-même dans l'étude des paramètres d'intérêt grâce à l'analyse de la cinématique 3D (sans semelles de pression). Bien que, comparé à un simple accéléromètre, une combinaison intégrale fournisse une bien plus grande quantité d'informations essentielles à la compréhension de la biomécanique générale, il est tout de même à noter que son utilisation est susceptible d'occasionner une gêne dans l'exécution du mouvement.

Finalement, dans les études mentionnées, la fatigue n'est pas analysée. Toutefois, elles offrent la possibilité à des mesures pertinentes dans cette direction et au regard de ces paramètres. En effet, les méthodes accélérométriques permettent l'obtention de données pertinentes en temps réel, de façon fiable et minimalement encombrante.

1.2.4 Suivi vidéo et reconnaissance d'image

Le suivi vidéo désigne l'ensemble des techniques permettant l'analyse de performance par l'acquisition et le traitement de vidéos. Cet outil trouve ses applications dans une étendue très large de domaines, de la production industrielle à l'analyse de performance sportive, en passant par la reconnaissance faciale. Cet outil est très largement utilisé dans le sport de haut

niveau, car il permet un retour d'information fidèle et in-situ de manière non invasive. Les analyses permettent d'éclairer les athlètes et les entraîneurs sur de nombreux critères sportifs de toute échelle. Il est possible de connaître le déplacement d'un joueur de basketball sur un terrain entier pendant tout le match, comme l'angle articulaire d'un gymnaste à un certain instant d'une acrobatie. Le suivi vidéo est également utilisé en patinage de vitesse dans l'analyse des critères de performance. L'analyse vidéo peut s'effectuer de deux principales manières : manuellement en considérant image par image, ou par le recours à la reconnaissance d'image par le biais de marqueurs fixés sur les parties du corps d'intérêt des athlètes. Cette dernière facilite le traitement des grandes quantités d'image en repérant automatiquement les marqueurs et détermine les caractéristiques résultant de leurs mouvements. L'analyse vidéo montre tout de même ses limites. En effet, lors d'une étude impliquant plusieurs patineurs simultanés, comme en course, l'occlusion des marqueurs rend impossible l'observation des caractéristiques cinématiques de tous les patineurs. De plus, les informations nécessitant un traitement, les analyses apparaissent, au mieux, légèrement en retard (Tomita et al., 2021).

Plusieurs études explorent l'apport de l'analyse d'image dans la caractérisation de la performance. De son côté, l'étude de Hagg et al. (2007) se sert de cinq marqueurs réfléchissants et d'une caméra postée en plan sagittal afin de collecter des informations concernant trois paramètres : les angles de tronc (trunk), de genou (knee) et entre le tibia et la parallèle du sol (shank) (Figure 1.14).

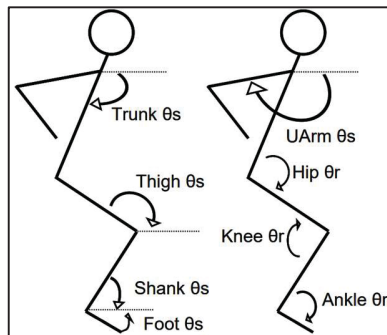


Figure 1.14 Angles d'intérêt
Tirée de White (2011, p.63)

L'étude de Noordhof et al. (2013) s'appuie également sur l'analyse vidéo mais utilise pour sa part une deuxième caméra, placée sur le plan frontal. Le but est d'examiner non seulement les angles de tronc et de genou, mais aussi la vitesse v et l'angle de poussée e , déterminant au regard de l'efficacité de poussée (Figure 1.15). Ces quatre paramètres ont été sélectionnés via une ANOVA comme étant les plus déterminants sur la performance.

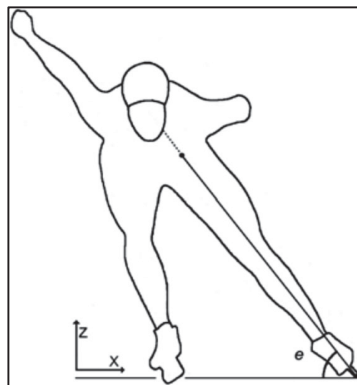


Figure 1.15 Angle de poussée
Adaptée de Noordhof et al. (2013, p.2)

Les deux études enquêtent sur l'effet de la fatigue sur l'évolution de ces paramètres. Pour Hagg et al. (2007), des aller-retours sur une patinoire courte étaient demandés aux sujets, tandis que Noordhof et al. (2013) ont enregistré leurs données lors d'une épreuve de 5000 m en longue piste.

Les résultats des deux études sont concordants dans la mesure où les données révèlent l'évolution vers une posture plus droite du bas de corps avec l'apparition de la fatigue (caractérisée par l'enchaînement d'un grand nombre d'essais). Les angles tibias/horizontal montrent une augmentation significative au fil de l'effort physique. De plus, le travail de Noordhof note une augmentation significative de l'angle de genou, indiquant que les athlètes ont tendance à redresser leur bas de corps avec la fatigue. Les mêmes résultats concernant les angles de genoux sont observables dans l'étude de Stoter & Macintosh (2016), avec l'ajout de la constatation de l'augmentation de l'angle de tronc (selon le schéma de la Figure 1.14). L'observation la plus marquée de l'étude de Noordhof et al. est l'augmentation de l'angle de poussée e , intuitivement lié au redressement des jambes, aussi noté par Hagg et al. La poussée a donc tendance à s'effectuer de plus en plus verticalement avec l'épuisement, réduisant le travail développé par les muscles du bas du corps. Cette évolution va d'ailleurs de pair avec la diminution de la vitesse instantanée v du patineur.

1.2.5 Technique d'analyse de la coordination

Il a été montré que les évolutions des angles des segments régissaient le mouvement général et que leur suivi était pertinent par rapport à l'évaluation de l'efficacité motrice. Pour atteindre un bon rendement de mouvement, l'athlète doit chercher à coordonner ses segments les uns par rapport aux autres. La coordination peut être définie comme la réduction des degrés de liberté (DDL) menant à la réalisation d'une tâche motrice. Elle caractérise donc l'ensemble des fonctions neurologiques et musculaires permettant la fluidité et l'harmonie d'un mouvement. L'apparition de la fatigue est susceptible d'impacter celle-ci et peut causer des défauts dans les mouvements techniques requis pour la performance dans un sport. Deux techniques d'analyse sont ici présentées : l'approche Manifold incontrôlée (UCM) et la méthode de codage vectoriel (VCM).

Dans la réalisation d'une tâche motrice technique répétée, il est important pour un athlète de montrer une certaine constance dans son mouvement (Mohler et al., 2019). Cela permet de réduire le risque de blessure. Le phénomène de réduction de la capacité motrice est inévitable

avec l'apparition de la fatigue et est responsable de cette variabilité des patrons moteurs (Latash, Scholz, & Schöner, 2002).

1.2.5.1 Approche Manifold incontrôlée

L'UCM est utilisée pour quantifier la coordination des mouvements dans l'exécution d'un mouvement spécifique. Cette méthode est basée sur l'hypothèse de Manifold incontrôlée, qui avance que lors de la réalisation d'une tâche motrice principale répétée, les DDL additionnels du corps humain effectuent des mouvements supplémentaires afin de réduire la variabilité du mouvement principal.

Afin de quantifier le degré de synergie caractérisant la coordination entre les actions des différents DDL, deux variables principales sont définies : la variable de performance et la variable d'exécution. La variable de performance est définie telle qu'elle dépend d'une ou plusieurs variables d'exécution. Les variables d'exécution vont alors agir afin de conserver la variable de performance la plus constante possible. La variable de performance est une fonction de la/des variable(s) d'exécution. Dans l'étude de Möhler et al. (2021), il s'agissait d'évaluer l'influence de la fatigue sur la coordination des mouvements en course à pied. La variable de performance choisie est la position du centre de masse du coureur, tandis que les variables d'exécution sont les angles d'articulations déterminées par marqueurs réfléchissants (angles pied-sol, cheville, genou, hanche). En considérant l'espace nul de la Jacobienne (l'espace dans lequel la variable d'exécution n'influence pas la variable de performance), la variabilité est séparée en deux composantes : une composante influençant la variable de performance (appelée orthogonale) et une n'ayant aucun impact dessus (appelée parallèle). L'étude de leur ratio permet d'évaluer le degré de mise en place de la synergie. Il serait donc souhaitable d'avoir une composante orthogonale faible (correspondant à une « mauvaise variabilité », non utile au mouvement), tandis qu'il est souhaitable d'obtenir une composante parallèle haute, signifiant l'engagement d'un grand nombre de DDL, et évitant ainsi la surcharge sur un nombre réduit de muscles et segments. Enfin, l'étude s'articulait autour de

deux modèles de corps humain afin de localiser le centre de masse : un modèle s'appuyant sur la géométrie 2D et un modèle 3D basé sur les masses de 17 segments du corps humain.

Un questionnaire de fatigue ressentie a permis d'évaluer l'état de fatigue des sujets après l'effort et les mesures. L'article met en lumière que dans certaines phases de la foulée, sous l'influence de la fatigue, les coureurs testés montrent une incapacité à maintenir constante la position de leur centre de gravité, tandis qu'en état reposé, la synergie des DDL est observable, et permet la stabilisation du centre de gravité.

Finalement, cette méthode pourrait être applicable à d'autres sports, en adaptant les variables d'exécution ainsi que les méthodes de suivi de celles-ci, selon les contraintes d'ergonomie imposées par l'activité étudiée. Dans le contexte de patin de vitesse, on peut faire l'hypothèse que la performance élevée est associée à une synergie de stabilisation élevée et une minimisation de la mauvaise variabilité au cours des tours, en particulier sur de longues distances ou l'économie de puissance est primordiale.

1.2.5.2 Méthode de codage vectoriel

La VCM permet le suivi de la coordination intersegmentaire et de la variabilité de celle-ci (Boyer, Freedman Silvernail, & Hamill, 2017; R. Needham, Naemi, & Chockalingam, 2014; R. A. Needham, Naemi, Hamill, & Chockalingam, 2020). Elle s'appuie en particulier sur les différents modes de coordination, qui répertorient les mouvements relatifs des segments osseux ou musculaires les uns par rapport aux autres (mouvements de deux segments dans le même sens angulaire, sens différents, rotation isolée d'un segment, etc.).

La méthode s'appuie sur les tracés de diagrammes couplés angle-angle des segments étudiés pour construire la tangente à ces points de données et ainsi déterminer l'angle de couplage à chaque instant du mouvement. Les angles de couplages permettent finalement de déterminer le mode de coordination associé à l'instant du mouvement étudié. La figure 1.16 montre un

exemple de diagramme couplé des angles du pelvis et de la rotation axiale des lombaires, ainsi qu'un exemple de deux angles de couplage à deux moments.

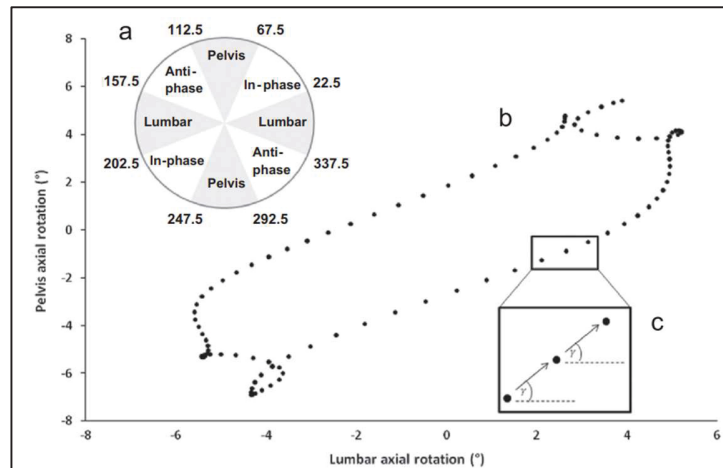


Figure 1.16 Angle de couplage pelvis-lombaire

Tirée de Needham (2014, p.2)

L'étude de R. Needham et al. (2014) permet de mettre en évidence la variabilité importante des modes de coordination d'un sujet à l'autre à l'exécution d'un même exercice. Les angles du pelvis et la rotation des lombaires étaient observés par marqueurs réfléchissants et ont permis de déterminer la fréquence d'apparition de plusieurs modes de coordination lors de la marche à pied. Les sujets montraient des profils de coordination significativement différents en fréquence. Le travail de Celestino, van Emmerik, Barela, Gama, et Barela (2019) reprend la même technique en considérant un groupe de participants ayant été sujets à un accident vasculaire cérébral (AVC) ainsi qu'un groupe de contrôle composé d'individus sains dans le but de comparer les modes de coordination prédominants sur un exercice de marche. Enfin, utilisant également un système de détection de mouvement infrarouge, Boyer et al. (2017) évalue l'influence du sexe et de l'âge sur les coordinations des membres inférieurs en course à pied grâce au codage vectoriel.

L'avantage de ces techniques d'étude de la coordination est la possibilité de communiquer des retours à l'athlète sur des variables globales, bien plus actionnables que des variables à

DDL unique. En effet, il est très possible que la modification d'une variable biomécanique soit à l'origine de l'évolution d'une ou plusieurs autres.

Là encore, l'influence de la fatigue n'est pas explicitée dans les articles évoqués. Néanmoins, il est envisageable d'appliquer la méthode du codage vectoriel sur un effort de longue durée afin d'effectuer le suivi des modes de coordination au fil de l'exercice.

1.3 Conclusion de revue et hypothèses

D'après la présente revue de la littérature, on peut constater qu'aucune étude n'a pour le moment analysé l'influence de la fatigue sur la performance des patineurs de vitesse courte-piste par l'observation de paramètres techniques avec l'utilisation seule de l'accélérométrie.

Bien que certains travaux aient utilisé les centrales inertielles (J. Clément et al., 2024; Kim et al., 2019; Krumm et al., 2021; J. Van der Eb et al., 2018) à des fins de mesure de performance en patin, aucune d'entre elles n'observe l'impact de la fatigue avec cette méthode.

Pour relever les défis d'encombrement et de coût associés à l'utilisation des méthodes de mesure habituelles, le projet utilise un unique accéléromètre sur glace afin d'extraire des paramètres de performance comme certains cités plus haut et d'en analyser l'évolution au cours de longues distances. La fatigue sera caractérisée à l'aide de questionnaires de fatigue ressentie au sein des entraînements de longue distance. D'après cette revue de littérature, il est possible d'émettre des hypothèses quant aux paramètres étant les plus susceptibles d'être déterminants quant à la performance et les plus influencés par la fatigue. La puissance maximale de propulsion, l'efficacité de celle-ci, l'angle du tronc ou encore le nombre de coups de patin par tour semblent être des pistes d'investigation réalistes. L'augmentation de l'asymétrie gauche-droite est également fortement susceptible d'être observable avec la fatigue.

CHAPITRE 2

AUTOMATIC EVENT DETECTION USING WEARABLE TECHNOLOGY DURING SHORT-TRACK SPEED SKATING RACES

T. Gal de Pembroke^{a,b}, J. Clément^{a,b}, and J.N. Côté^c

^a System Engineering Department, École de technologie supérieure,
1100 Notre-Dame Ouest, Montréal, Québec, H3C 1K3, Canada

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

^c Department of Kinesiology and Physical Education, McGill University,
475 Av des Pins O 2nd Floor, Montréal, QC H2W 1S4, Canada

Submitted article for publication in « Journal of Sport Sciences », April 2024

2.1 Contribution

This article has been written by Théophile Gal de Pembroke, and reviewed by Julien Clément and Julie Côté. The code presented in this methodology has been developed for speed trials by Julien Clément. Theophile Gal de Pembroke modified the algorithm so that it could be able to detect larger endurance trials from a standing start. He collected the accelerometric data, conducted the validation process, did the statistical procedures and analysis.

2.2 Abstract

Performance in short-track speed skating is driven by technique optimization. However, because of discomfort, clutter or complexity, regular instrumentation may not be suitable for use in daily training. The objective of this study was to validate a single-accelerometer-based

algorithm 1) to detect the number of strokes and 2) accurately classify left, right, pivot, and straight-line strokes during 4-lap and 9-lap practice race simulations.

Twenty-eight athletes from the Canadian National Short-Track Speed-Skating Team were instrumented with an accelerometer taped to their sacrum that would collect tridimensional accelerations and angles from start to finish, and they were filmed with a single camera setup during 4-lap and/or 9-lap individual race trials. Data were analyzed with a custom Matlab algorithm and compared to video data on two datasets to investigate the number of strokes, pivots, and straights detected.

Over 98% of strokes were detected; and over 99% right/left strokes, 97.7 % pivots, and 98.6% straights were identified. The validation led to intra-class correlation coefficients (ICC(3,1)) of over 0.97, indicating an excellent agreement between the two methods.

The results support the ability of wearable technology to deliver valid speed-skating data, enabling rapid feedback to coaches and athletes with minimal equipment in training.

2.2.1 Keywords

Keywords: Winter sports; Skate stroke detection; Inertial measurement unit; Performance analysis; Wearable sensor

2.3 Introduction

Since short-track speed skating (STSS) races are performed over various distances—from 500 to 1500 meters individually, and 3000 to 5000 meters in relay—coaches must assess performance through both technical and endurance aspects. In a competitive environment, being able to obtain quick feedback is particularly useful to coaches and athletes (Camomilla, Bergamini, Fantozzi, & Vannozzi, 2018; Taborri et al., 2020; van der Kruk et al., 2018; Eline van der Kruk, 2018; E Van der Kruk, Schwab, Van Der Helm, & Veeger, 2016).

Speed skating technique seeks to generate maximum power output with minimum energy loss, and to remain fast during a long period (Ashanin et al., 2021). The skating movement is divided into three phases: push, glide, and recovery (Kim et al., 2019; Krumm et al., 2022; Krumm et al., 2021; Noordhof et al., 2013; van der Kruk et al., 2018; E Van der Kruk et al., 2016). The beginning and end of the push phase can be defined as the moments when both knees are aligned and when the blade lifts off the ice, leaving room respectively for the recovery phase before the pushing phase of the opposite leg begins (J. Clément et al., 2024).

Recent studies have cast new light on various performance parameters worth monitoring in a context of lap time optimization (Kim et al., 2019; Krumm et al., 2022; J. Van der Eb et al., 2020; J. W. Van der Eb, Veeger, & de Koning, 2020; van der Kruk et al., 2018). The most common methods for extracting these performance parameters were based on instrumented skates or insoles. Kim et al. (2019) and van der Kruk et al. (2018) (both short-track) and Krumm et al. (2022) (long-track) used pressure insoles to evaluate force distribution under the foot or to assess push-off forces. van der Kruk et al. (2018) found a significant correlation between a better personal record and the ability to keep the center of pressure towards the rear of the skate's blades. J. Van der Eb et al. (2020) focused on long track speed skating event detection with boots equipped with force sensors, pointing out a correlation between a fast lap and a decrease in stroke frequency. Other studies focused on the use of accelerometry to collect data on stroke frequency. As identified by J. W. Van der Eb et al. (2020), the power generated by skate strokes is a function of the force applied to the skate and the duration during which this effort is maintained. An increased contact time of the skate allows the athlete to use a greater range of motion to gain velocity. In fact, J. Van der Eb et al. (2020) detected a relation between a decrease of stroke frequency and short lap times. Thus, being able to access skate stroke data is crucial in order to evaluate relevant skating performance indicators. However, these studies often require complex instrumentation and may be impractical to use as a daily solution because of instrumentation challenges, cost, and time.

To address these challenges, J. Clément et al. (2024) introduced a method to automatically detect starts and ends of skating stroke phases during maximum-speed laps on 8 elite or

world-class skaters by using a single accelerometer placed on the sacrum. Unlike the other methods mentioned earlier, the use of a single accelerometer is suitable not only for intensive training, but also in a competitive context. Accelerometry brings a simple, fast, cheap, and easy-to-set-up solution. This method was demonstrated as valid against video data, showing excellent detection of stroke numbers (J. Clément et al., 2024). However, the method was not validated to differentiate specific skating strokes or distinguish between right and left strokes. Furthermore, the method has not been validated for more than 2-3 laps, nor under real race conditions, which include standing starts.

The objective of the present study was to validate, against video data, an automated method for detecting skating events (number of strokes, right and left strokes) and tracking phases (straight, curve) using a single accelerometer worn on the sacrum and with a custom algorithm during trials involving multiple laps beginning with standing starts.

2.4 Methods

2.4.1 Participants

A total of 28 athletes (16 males and 12 females, 20.4 ± 3.7 years of age, height of 1.70 ± 0.09 m, and mass of 69.8 ± 8.9 kg) from the STSS Canadian National Team (12 world-class and 16 elite athletes) were recruited and gave their written informed consent to participate in the study. Inclusion criteria were to be able to take part in the recording sessions occurring during the daily skating workouts and to have no injury or physical restriction. The project was approved by the research ethics committee of the Ecole de Technologie Supérieure in Montréal, Canada (reference number H20221206).

2.4.2 Instrumentation

The trials took place on a standard, regulation-sized short-track ice rink (111.12-meter-long lap). Each participant wore one 3-axis accelerometer (Clearsky, Catapult Sport, Australia, ± 16 g, 100 Hz, 48x40x6mm, 56 g) taped on the skin halfway between the left and right posterior iliac spines with a physiological tape. As part of the daily training protocol, all trials were recorded using an iPad camera (Apple Inc., USA).

2.4.3 Data collection

The data collection occurred during a daily training session. Athletes began with a self-selected warm-up, consisting of raising the body temperature by stationary cycling or jogging for 5 minutes, performing dynamic mobility exercises for 5-8 minutes, and 5 incremental 30s cycling/resting sessions. They were then instrumented with the sensor and proceeded to a 10-minute on-ice warm-up.

The data were collected during pursuit trials. Throughout these specific training sessions, two athletes simultaneously start from opposing lines on either side of the track and attempt to catch up with each other. All athletes performed a 4-lap trial (444 meters), and all the world-class athletes also performed a 9-lap trial (1000 meters). After the on-ice data collection, raw data were imported in OpenField and downloaded (CSV format) from the software.

2.4.4 Accelerometric data processing

The raw data processing was made with a custom Matlab script (MathWorks, R2023a, Massachusetts, USA). The tridimensional acceleration data were first extracted from the CSV file and processed according to the method described in (J. Clément et al., 2024). A 4th-order Butterworth band-pass filter between 0.5 Hz and 8 Hz was applied on all the acceleration data to identify the stroke events. Pivots and straights (respectively, the strokes at the apex of the curves, and first uncrossed strokes at the exits of the curves) were identified using the peaks of the vertical filtered signal. Lastly, the peaks of the mediolateral

acceleration data series were used to discriminate right and left strokes. Note that this detection process is fully automatic. However, if necessary, the Matlab script allows researchers to make manual stroke corrections via a user interface presenting plotted acceleration curves. Thus, all automatic detections can be verified and corrected whenever skating cycles were skipped by the algorithms.

2.4.5 Video data processing

The number of strokes and right vs left strokes were manually assessed from the video trials. Similarly, the times of pivots and first-straight (FS) were noted. Note that the first two pivots and the last FS stroke were not considered in the verification. Indeed, no actual pivot is recognizable in the first lap because of the high stroke frequency, and no straight is performed before crossing the finish line.

2.4.6 Validation process

The code's first stroke identification was synchronized on the first video-identified stroke. After enumerating strokes on the videos, the code was then run twice: once without making any manual correction, and once with manual rectifications using the user interface. The video counting served as a reference and was compared to the Matlab automatic and manually corrected numbers of strokes on a first dataset. The time for the code to automatically generate the outputs and the time required to run the code with the manual rectifications were also recorded.

2.4.7 Statistical analysis

The first validation of the number of strokes was applied via the user interface on a first dataset of 45 trials (27 4-lap and 15 9-lap trials) collected from all 28 athletes. The second validation of the number of strokes and the validation of the pivots and FS time identification were conducted on a second dataset made up of 24 trials of the 45-trial dataset (12 4-lap and 12 9-lap trials) from 12 of the participants (6 men, 6 women). The 24-trial dataset was finally manually corrected via the interface to validate right vs left strokes. For time efficiency, only

24 out of the 45 trials were evaluated regarding individual stroke analysis and right/left distinction in the video. The investigation over the right and left strokes was conducted on the manually corrected trials because one single detection error could lead to a cascade of errors. Validations on the different datasets are presented the following figure :

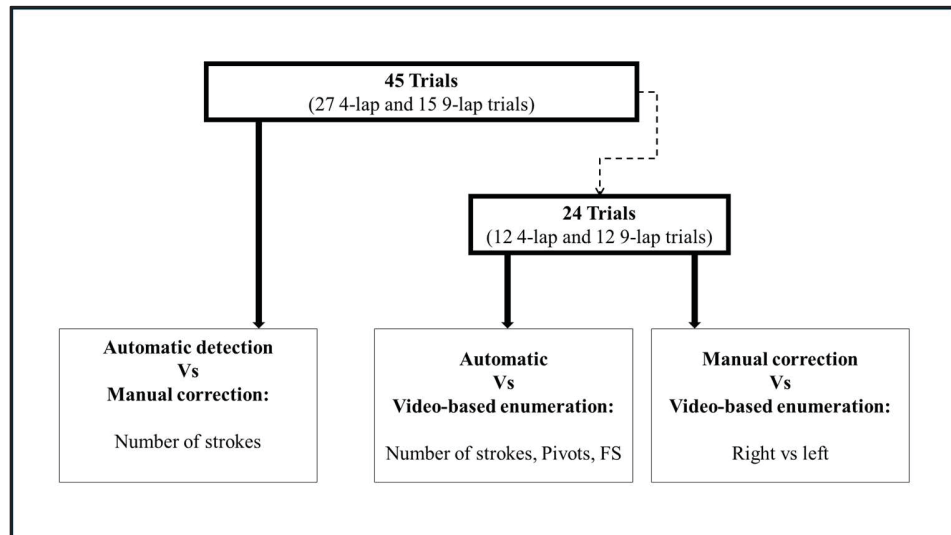


Figure 2.1 Validation on the datasets

Agreements between pivots and FS times were evaluated with a Bland-Altman analysis. 95% limits of agreement (LoA) were assessed as the average difference ± 1.96 standard deviation. An error rate under 5% over each of these validations was deemed acceptable. Intraclass correlation coefficients (ICC(3,1)) were also assessed.

2.5 Results

2.5.1 Validation of number of strokes

The validation exercise using the automatically detected number of strokes was performed over a total of 2932 strokes in the 24 automatically computed trials (second dataset). The difference between code and video detections showed a mean of 2.2 strokes by trial (95 CI: [-

0.0; 4.5]) and a standard deviation of 3.5 strokes (95% CI: [2.5; 6.0]), which corresponds to an error of $2.7 \pm 4.3\%$ (4 laps) and $1.4 \pm 2.0\%$ (9 laps) (see Table 1). A 0.995 intraclass correlation coefficient (ICC(3,1)) was obtained. Execution times of the code reached an average of 21.3 ± 2.3 seconds for 4-lap trials and 27.3 ± 1.32 seconds for 9-lap trials after automatic detections.

In the 45 manually corrected trials dataset, 4 trial files still presented 1 to 3 errors (missing or extra stroke). The other 41 files showed a 100% correct detection. The difference between manual correction and video detections showed a mean of 0.2 strokes by trial (95% CI: [-0.1; 0.4]) and a standard deviation of 0.622 stroke (95% CI: [0.5; 0.9]). A 0.998 intraclass correlation coefficient (ICC(3,1)) was obtained. Execution times reached an average of 90.18 ± 25.49 seconds for 4-laps trials and 137.71 ± 27.54 seconds for 9-laps trials after manual corrections (Table 1).

Table 1.1 Summary of number of strokes' detection and execution times for automatic (A) and manual (M) detections

| | 4 laps (A) | 9 laps (A) | 4 laps (M) | 9 laps (M) |
|------------------------------------|------------|-------------|-------------|---------------|
| Analyzed files | 24 | | 45 | |
| Mean Number of Strokes (SD) | 83.2 (4.9) | 159.5 (4.3) | 84.3 (5.3) | 159.3 (3.4) |
| Average Error (SD) (%) | 2.7 (4.3) | 1.4 (2.0) | 0.2 (0.7) | 0.03 (0.2) |
| Average Execution Time (SD) (s) | 21.3 (2.4) | 27.3 (1.3) | 90.2 (25.5) | 137.71 (27.5) |

2.5.2 Validation of right vs left

Over the 24 manually corrected analysis, the right vs left detection differences between code and video showed a mean of 0.583 strokes (95% CI: [-0.152; 1.32]) by trial and a standard deviation of 1.74 (95% CI: [1.35; 2.44]). An error rate of $0.55 \pm 0.019\%$ was found. A 0.978 intraclass correlation coefficient (ICC(3,1)) was obtained.

2.5.3 Validation of pivots and FS

A Bland-Altman plot analysis (Figure 2.2) was conducted on 264 pivot strokes and revealed an average bias of 0.029 seconds (95% CI [0.050; 0.0083]) and a [-0.306; 0.364] limit of agreement (LoA). Given the detection thresholds mentioned earlier, 258 correct pivots were automatically detected (97.73 %). A pivot detection error never exceeded one stroke forward or backward.

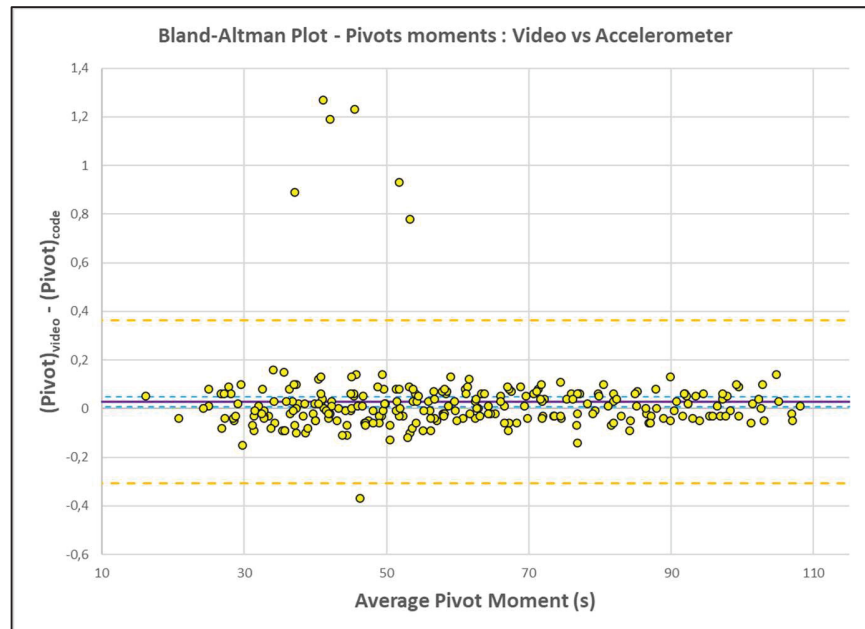


Figure 2.2 Bland-Altman plot comparison of detection of pivot occurrences along 4- and 9 lap trials

A Bland-Altman FS analysis (Figure 2.3) was conducted on 288 strokes and showed an average bias of 0.020 seconds (95% CI [0.0097; 0.031]) and a [-0.160; 0.201] LoA. The code detected 284 correct FS (98.61 %). Again, automatic FS detection error was never greater than one stroke.

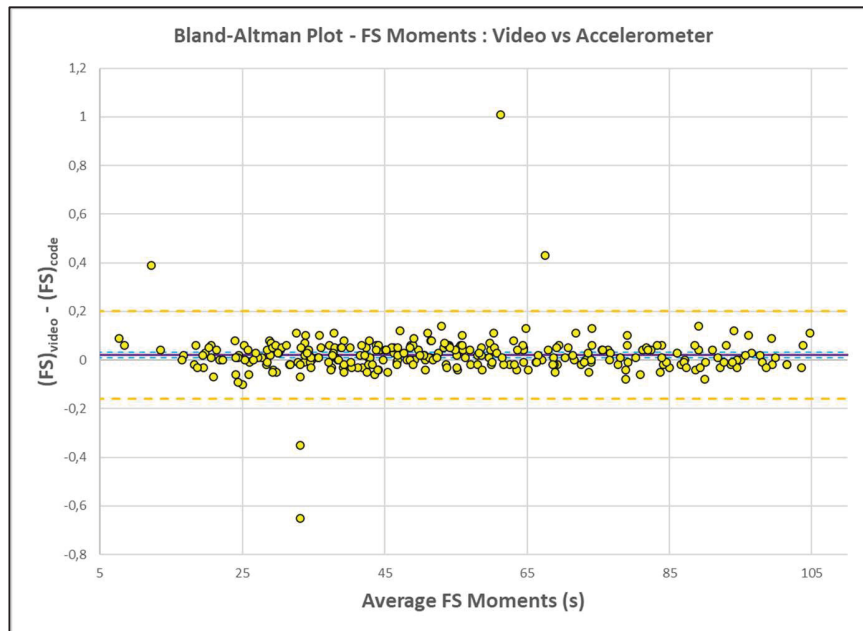


Figure 2.3 Bland-Altman plot comparison of detection of First Straight occurrences along 4- and 9-laps trials

The root mean square error (RMSE) and the intraclass coefficient correlation (ICC (3,1)) for pivots and FS automatic detections were calculated and are summarized in Table 2.2. The low RMSE pointed to a high detection capacity, and the ICC over 0.99 proved a very high agreement between video and accelerometry.

Table 2.2 RMSE and ICC (3,1) between video and automatic code detections of the validation variables

| | Pivot automatic detection times | FS automatic detection times |
|--------------------------------|---------------------------------|------------------------------|
| Number of strokes investigated | 264 | 288 |
| RMSE | 0.17 s | 0.09 s |
| ICC (3,1) | 0.990 | 0.993 |

2.6 Discussion

This study aimed to evaluate the accuracy of a method based on the combination of a single accelerometer worn on the skater's sacrum and a custom code that automatically detects specific skating events performed during short-track speed skating laps. Overall, the low bias and the very strong agreement between this method and the video capture, as demonstrated in our results, support the validity of this method.

For the automatic detection, the error rate is low (2.7% for 4-lap and 1.4% for 9-lap trials), and the algorithm requires between 21 and 27 seconds for the code to compute the results. Adding manual correction, the accuracy of the detection of the number of strokes is high (over 99.7%), but it takes between 90 and 137 seconds for the user to obtain these results. The code thus brings an acceptable level of precision and is less time-consuming for the operator than manual video analysis. Remaining errors after manual correction mainly come from missing strokes that have a very low magnitude. Overall, most of the detection errors came from low amplitude or corrective strokes where the skater's mass transfer did not occur significantly. For both pivots and FS detection, limits of Agreement (LoA) are under the mean skate stroke durations over 4-lap and 9-lap trials, which provides good confidence for correct event detection in future trials.

The present work is the first to validate the identification of lap segments, pivots, and first-straight strokes in a full short-track trial (from start to finish) with only one accelerometer. The study from Tomita et al. (2021) assessed the accuracy of an accelerometric method using eight inertial motion units (IMUs) compared to force pressure-instrumented insoles in detecting push phases. In addition, a study by J. W. Van der Eb et al. (2020) used two modified skates and compared their accuracy in event detection to methods with force plates and force sensors. However, given that these studies were conducted on long-track speed skating, neither pivots nor first-straight strokes were investigated. In the work of (J. Clément et al., 2024), although the resulting precision was higher (100% in stroke detection) only 2 to 3 full-speed short track skating laps were investigated, and the data analysis at the beginning of the

race was missing numerous detections that are now taken into account in this version of the code. Distances up to 9 laps, including standing starts, can now be analyzed using the method described here. The accuracy gap may be explained by the adjustment on technical aspects of the algorithm required to cover the entire trial. For instance, detection on the first lap required special adjustments since strokes differ in intensity from the next laps.

Numerous interesting results have been found in other sports using accelerometry, but their implementation differed. In running, Seeley et al. (2020) used accelerometer-equipped shoes and provided results in support of accelerometry as an accurate method to predict vertical ground reaction forces as a performance indicator. As described by Nilsson (2023), accelerometry combined with video capture provided useful performance parameters in sprint, such as ground contact times or vertical jumping performance. Burgos et al. (2020) revealed the excellent accuracy of an in-ear accelerometer in gait detection while running. In soccer, Lisca, Prodaniuc, Grauschopf, et Axenie (2021) used accelerometers in a goalkeeper's gloves to classify athletes' kinematic patterns. Whiteside, Cant, Connolly, et Reid (2017) and Steels et al. (2020) combined arm accelerometers and machine learning models to classify different tennis and badminton shots, respectively.

Thus, recent application studies increasingly support that, with the development and diversification of accelerometric solutions, these sensor-based measurements are a valid way to comprehensively investigate relevant sports performance indicators.

2.6.1 Limitations

Nevertheless, our study was impacted by a few limitations. The size of the sample used in this study was quite small, hence the results may be difficult to generalize to the whole skaters' community. However, our sample is representative of major competitive skater categories (men and women, world-class and elite, two distances). Besides, the use of the manual correction requires familiarization, so more steps are needed to make the method more user-friendly from the end-user's perspective (athlete, coach). Finally, low-amplitude

strokes are more frequent in a racing context since adjustments are necessary to quickly adapt to being close to other skaters in group races. Thus, although our method shows good validity for pursuit-type practice, it may be less accurate in automatically detecting events collected during pack races and may require further refinement.

2.7 Conclusion

This study aimed to provide evidence for the relevance of the use of a single sacrum-worn accelerometer when it comes to detecting specific skating events throughout a short-track speed skating trial from start to finish. We examined the agreement between this method and a video capture as a gold-standard method and found strong correlation and agreement in number of strokes, pivots, and first-straight detection. This thus demonstrates the validity of this cheap and easy-to-use-method that requires very light equipment.

CHAPITRE 3

IMPACT DE LA FATIGUE SUR LES PARAMÈTRES DE PERFORMANCE EN PATINAGE DE VITESSE COURTE PISTE

T. Gal de Pembroke^{a,b}, J. Clément^{a,b} et J.N. Côté^c

^a Département de génie des systèmes, École de technologie supérieure,
1100 Notre-Dame Ouest, Montréal, Québec, H3C 1K3, Canada

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

^c Département de Kinésiologie et d'Éducation Physique, Université McGill,
475 Av des Pins O 2nd Floor, Montréal, QC H2W 1S4, Canada

3.1 Contribution

Cet article a été rédigé par Théophile Gal de Pembroke, et revu par Julien Clément et Julie Côté. Il s'appuie sur la méthodologie de l'article présenté dans le Chapitre 2. Théophile Gal de Pembroke a généré les lots de données, conduit les procédures statistiques afin de sélectionner les paramètres de performance et réalisé l'analyse de fatigue de chaque paramètre.

3.2 Abstract

Short-track speed skaters typically race over more than one distance and train accordingly, which may impart different biomechanical manifestations of developed fatigue. The onset of fatigue is inevitable and may bring changes in biomechanical patterns that may put some body structures at risk of injury. However, whether these biomechanical adaptations are detectable with low-cost wearable technology is unknown. The objective of this study was to

identify biomechanical parameters that significantly affected lap time and to evaluate their evolutions with fatigue, in a context of race simulations.

Thirty athletes from the Canadian National Short-Track Speed-Skating Team (16 men, 14 women) were instrumented with a system of a single IMU and filmed with a single camera setup. The accelerometer was taped on the athlete's sacrum and collected 4-lap and/or 9-lap individual race trials. Eleven performance parameters, having a potential impact on athletes' lap times, were collected, and computed during these trials.

Among the 11 performance parameters, multiple linear regressions (regarding the highest R2 coefficients) and Pearson correlation tests (regarding correlations of the parameters to lap times) led to the selection of 5 performance parameters particularly affecting performance: maximum push, push and skate-repositioning efficiency, acceleration ratio and trunk sagittal angle.

Results show that fatigue impacts all the selected parameters, equally for men and women. Maximum push and push efficiency tend to decrease (16% and 6% respectively on 9-lap trials), and trunk sagittal angle showed a 23% increase, meaning athletes tend to adopt a more upright position with fatigue. Acceleration ratio and skate-repositioning efficiency tend to increase.

This study provides athletes a fast and accurate understanding of how their technique evolves along a protracted exertion, using a compact, easy-to-use, and cheap instrumentation.

3.2.1 Keywords

Keywords: Winter sports; Short-track speed skating; Inertial measurement unit; Performance analysis; Perceived fatigue

3.3 Introduction

En patin de vitesse courte piste, les distances disputées en compétition sont variées et s'étalent de 500 mètres à 1500 mètres en individuel et de 2000 à 5000 mètres en relais. Les besoins des athlètes sont donc doubles : être performants sur une distance courte de type « sprint », et sur un effort de longue durée, comme une distance de 1500m individuelle ou un relais de 5000m.

Quelle que soit l'épreuve réalisée, le mouvement cyclique des athlètes reste le même. Ce dernier peut se diviser en trois phases : la poussée, la glisse et le repositionnement (Kim et al., 2019; Krumm et al., 2022; Krumm et al., 2021; Noordhof et al., 2013; van der Kruk et al., 2018; E Van der Kruk et al., 2016). L'étude de J. Clément et al. (2024) définit le début de la phase de poussée comme le moment où les deux genoux sont alignés, et la fin comme le moment où le pied quitte la glace. La phase de repositionnement de la même jambe débute à la suite de la poussée et se termine lorsque les deux genoux sont de nouveaux alignés. Pendant ces phases de poussée et de repositionnement, a lieu la phase de glisse de la jambe opposée. La phase de poussée de la jambe opposée débute à la fin de la phase de repositionnement.

Afin d'évaluer l'efficacité de ces mouvements cycliques, différents paramètres de performance ont récemment été étudiés dans ce sport. Les études de Eline van der Kruk (2018) et Krumm et al. (2022) se sont intéressées aux forces latérales et/ou normales au cours du mouvement, tandis que les travaux de J Clément, Gagnon, et Cros (2022) et de J. Van der Eb et al. (2018) s'attardaient à détecter les coups et les phases du mouvement par l'accélérométrie. La décomposition du mouvement en paramètres mesurables permet ainsi de caractériser l'efficacité technique des athlètes.

Pendant chacune des phases du mouvement, l'athlète cherche à maximiser le rendement de son mouvement afin de minimiser la perte d'énergie (Ashanin et al., 2021). En effet, la fatigue est un phénomène inévitable dans toute pratique physique, quelle que soit l'intensité

de l'effort. Elle est présentée sous deux natures : physique et cognitive/mentale (Dong et al., 2022). Elle se traduit par une réduction du potentiel de travail d'un muscle après une activité. La fatigue se manifeste par deux pans : la fatigabilité de la performance (diminution d'un paramètre observable décrivant la performance, comme le temps ou la puissance) et la fatigue ressentie (évolution du ressenti au travers de facteurs physiologiques, tels que la température corporelle ou la concentration sanguine en glucose) (Enoka & Duchateau, 2016). Dans un état de fatigue, l'athlète n'est plus capable de fournir la puissance demandée (Pakosz & Konieczny, 2020).

Les moyens pour mesurer la fatigue sont variés et les instrumentations qui y sont associées diverses. De manière globale, l'étude de Borg (1982) formalise la perception de l'intensité d'un exercice. Cette mesure (questionnaire adressé à l'athlète sous forme d'échelle allant de 0 à 10), permet d'obtenir la fatigue ressentie de l'exercice de l'athlète après un effort. L'électromyographie (EMG) permet quant à elle l'étude de l'évolution des potentiels électriques délivrés par les muscles lors d'une contraction (Schwartz, 2012), avec des changements typiquement identifiés dans l'amplitude et le spectre de fréquence avec la fatigue (Konieczny et al., 2020). L'étude de Seeley et al. (2020) fait l'usage de semelles de pression afin de caractériser l'évolution de la répartition de l'appui avec la fatigue en course à pied. L'étude de J. Van der Eb et al. (2020) utilise deux capteurs accélérométriques pour mettre en évidence les phases de chaque jambe au cours d'un effort prolongé en patin de vitesse. D'autres méthodes comme l'approche Manifold incontrôlée ou le codage vectoriel s'intéressent à l'évolution de la coordination des segments musculosquelettiques avec l'apparition de la fatigue (Boyer et al., 2017; Mohler et al., 2019; Mohler et al., 2021; R. Needham et al., 2014; R. A. Needham et al., 2020).

Il est particulièrement important pour un athlète de savoir gérer sa fatigue car celle-ci altère la qualité du mouvement et de la technique et engendre un risque accru de blessure (Hiemstra, Lo, & Fowler, 2001). L'étude de la fatigabilité de la performance permet également d'orienter et d'adapter la préparation physique, en particulier dans un sport

asymétrique comme le patinage de vitesse où les efforts fournis par les deux jambes diffèrent en intensité, en durée et en direction.

Bien que les changements associés à la fatigue en général soient bien connus, aucune étude n'analyse celle-ci en patinage de vitesse courte-piste. Les travaux antérieurs utilisent pour la plupart des moyens de mesures encombrants, inconfortables et/ou chers, c'est à dire inadaptés à l'entraînement quotidien. La précédente étude (Gal de Pembroke et al., 2024) apporte une solution à ce problème d'instrumentation, en détectant les coups de patin de manière précise, à l'aide d'un accéléromètre placé sur le sacrum. Grâce à ce découpage, il est possible d'extraire des paramètres de performance. Cependant, la pertinence de chacun de ces paramètres n'est pas encore prouvée, et l'effet de la fatigue sur ceux-ci est encore inconnus.

Le but de cette étude est de caractériser les paramètres de performance influençant le plus la variabilité du temps au tour, puis d'étudier l'impact de la fatigue sur ces paramètres de performance retenus. Cette étude vise à fournir de la lisibilité aux athlètes par rapport à leur performance et comment celle-ci est impactée par la fatigue. Cette étude s'adresse également aux entraîneurs, à qui les résultats peuvent servir à facilement orienter et/ou personnaliser les entraînements et la préparation physique.

3.4 Méthodologie

3.4.1 Participants

Un total de 30 athlètes (âge de $21,5 \pm 3,3$ ans, taille de $1,73 \pm 0,06$ m, masse de 68.2 ± 0.8 kg) de l'équipe nationale canadienne de patinage de vitesse courte-piste (18 athlètes de classe mondiale et 12 athlètes d'élite, dont 16 hommes et 14 femmes) ont été recrutés et ont donné leur consentement éclairé écrit pour participer à l'étude. Les critères d'inclusion étaient de pouvoir participer aux entraînements quotidiens et de n'avoir aucune blessure ou restriction physique. Le projet a été approuvé par le comité d'éthique de la recherche de l'École de Technologie Supérieure de Montréal, Canada (numéro de référence H20221206).

3.4.2 Instrumentation

Les essais ont eu lieu dans une patinoire à courte piste (111,12 mètres de long). Chaque sujet portait une centrale inertielle (IMU) (Clearsky, Catapult Sport, Australie, ± 16 g, 100 Hz, 48x40x6mm, 56 g) collée sur la peau entre les épines iliaques postérieures à l'aide d'une bande physiologique. Dans le cadre du protocole d'entraînement quotidien, tous les essais ont été enregistrés à l'aide d'une caméra iPad (Apple Inc., USA).

3.4.3 Collecte de données

La collecte des données a eu lieu au cours d'un entraînement quotidien. Les athlètes ont commencé par un échauffement personnel, consistant à augmenter la température corporelle en faisant du vélo stationnaire ou du jogging pendant 5 minutes, en effectuant des exercices de mobilité dynamique pendant 5 à 8 minutes, et en effectuant 5 séances incrémentielles de 30 secondes de vélo/repos. Ils ont ensuite effectué trois sauts sur une plateforme de force afin de mesurer leur hauteur de saut maximale. Les masses corporelles et les hauteurs de saut verticales des athlètes ont été recueillies. Ils ont été invités à répondre à un questionnaire sur leur niveau d'énergie, consistant en une échelle de 0 à 10, évaluant leur niveau global d'énergie de la journée (1 signifiant un niveau d'énergie élevé, une forte motivation, 10 signifiant un état général très faible en énergie). Ils ont ensuite été équipés du capteur et ont procédé à un échauffement de 10 minutes sur la glace.

Les données accélérométriques brutes et les mesures des angles du dispositif (frontal et sagittal) fournis par le logiciel OpenField (Catapult Sport, Australie) ont été recueillies pendant des essais de poursuite. Au cours de ces séances d'entraînement spécifiques, deux athlètes partent simultanément de lignes opposées de part et d'autre de la piste et tentent de se rattraper l'un l'autre. Tous les athlètes ont effectué un essai de 4 tours (444 mètres). Après récupération complète, tous les athlètes de classe mondiale ont également effectué un essai de 9 tours (1000 mètres). Après la collecte sur la glace, les données brutes ont été importées dans OpenField (et téléchargées (format .csv) à partir du logiciel. Les athlètes ont été invités

à répondre à un questionnaire RPE (Rate of Percieved Exertion) sur la fatigue perçue au cours de leur effort.

3.4.4 Traitement des données accélérométriques

Le traitement des données accélérométriques a été conduit à l'aide d'un algorithme Matlab personnalisé, tel que détaillé dans l'étude de Gal de Pembroke et al. (2024). La méthodologie a été validée sur des essais de poursuites de 4 tours (450 m) et de 9 tours (1000 m).

3.4.5 Analyses statistiques

Groupes d'analyse :

Les analyses statistiques ont été conduites sur un ensemble de 47 essais (29 essais de 4 tours et 18 essais de 9 tours) réalisés par 30 athlètes (16 hommes, 14 femmes) des équipes nationale canadiennes junior et sénior de patinage de vitesse courte piste. L'échantillon contenait les temps de chaque essai de tous les athlètes pour chaque tour.

Les données des essais de 4 tours et de 9 tours ont été traitées séparément. Premièrement, une ANOVA a été conduite sur les temps aux tours afin de créer des groupes d'étude en échantillons de tests de moyennes homogènes. Les critères de sexe et d'équipe ont été évalués. Une différence de temps significative a été trouvée entre les hommes et les femmes ($p=0.002$). Aucune différence significative de temps aux tours n'a été constatée entre les équipes nationale et de réserve, ni chez les hommes ($p=0.651$), ni chez les femmes ($p=0.740$). Les deux équipes ont donc été traitées ensemble. À la suite de ces ANOVA, le groupe d'étude a été divisé en 4 échantillons de tests (fig. 1).

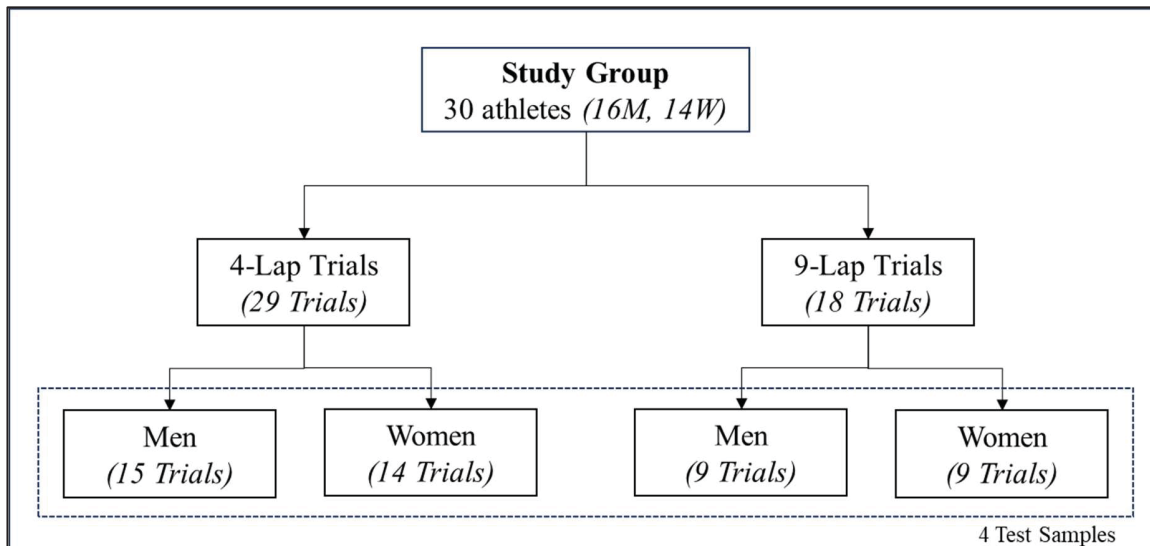


Figure 3.1 Distribution des distances et des échantillons de test

Procédure de sélection des paramètres influents :

Afin de déterminer l'impact de chacun des paramètres sur le temps au tour, des analyses multivariées et des régressions linéaires multiples ont ensuite été effectuées au sein de chaque échantillon de test.

Un paramètre de performance est jugé prépondérant en fonction de deux indicateurs ; premièrement, à sa fréquence de significativité dans les différentes régressions multiples, et deuxièmement, à la force de corrélation individuelle de ce paramètre avec le temps au tour dans les analyses multivariées.

Pour chaque régression multiple, la sélection pas à pas descendante a été choisie car donnait lieu au coefficient R^2 le plus important. Au regard du temps au tour, les paramètres investigués dans les régressions et les analyses sont les suivants :

- Masse de l'athlète (kg) ;
- Hauteur de saut (cm) ;
- Nombre de coups de patins par tour ;
- Poussée maximale : accélération maximale vers l'avant ($m \cdot s^{-2}$) ;
- Efficacité de poussée : Pourcentage moyen du temps de la phase de poussée durant laquelle l'accélération vers l'avant est positive au cours du tour (%) ;
- Efficacité de repositionnement : Pourcentage moyen du temps de la phase de poussée durant laquelle l'accélération vers l'avant est positive au cours du tour (%) ;
- Ratio d'accélération : Pourcentage moyen du temps de coup pendant laquelle l'accélération vers l'avant est positive au cours du tour (%) ;
- Ratio de poussée : Pourcentage moyen du temps de poussée sur la durée totale d'un coup (%) ;
- Angle maximal sagittal : Angle moyen α du tronc par rapport à l'horizontale ($^{\circ}$) (fig.2) ;
- Angle maximal frontal : Angle moyen β du tronc par rapport à la verticale ($^{\circ}$) (fig. 3.2).

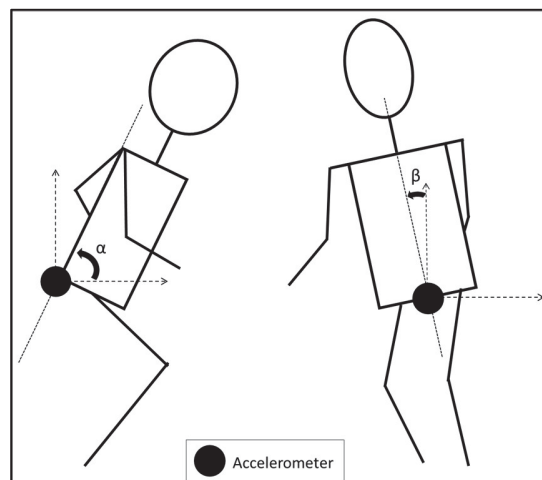


Figure 3.2 Angles sagittal (α)
et frontal (β)

A l'exception des angles sagittaux et frontaux (provenant directement du logiciel d'acquisition OpenField), tous ces paramètres ont été détectés grâce à l'algorithme Matlab développé par J. Clément et al. (2024).

Suivi de l'impact de la fatigue :

Pour évaluer l'impact d'un effort prolongé sur les paramètres de performance sélectionnés par les précédentes procédures, chaque paramètre a ensuite été sujet à un test ANOVA. Les valeurs p des interactions entre les variables de sexe et de fatigue ont été relevées. Pour chaque série de données (distance de 4 tours, 9 tours) sujette à des interactions significatives sexe x fatigue, une courbe d'interaction a été tracée et les paires de résultats significativement différents au sens des différences significatives de Fisher au niveau de confiance de 95% ont été relevées. Les valeurs p des effets principaux du sexe et du nombre de tour (fatigue croissante) ont ensuite été analysées pour les variables ne démontrant pas d'effet significatif d'interaction, et les évolutions au cours des tours ont été évaluées au sens des différences significatives de Fisher.

Pour les comparaisons des jambes droite et gauche de niveau de mesure de la poussée maximale, des courbes d'approximations polynomiales en fonction des numéros des coups au cours des essais ont été tracées afin de suivre l'évolution des asymétries.

3.5 Résultats

3.5.1 Sélection des paramètres significatifs

Dans le tableau 3.1 suivant, les paramètres étant significatifs dans les régressions multiples ($p < 0.05$) sont marqués d'un « X ».

Tableau 3.1 Significativité de l'influence sur le temps au tour des paramètres dans les régressions linéaires multiples

| Paramètre | Échantillon de test | Essais de 4 tours | | Essais de 9 tours | |
|--------------------------------|---------------------|-------------------|--------|-------------------|--------|
| | | Hommes | Femmes | Hommes | Femmes |
| Masse | | | X | | |
| Hauteur de saut | | X | | | |
| Nombre de coups par tour | | | | | |
| Poussée maximale | | X | | | X |
| Efficacité de poussée | | | | | X |
| Efficacité de repositionnement | | | | X | X |
| Ratio d'accélération | | X | | | X |
| Ratio de poussée | | | | | |
| Angle sagittal | | | | X | X |
| Angle frontal | | | X | X | |

Le tableau 3.2 présente, pour chaque échantillon de test, la force de corrélation individuelle entre le temps au tour et chacun des paramètres. L'échelle s'étend de -1 à 1. Plus la valeur absolue de la corrélation de Pearson est proche de 1 en valeur absolue, plus la corrélation est forte. Un coefficient positif indique une corrélation positive (l'augmentation ou la diminution du paramètre entraîne respectivement l'augmentation ou la diminution du temps au tour). À l'inverse, un coefficient négatif indique une corrélation négative.

Tableau 4.2 Corrélations de Pearson des paramètres avec le temps au tour

| Paramètre | Échantillon de test | Essais de 4 tours | | Essais de 9 tours | |
|--------------------------------|---------------------|-------------------|--------|-------------------|--------|
| | | Hommes | Femmes | Hommes | Femmes |
| Masse | | 0,07 | -0,15 | -0,02 | -0,15 |
| Hauteur de saut | | -0,12 | -0,41 | 0,05 | 0,08 |
| Nombre de coups par tour | | -0,06 | -0,18 | -0,25 | -0,41 |
| Poussée maximale | | -0,42 | -0,33 | -0,20 | -0,56 |
| Efficacité de poussée | | -0,41 | -0,27 | -0,29 | -0,26 |
| Efficacité de repositionnement | | 0,17 | -0,02 | 0,43 | 0,14 |
| Ratio d'accélération | | -0,19 | 0,00 | -0,03 | -0,23 |
| Ratio de poussée | | 0,15 | 0,28 | -0,06 | -0,10 |
| Angle sagittal | | 0,18 | 0,41 | 0,33 | 0,59 |
| Angle frontal | | 0,23 | -0,09 | -0,23 | -0,22 |

L'objectif est de ne garder uniquement les paramètres qui ont un impact significatif, sur lesquels les entraîneurs et les athlètes peuvent agir de manière pratique et facilement corriger. En ayant conscience de ceci et grâce à la synthèse de ces deux tableaux, il est possible de sélectionner les paramètres ayant un impact significatif sur la performance. Les paramètres de performance globalement retenus sont les suivants :

- Poussée Maximale ;
- Efficacité de poussée ;
- Efficacité de repositionnement ;
- Ratio d'accélération ;
- Angle sagittal.

3.5.2 Fatigue ressentie

Le questionnaire RPE a été soumis trois fois aux athlètes : avant l'échauffement, après l'essai de 4 tours et, le cas échéant, après l'essai de 9 tours. Les résultats de l'échelle de RPE sont présentés sur la figure 3.3.

Pas d'effet d'interaction entre le moment du test (Pre-Training, Post-4 Laps, Post-9 Laps) et le sexe n'a été trouvé ($p=0,752$). Le moment du relevé RPE exerce un effet principal significatif ($p<0.001$). L'effet principal du sexe n'est pas significatif ($p=0.771$).

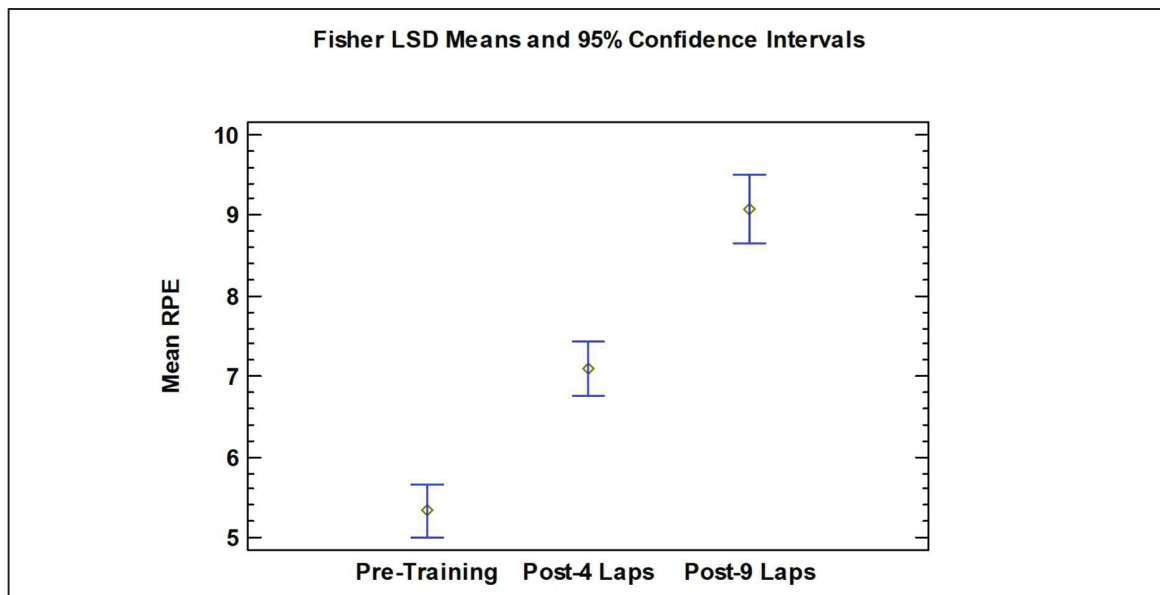


Figure 3.3 Réponses au questionnaire RPE selon les moments des relevés

Les différences de niveaux d'efforts perçus entre les instants de récolte sont toutes significatives ($p<0.001$ pour le test t). Pour tous les athlètes ayant effectué les essais de 9 tours, l'intensité de l'effort de 9 tours est toujours supérieure à celle ressentie lors des essais de 4 tours.

3.5.3 Évolution du temps au tour

Une interaction entre les sexes et le numéro du tour a été observée sur la distance du 4 tours ($p=0.004$). Aucune interaction significative n'a été trouvée entre le sexe et le numéro de tour sur les essais de 9 tours ($p=0.336$). Le sexe et le numéro du tour ont chacun un effet principal significatif sur le temps au tour sur les deux distances ($p<0.001$ pour les deux facteurs).

Tableau 5.3 Valeurs p des interactions Sexe x Numéro de tour et des effets principaux pour les temps aux tours

| | Interaction Sexe x N° Tour | Effet principal Sexe | Effet principal N° Tour |
|--------------------|---------------------------------------|---------------------------------|------------------------------------|
| Temps au tour (4T) | 0,0038 | <0.001 | <0.001 |
| Temps au tour (9T) | 0.3360 | <0.001 | <0.001 |

Pour les essais de 4 tours, les profils d'évolution sont relativement similaires chez les deux sexes (fig. 3.4). La différence de temps intersexe reste quasi-constante sur toute la durée de l'essai. Les tours des hommes sont en moyenne 0.77 s plus rapides sur l'ensemble des tours. Chez les deux sexes, le temps au tour est maximum au 1^{er} tour, atteint un minimum aux tours 2 et 3, puis augmente significativement au 4^e tour.

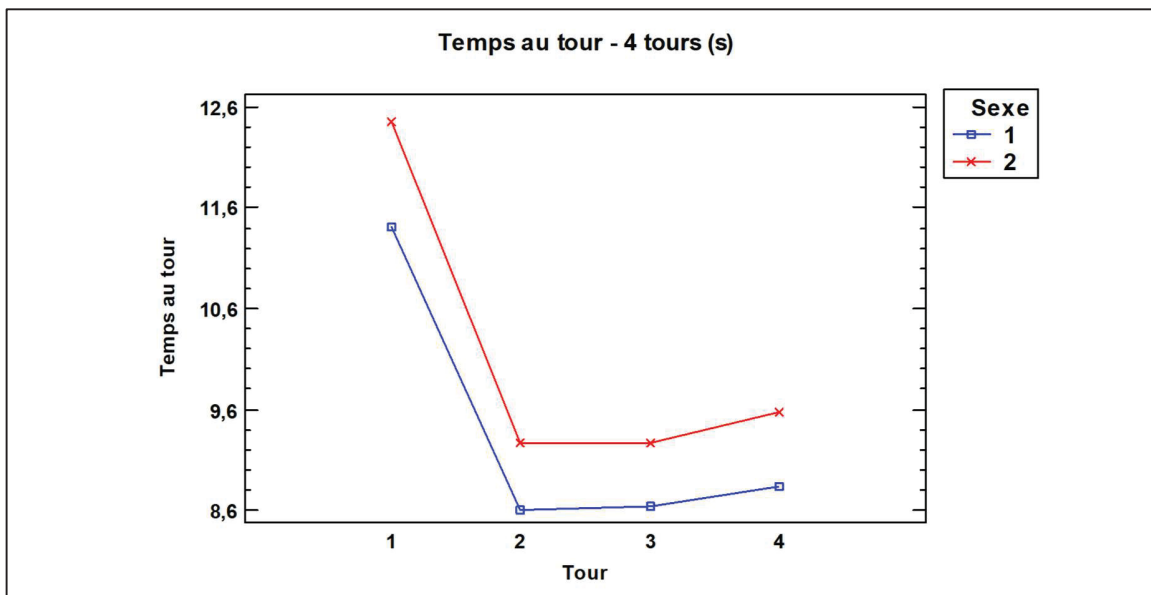


Figure 3.4 Graphique d'interaction Sexe x Numéro de tour – Essais de 4 tours
(Légende : 1 = Hommes ; 2 = Femmes)

Les temps aux tours sont tous significativement différents deux à deux entre les sexes (fig. 3.5).

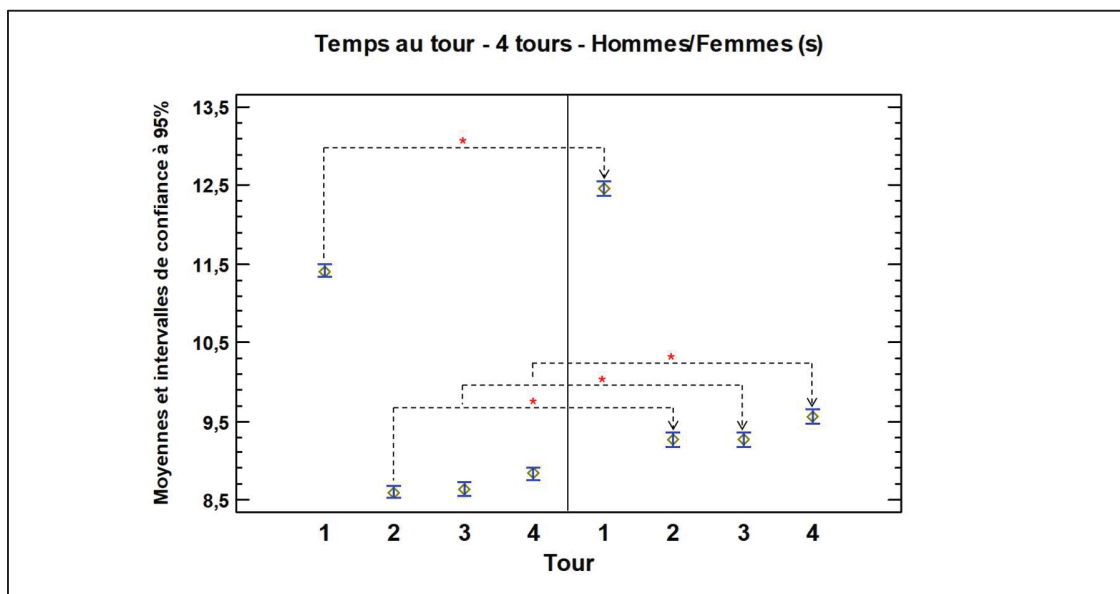


Figure 3.5 Graphique des moyennes des temps aux tours – Essais de 4 tours
(Hommes (gauche), Femmes (droite))

Pour les essais de 9 tours (fig. 3.6), bien que les moyennes augmentent clairement à partir du 5^e tour, les différences entre les temps ne sont pas significatives en raison de la largeur importante des intervalles de confiance.

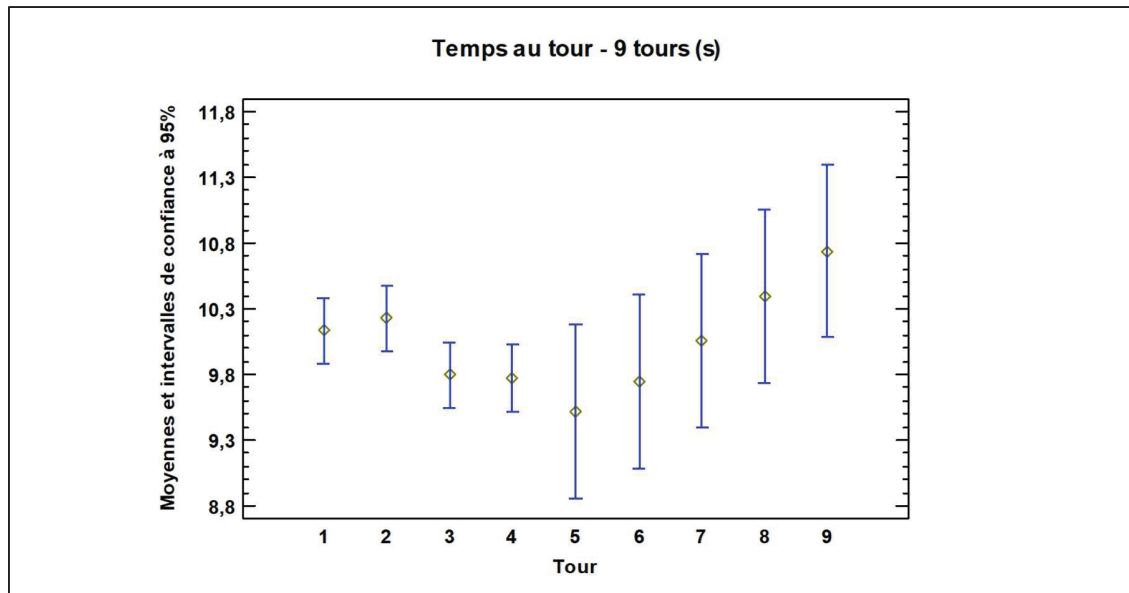


Figure 3.6 Graphique des moyennes des temps aux tours – Essais de 9 tours

3.5.4 Évolutions des paramètres avec la fatigue

Le tableau 3.4 présente les valeurs p des interactions entre les facteurs de sexe et le numéro du tour, ainsi que celles des effets principaux des facteurs.

Tableau 6.4 Valeurs p des interactions Sexe x Numéro de tour
et des effets principaux

| Paramètre (Distance) | Interaction Sexe x N° Tour | Effet principal Sexe | Effet principal N° Tour |
|----------------------------------|---------------------------------------|---------------------------------|------------------------------------|
| Poussée Maximale (4T) | 0,0498 | 0.0001 | <0.001 |
| Poussée Maximale (9T) | 0.3309 | 0.0524 | <0.001 |
| Efficacité Poussée (4T) | 0.8365 | 0.0243 | <0.001 |
| Efficacité Poussée (9T) | 0.9096 | 0.0001 | <0.001 |
| Efficacité Repositionnement (4T) | 0.5170 | 0.0594 | <0.001 |
| Efficacité Repositionnement (9T) | 0.9972 | 0.0264 | 0.0015 |
| Ratio Accélération (4T) | 0.9211 | 0.5629 | 0.0021 |
| Ratio Accélération (9T) | 0.7468 | 0.5887 | 0.0019 |
| Angle Sagittal (4T) | 0.7742 | 0.0000 | 0.0223 |
| Angle Sagittal (9T) | 0.9883 | <0.001 | <0.001 |

Un effet significatif d'interaction entre le sexe et le numéro de tour a été relevé pour la poussée maximale en essai de 4 tours. Au regard de tous les autres paramètres de performance et distances, la fatigue ne semble pas impacter les hommes différemment des femmes.

Selon les distances, le sexe n'impacte pas tous les paramètres significativement, en particulier le ratio d'accélération qui n'est impacté ni pour les essais de 4 tours, ni pour ceux de 9 tours. La poussée maximale n'est significativement impactée par le sexe que sur les essais de 4 tours, et l'efficacité de repositionnement ne l'est qu'au cours des essais de 9 tours. À noter tout de même que pour ces deux derniers paramètres, les valeurs p sont très proches de 0.05.

Une comparaison entre les poussées maximales des jambes gauches et droites a été conduite en Annexe I. Les figures A I-1 et A I-2 présentent les évolutions en fonction des numéros des coups de patin.

Effet d'interaction Sexe x Fatigue

Les évolutions au long des tours pour chacun des paramètres sont présentées ci-après. Les graphiques post-hoc présentent les couples de tours montrant une différence significative l'un par rapport à l'autre, au regard de chaque paramètre. Une « * » indique une différence significative entre les deux tours reliés par une flèche.

En essai de 4 tours, l'interaction significative entre le sexe et le numéro de tour pour la poussée maximale ($p=0.050$) indique que sur cette distance, ce paramètre évolue différemment dépendamment du sexe.

Le graphique d'interaction (fig. 3.7) ainsi que les résultats post-hoc (fig. 3.8) indiquent que les poussées maximales des hommes sont supérieures à celles des femmes et ne sont significativement différentes que pour le premier tour de l'essai de 4 tours ($p<0.001$). Aucune différence significative n'a été relevée pour les 3 suivants. Les profils de décroissance sont comparables entre les sexes.

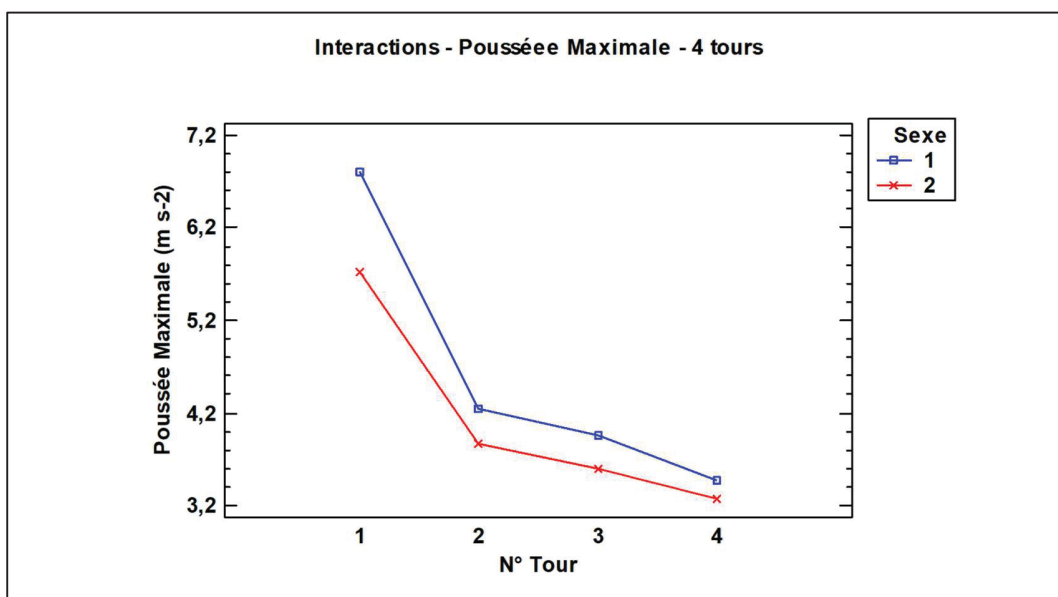


Figure 3.7 Graphique d'interaction Sexe x Numéro de tour – Essais de 4 tours
(Légende : 1 = Hommes ; 2 = Femmes)

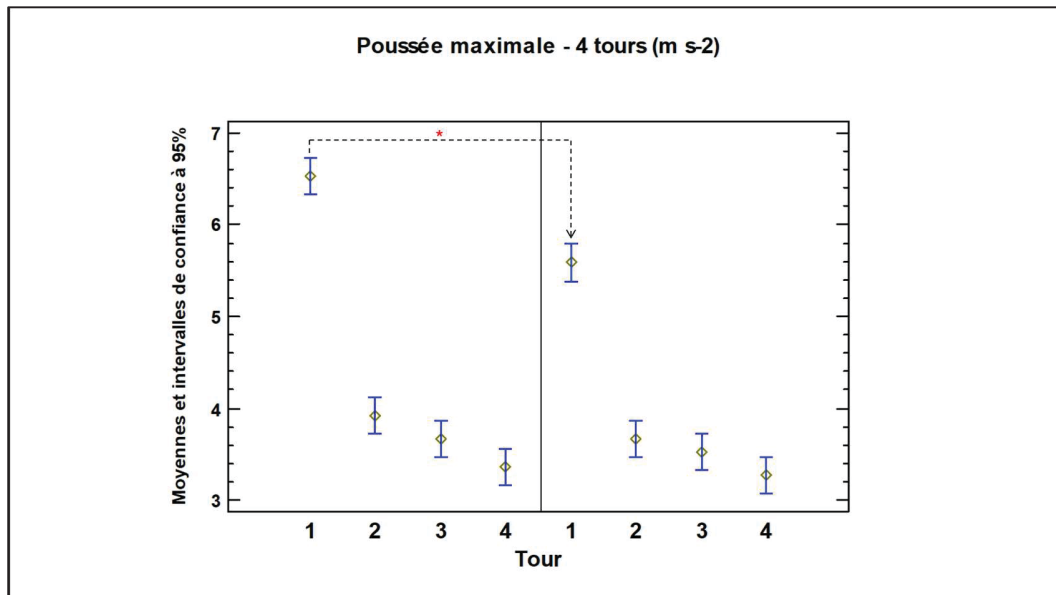


Figure 3.8 Graphique des moyennes des poussées maximales – Essais de 4 tours (Hommes (gauche), Femmes (droite))

Effets principaux de fatigue et de sexe :

Le facteur de numéro de tour présente un effet principal significatif pour tous les paramètres de performance sur les distances de 4 tours et 9 tours, indiquant que la fatigue impacte le niveau de mesure de tous les paramètres.

La poussée maximale moyenne sur la distance de 9 tours décroît au long des essais (fig. 3.9). Au cours du premier tour, on observe de fortes valeurs de poussée, synonyme d'accélération importante au départ. La poussée est minimale sur le dernier tour. Le sexe n'a pas d'effet principal significatif ($p=0.052$).

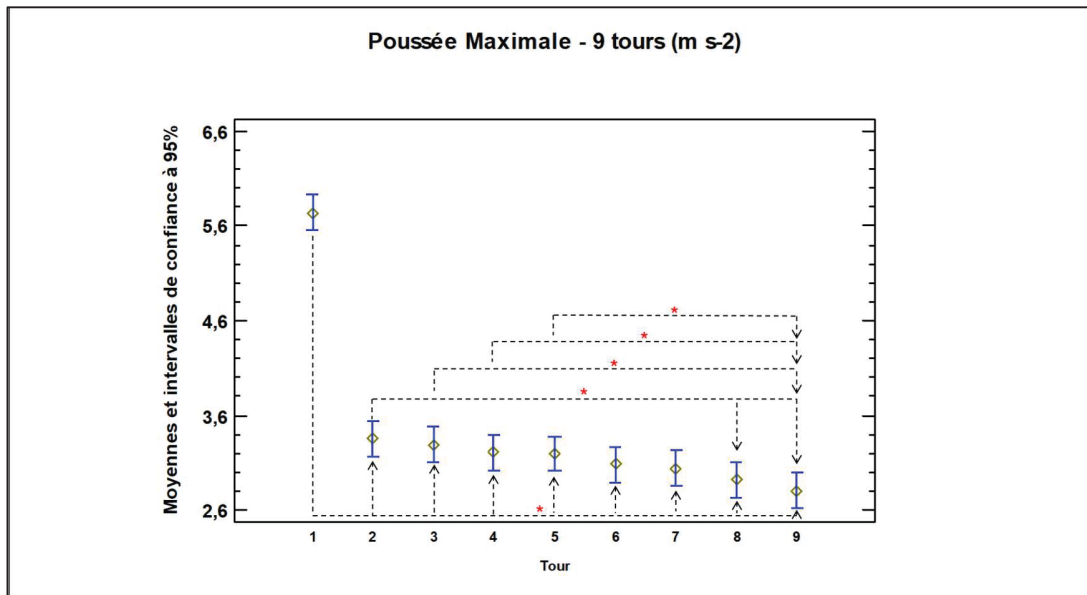


Figure 3.9 Graphique des moyennes des poussées maximales – Essais de 9 tours

Pour les deux distances, les efficacités de poussée des premiers tours sont significativement supérieures à ceux des tours suivants (fig. 3.10). Sur les trois derniers tours des essais de 4 tours, cette efficacité diminue jusqu'à atteindre son minimum au dernier tour. L'efficacité baisse progressivement sur les 5 derniers tours des essais de 9 tours jusqu'à atteindre son minimum au dernier tour.

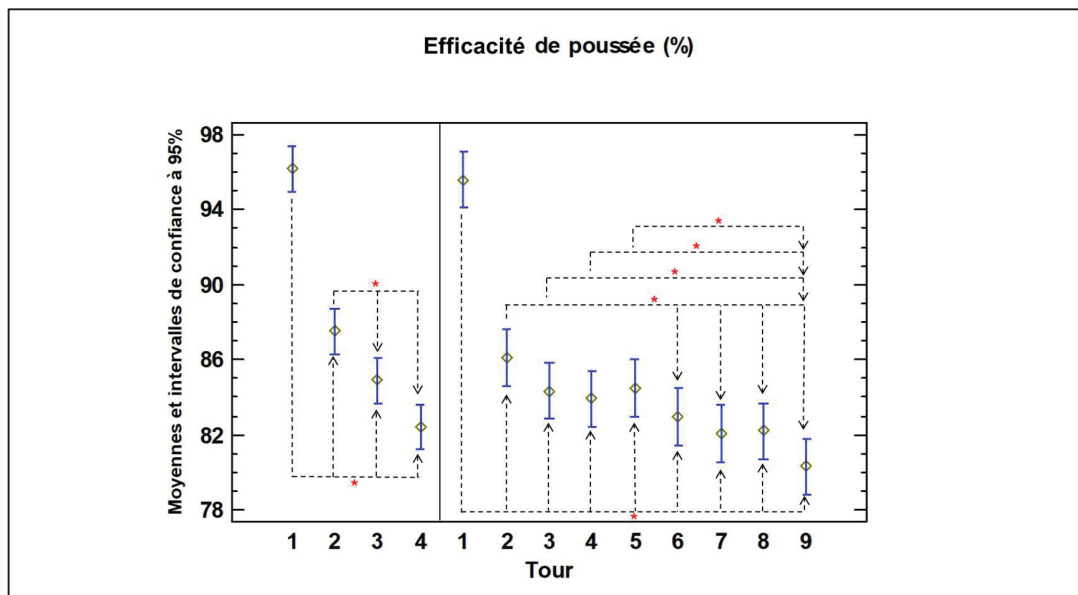


Figure 3.10 Graphique des moyennes des efficacités de poussée (4 tours (gauche) ; 9 tours (droite))

Le sexe a une effet principal significatif sur l'efficacité de poussée sur 4 tours ($p=0.024$) et 9 tours ($p<0.001$). L'efficacité des hommes est en moyenne supérieure à celui des femmes sur des deux distances (fig. 3.11 et 3.12).

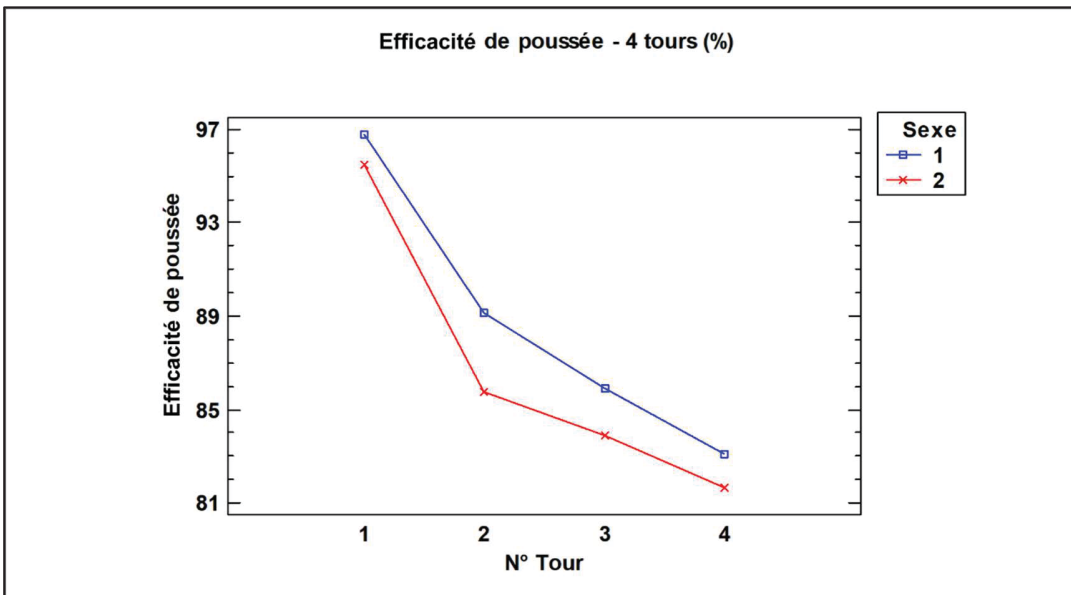


Figure 3.11 Graphique des efficacités de poussée – 4 tours
(Légende : 1 = Hommes ; 2 = Femmes)

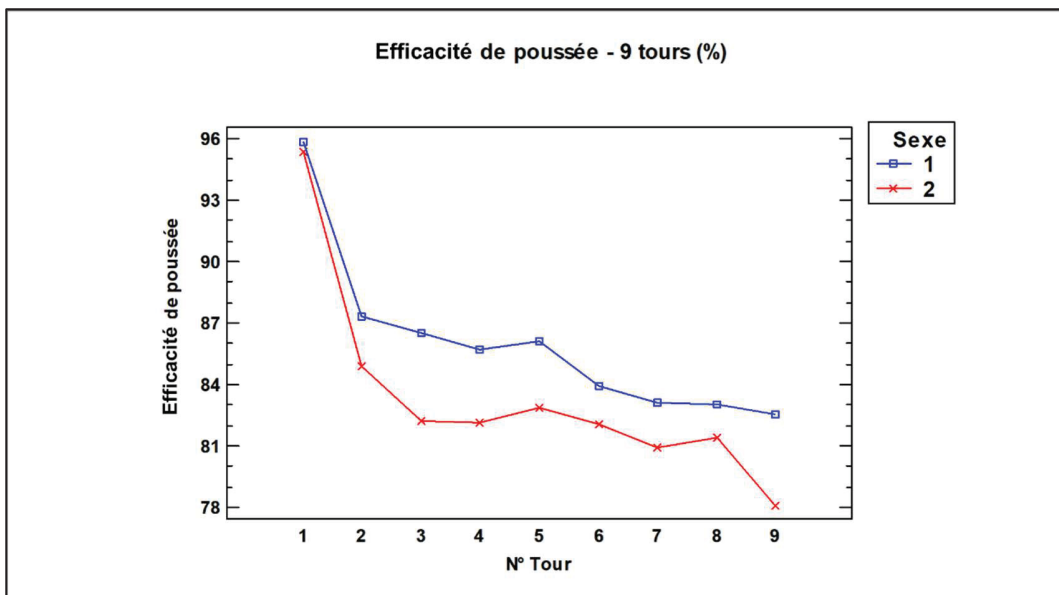


Figure 3.12 Graphique des efficacités de poussée – 9 tours
(Légende : 1 = Hommes ; 2 = Femmes)

Sur les deux distances, l'efficacité de repositionnement est significativement plus importante au premier tour que pour les suivants (fig. 3.13). En effet, les athlètes accélèrent continuellement. Une augmentation générale peut être observée au long des essais, jusqu'aux derniers tours des deux distances où l'efficacité est la plus importante du reste des tours.

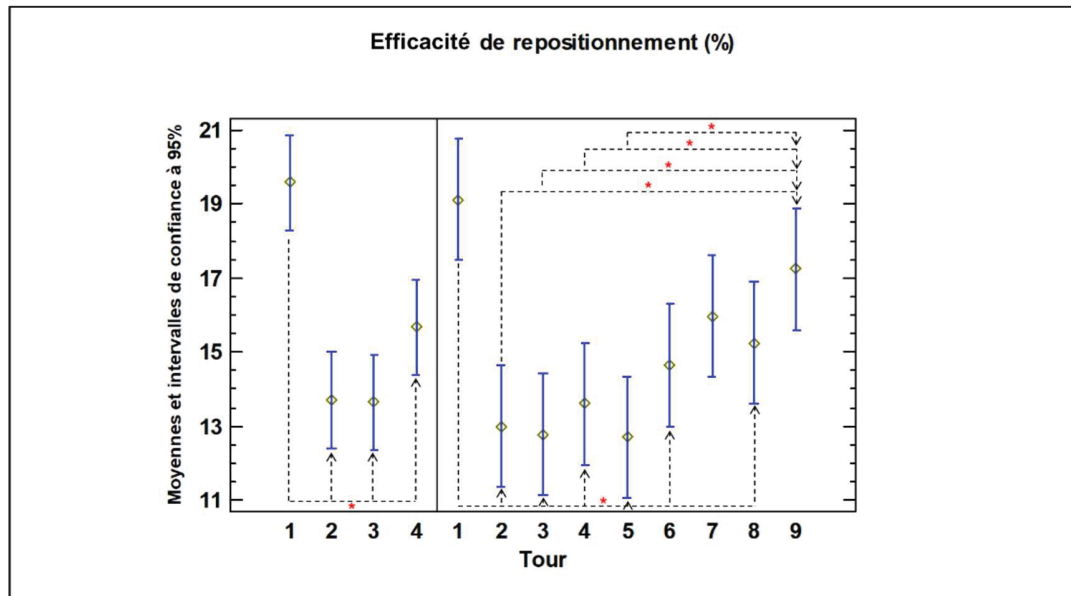


Figure 3.13 Graphique des moyennes des efficacités de repositionnement (4 tours (gauche) ; 9 tours (droite))

Le sexe a un effet principal significatif sur la distance de 9 tours ($p=0.026$). L'efficacité de repositionnement des hommes est en moyenne supérieure à celui des femmes (fig. 3.14).

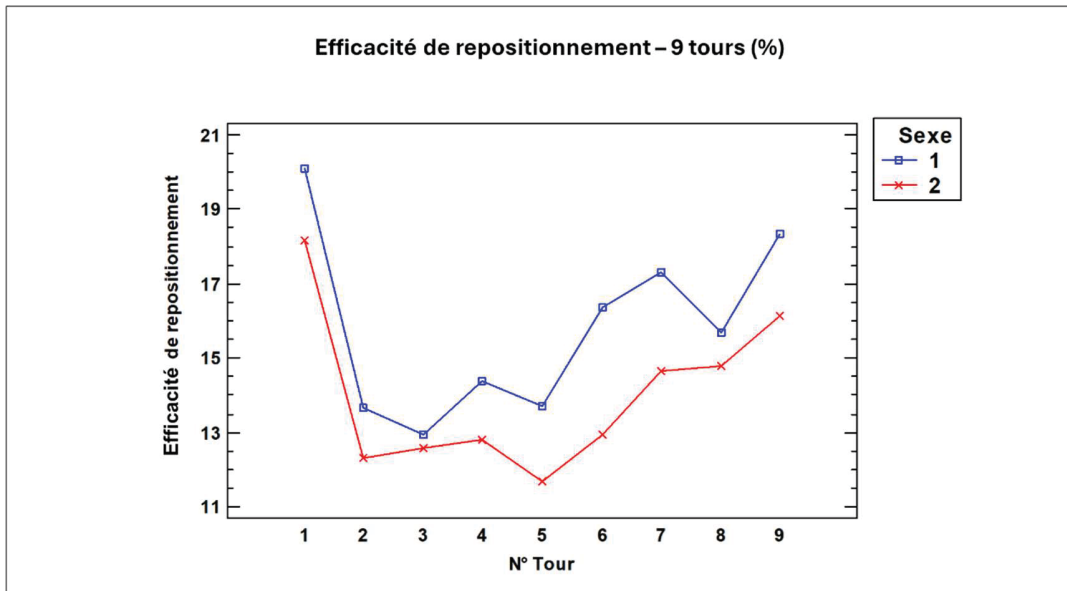


Figure 3.14 Graphique des efficacités de repositionnement – 9 tours
(Légende : 1 = Hommes ; 2 = Femmes)

Sur la distance de 4 tours, on assiste à une décroissance du ratio d'accélération au fil des tours (fig. 3.15). Sur les essais de 9 tours, le ratio est là aussi maximal au premier tour et tend à décroître de manière non significative du 2e tour jusqu'à la fin des essais. Aucun effet significatif de sexe n'a été relevé pour ce paramètre.

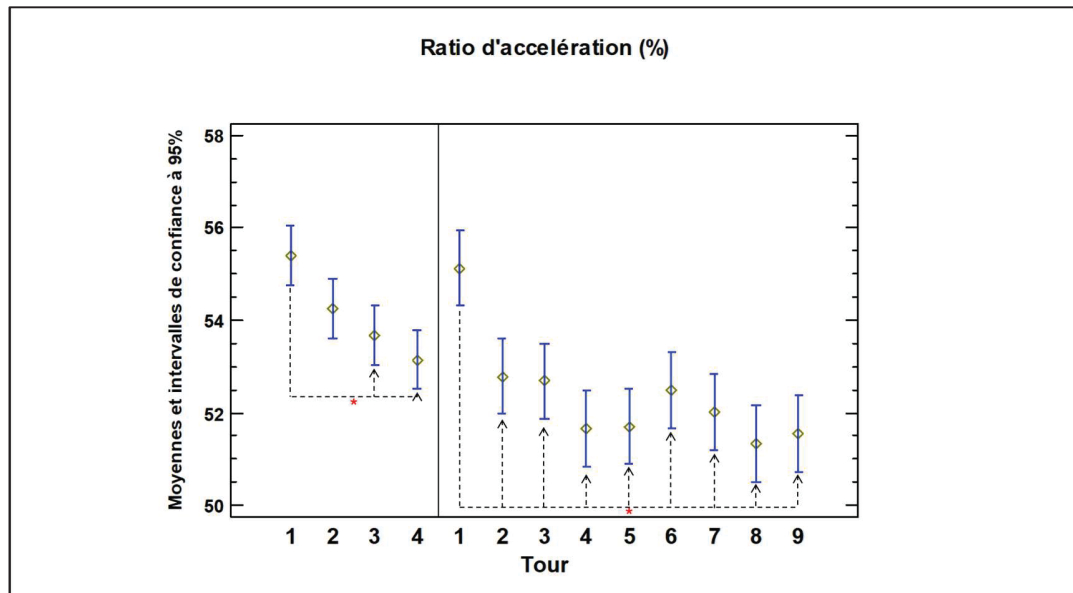


Figure 3.15 Graphique des moyennes des ratios d'accélération (4 tours (gauche) ; 9 tours (droite))

Sur les essais de 4 tours, l'angle sagittal maximal augmente au fil des tours, avec une différence significative entre le premier (34° en moyenne) et le dernier tour (37.5° en moyenne). Lors des essais de 9 tours, l'angle sagittal du tronc augmente là aussi régulièrement, passant de 33° de moyenne au premier tour, à 40° au 9^e tour (fig. 3.16).

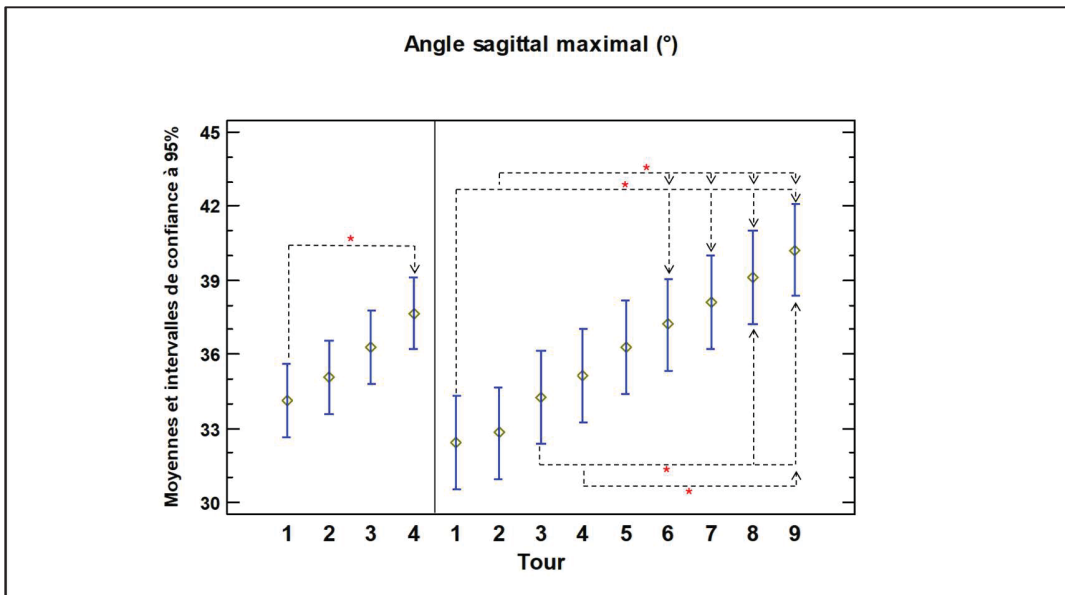


Figure 3.16 Graphique des moyennes des angles sagittaux maximaux (4 tours (gauche) ; 9 tours (droite))

Le sexe a un effet principal significatif sur l'angle sagittal ($p < 0.001$ pour les deux distances).

Les femmes ont en moyenne le buste plus relevé que les hommes (fig. 3.17 et 3.18).

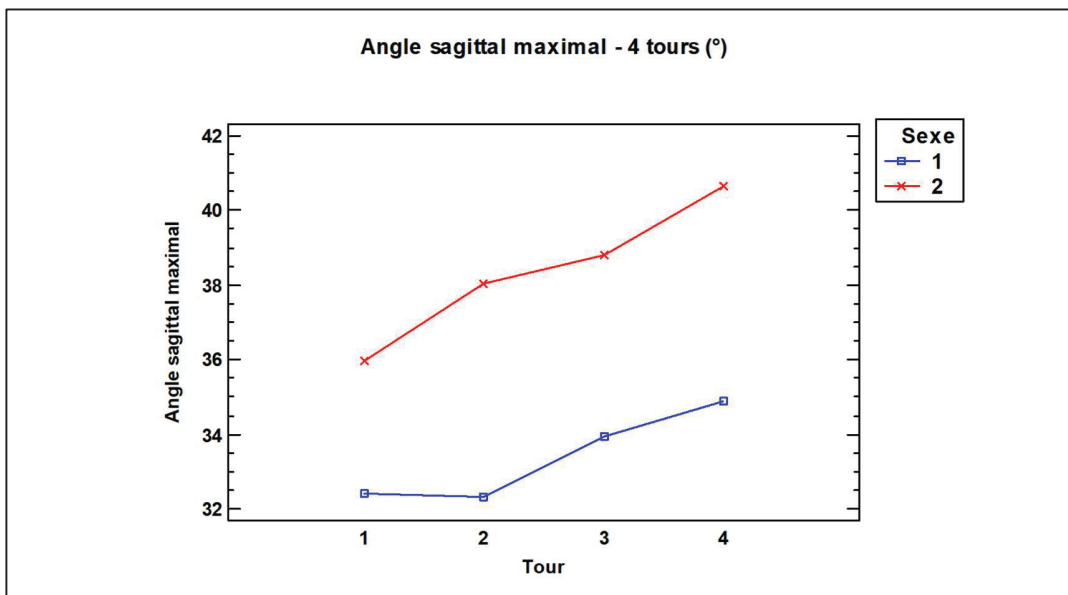


Figure 3.17 Graphique des angles sagittaux maximaux – 4 tours (Légende : 1 = Hommes ; 2 = Femmes)

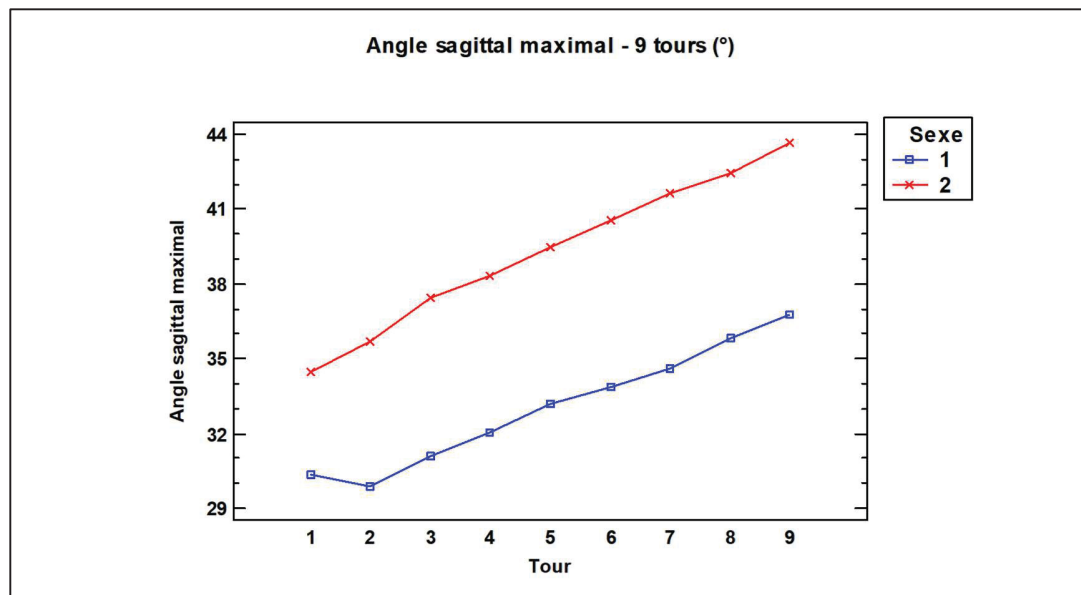


Figure 3.18 Graphique des angles sagittaux maximaux – 4 tours
(Légende : 1 = Hommes ; 2 = Femmes)

3.6 Discussion et implications

Cette étude a cherché dans un premier temps à discriminer parmi plusieurs paramètres biomécaniques, ceux qui exerçaient une réelle influence sur la performance en patin de vitesse, puis à évaluer l'impact de la fatigue sur ces paramètres significatifs. Pour le premier objectif, parmi les paramètres investigués, la poussée maximale, les efficacités de poussée et de repositionnement, le ratio d'accélération et l'angle sagittal du tronc sont apparus significatifs.

Dans un second temps, l'étude a cherché à évaluer l'effet d'un effort prolongé sur ces paramètres importants. Les résultats démontrent que la fatigue a un effet significatif sur l'ensemble des paramètres sélectionnés. Au fil des tours, la poussée maximale et l'efficacité de poussée diminuent significativement, tandis que l'efficacité de repositionnement tend à significativement augmenter. Ce résultat inattendu peut s'expliquer par le fait que l'accumulation de fatigue au cours des tours peut susciter des mécanismes biomécaniques de compensation chez les athlètes, modifiant leur foulée. Des augmentations significatives de

l'angle sagittal ont été relevées. Finalement, le ratio d'accélération diminue de manière non significative. Des effets principaux de sexe ont été trouvés en faveur des hommes, notamment pour l'efficacité de poussée et l'angle sagittal du tronc.

Les réponses au questionnaire RPE montrent, comme attendu, que les athlètes ont rapporté un ressenti de fatigue, avec une perception de l'effort supérieure à la suite des essais de 9 tours, par rapport aux essais de 4 tours. L'absence d'interaction entre le sexe et le moment du relevé RPE indique que le ressenti des efforts sont aussi intenses chez les hommes que chez les femmes. Cela peut être corrélé avec le peu d'interactions Sexe x Numéro de tour pour les paramètres de performance.

Les essais de poursuite, bien qu'une discipline non officielle en compétition, permettent de considérer un effort « pur » et relativement dénué de stratégie de conservation d'énergie, comme on pourrait le constater en course en peloton, où les patineurs s'adaptent aux athlètes alentour. On n'assiste pas à une recherche d'aspiration, ou de placement dans un peloton, pouvant artificiellement impacter le temps au tour, ou encore de réelle stratégie de course (comme un sprint au dernier tour). Cela est confirmé par le fait que les temps aux tours suivent une tendance similaire sur les deux distances de poursuite, ceux-ci ne font qu'augmenter au fil des tours des essais.

Les différences de performance (temps aux tours) entre les hommes et les femmes étaient attendues. Cependant, l'absence de différence significative de temps entre les athlètes des équipes nationale et de réserve est plus surprenante. Les athlètes de l'équipe de réserve semblent être aussi performants que ceux de l'équipe nationale en poursuite. Néanmoins, il est possible que l'explication réside dans le fait que les courses réalisées par les athlètes en compétition sont différentes de ceux de la collecte, et que la constitution des équipes se base sur les résultats de la saison précédente.

L'étude de Stoter et al. (2016) compare plusieurs caractéristiques physiologiques (concentration de lactate sanguin, contraction volontaire maximale, etc.) et posturales (angles des segments) de patineurs de vitesse longue piste, lors de l'exécution d'essais de 1500

mètres à une consigne de vitesse donnée. Il observe des différences d'angles de segments du corps, notamment ceux des hanches et du tronc, selon que l'athlète a reçu une consigne de vitesse plus ou moins importante. Ces résultats viennent donc appuyer notre hypothèse qu'un essai à vitesse maximale comme une poursuite pourrait n'être que partiellement représentatif d'un format en compétition, où les vitesses varient en fonction des facteurs environnant les patineurs. Les différentes stratégies de vitesses ne font pas appel aux mêmes mécanismes de posture. Ces différentes raisons pointent le fait que la performance n'est pas seulement explicable par des caractéristiques biomécaniques de mouvement, mais est également déterminée par d'autres facteurs externes, comme la capacité à adapter la stratégie de course ou à interagir avec le peloton, le matériel, l'esprit de compétition, ou encore la santé mentale.

En ce qui concerne les aspects purement techniques investigués (facteurs comme l'efficacité de repositionnement, ou le ratio d'accélération), des similitudes entre les sexes étaient attendues. En effet, ce sont des paramètres pour lesquels les deux sexes pourraient avoir le même niveau de performance. Parallèlement à cela, le fait que tous les participants de l'étude soient suivis par les mêmes entraîneurs et préparateurs physiques amplifie les similitudes des techniques. Néanmoins, certains paramètres, comme l'efficacité de poussée, ont été marqués par des effets de sexe significatifs.

La présente étude fait ressortir des corrélations significatives entre les postures et la vitesse. En particulier, une augmentation de l'angle du tronc est associée à un tour plus lent. L'étude de Noordhof et al. (2013) aborde également les influences des paramètres biomécaniques sur la performance en patin de vitesse longue piste. Contrairement aux résultats présentés ici, aucune évolution significative de l'angle du tronc n'a été observée avec la fatigue dans leur étude. Cependant, une diminution significative a été relevée sur l'efficacité de poussée (régie par l'angle de poussée de la jambe). Même si l'efficacité de poussée n'est pas définie de la même manière que dans notre étude, le travail de Noordhof et al. (2013) s'accorde au notre sur l'observation de la baisse de l'efficacité de propulsion due à la fatigue.

La position groupée des patineurs leur permet de minimiser la résistance de l'air à l'avancement. L'augmentation progressive de l'angle sagittal du tronc observée en particulier sur les essais de 9 tours n'a pas été surprenante. En accord avec notre étude, le travail sur les hockeyeuses de Hagg et al. (2007) fait également ressortir une posture plus droite avec la fatigue. Sur des séries de deux essais à vitesse maximale, les participantes avaient tendance à redresser le tronc au cours du deuxième essai. L'étude de Hettinga, Konings, et Cooper (2016) s'est intéressée à l'oxygénation en patin de vitesse courte-piste et soulève le fait que cette position aérodynamique a pour effet de réduire de manière mécanique l'afflux sanguin apporté aux jambes, en réduisant les sections des artères. Le travail de Ryschon et Stray-Gundersen (1991) axé sur le cyclisme, soulève, en comparant les consommations d'oxygène dans plusieurs positions, l'influence significative de la posture dans la consommation d'énergie. L'hypoxie vient réduire les capacités de contractions (de Ruiten, Goudsmit, Van Tricht, & De Haan, 2007; Katayama, Amann, Pegelow, Jacques, & Dempsey, 2007; Romer et al., 2007). Il est intéressant de noter que les femmes adoptent, dès le premier tour, une position plus droite que les hommes.

Les asymétries de fatigabilité ont révélé une poussée supérieure de la jambe droite par rapport à la jambe gauche au cours des lignes droites. Cette phase de tour a été sélectionnée car celle donnant lieu à des mouvements similaires des deux jambes, contrairement aux virages. L'étude de Pakosz et Konieczny (2020) s'est aussi intéressée à cette asymétrie chez les patineurs de vitesse courte-piste en mesurant la fatigue des muscles glutéaux gauches et droits après 3 essais d'endurance. Le travail de Hettinga et al. (2016) indique pour sa part une diminution supérieure de l'oxygénation de la jambe droite par rapport à la jambe gauche en courte piste, ce qui induirait une fatigabilité supérieure de la jambe droite. L'étude de Pakosz et Konieczny (2020) semble à première vue contredire les résultats présentés en révélant une plus grande fatigabilité du glutéal droit par rapport au gauche. Les différences peuvent s'expliquer par le fait que même si les mouvements des deux jambes sont similaires, les intensités des coups peuvent différer entre le début et la fin de la ligne droite, dans le but par exemple d'anticiper une trajectoire. De plus, dans cette présente étude, le mouvement global du patineur (centre de gravité) a été investigué, là où dans le travail de Pakosz et Konieczny

(2020), seule la fatigabilité des glutéaux a été évaluée. Les différences de résultats peuvent résider dans le fait que les mécanismes de propulsion mis en œuvre ne se résument pas seulement à l'action des glutéaux, mais à une synergie entre les quadriceps, les mollets, les chevilles, les genoux, et même le balancier des bras.

Limites de l'étude : Comme abordé plus tôt, le format de test de poursuite peut n'être que partiellement représentatif d'une situation de compétition. Les facteurs de performance externes comme les interactions avec le peloton, les stratégies de vitesse en course ou encore le matériel ne sont pas pris en compte. Par ailleurs, l'échantillon considéré était de relativement petite taille, et comprenait des athlètes de niveaux comparables, suivis par les mêmes entraîneurs, et suivis par la même équipe de soutien. Enfin, la caractérisation de l'état de fatigue est ici présentée comme simplifiée, sans métrique physiologique. Seuls les ressentis des athlètes définissent les états binaires fatigué/non fatigué. L'ajout de mesures physiologiques (comme la concentration sanguine de lactate ou l'oxygénation) permettraient une caractérisation plus précise et objective de la fatigue musculaire.

3.7 Conclusion

Le but de cette étude était de sélectionner quels paramètres affectaient la performance et la technique de manière significative en patin de vitesse courte-piste. L'intensité des efforts fournis a été évaluée grâce aux questionnaires RPE et a confirmé un état de fatigue ressentie élevé chez les athlètes. Des paramètres techniques (poussée maximale, efficacités de poussée et de remplacement, ratio d'accélération) ainsi que posturaux (angle sagittal du tronc) ont ainsi été dégagés et leur suivi au cours d'un effort de relative longue durée a permis d'observer leur évolution avec la fatigue. Il a été trouvé que la poussée maximale et l'efficacité de poussée diminuaient, et que les athlètes tendaient à redresser le buste. Des augmentations du ratio d'accélération et de l'efficacité de repositionnement ont été relevées. Peu de différences intersexes significatives d'évolution ont été dégagées, indiquant que les hommes et les femmes étaient similairement impactés par la fatigue au regard des paramètres investigués.

Les résultats de cette étude fournissent des éléments de décryptage de la performance aux entraîneurs et aux athlètes et leur permettront d'orienter l'entraînement et la préparation physique pour l'amélioration de la performance en longue distance.

CONCLUSION GENERALE

Le but de cette étude était d'analyser l'influence de la fatigue sur la performance en patin de vitesse courte-piste. L'étude s'appuie sur l'utilisation combinée de l'accélérométrie et d'un algorithme pour répondre aux problématiques d'encombrement ou d'inconfort qui accompagnent l'utilisation des équipements traditionnellement utilisés. L'étude a démontré la validité et la pertinence de la méthode accélérométrique quant à la détection du nombre de coups de patins, et la détection des coups remarquables. En effet, les résultats ont montré une excellente précision dans ces détections (plus de 97%) et un très fort accord entre les deux méthodes.

L'étude a également permis de sélectionner, parmi tous les paramètres de performance investigués, ceux qui avaient un réel impact sur la performance et d'effectuer le suivi de ceux-ci au cours d'un effort de longue durée. Cinq paramètres ont été retenus et le chapitre met en lumière des évolutions significatives de ceux-ci avec la fatigue des athlètes, impactant ainsi la performance de ces derniers. Des décroissances de la poussée maximale et de l'efficacité de poussée ont été relevées, tandis qu'une augmentation de l'efficacité de repositionnement a été trouvée. L'angle sagittal du tronc a tendance à augmenter au cours de l'effort, indiquant que les athlètes ont tendance à se relever sous l'effet de la fatigue.

Finalement, l'utilisation d'un unique capteur accélérométrique couplée à un code informatique nous a permis d'évaluer les différentes caractéristiques du mouvement des patineurs de vitesse courte-piste et de réaliser le suivi des paramètres de performance au cours d'essais d'endurance. L'étude s'adresse aux athlètes et aux entraîneurs en fournissant des clés de lecture quant à la gestion de la fatigue, afin de d'orienter les entraînements et la préparation physique. Il serait intéressant de prolonger cette étude, toujours en lien avec la fatigue, en caractérisant celle-ci de manière plus objective. En intégrant la mesure de paramètres physiologiques tels que la fréquence cardiaque ou la concentration sanguine de lactate, il serait possible d'apporter un complément au simple relevé de la fatigue ressentie.

ANNEXE I

COMPARAISON DES ASYMÉTRIES GAUCHE / DROITE DE POUSSÉES MAXIMALES EN LIGNE DROITE

Les comparaisons des poussées des jambes droites et gauches sont faites sur les phases de ligne droite uniquement. En effet, selon les phases de tour, la technique impose des mouvements différents des jambes droites et gauches. En virage, les mouvements des deux jambes ne sont pas symétriques et celles-ci poussent toutes les deux vers l'extérieur du virage. Ainsi, pour comparer ces valeurs de poussée, on se place en ligne droite, où le mouvement des deux jambes redevient symétrique.

Pour les hommes comme pour les femmes, à partir du 2^e tour en ligne droite, la poussée maximale de la jambe droite est supérieure à celle de la jambe gauche. Durant les essais de 4 tours (fig. A I-1), la poussée de la jambe droite chez les femmes est bien plus faible que celle de la jambe gauche sur le premier tour. Les poussées des essais de 9 tours (fig. A I-2) sont approximativement 0,5 à 1 m·s⁻² inférieures à celles des essais de 4 tours.

Pendant les essais de 4 tours, les poussées des deux jambes évoluent de manière similaire, sans chute drastique d'amplitude au cours de l'essai.

Dans les essais de 9 tours, chez les hommes, la jambe droite conserve une poussée relativement constante, tandis que celle de la gauche décroît significativement à partir du 4^e tour. Chez les femmes, la poussée décroît pour les deux jambes, dès le 2^e tour pour la droite, avec une chute plus rapide et plus marquée pour la jambe gauche à partir du 4^e tour. Chez les hommes, la poussée de la jambe droite décroît dans les 2 premiers tours avant de remonter légèrement pendant les 3^e et 4^e tours et de se stabiliser jusqu'au bout de l'essai. La poussée de la jambe gauche décroît au cours du premier tour avant de légèrement remonter.

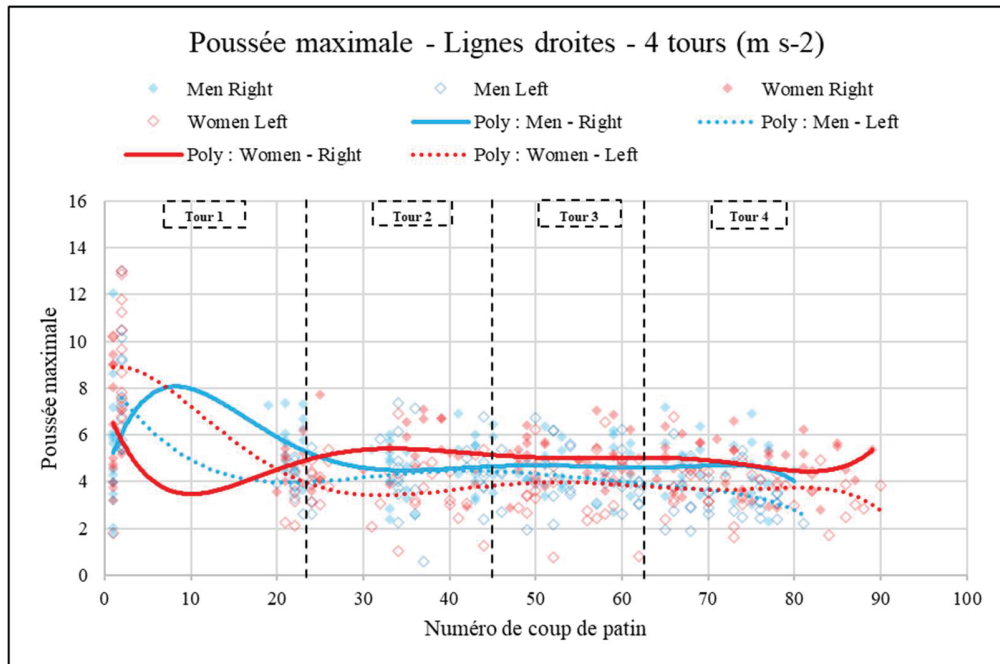


Figure-A I-1 Poussées maximales en ligne droite – Essais de 4 tours

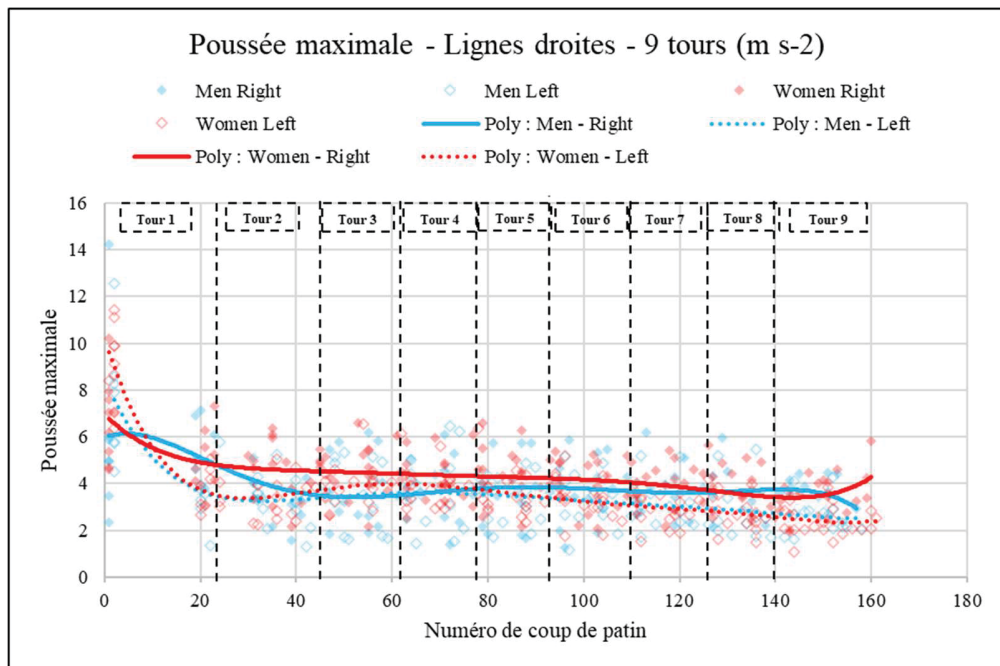


Figure-A I- 2 Poussées maximales en ligne droite – Essais de 9 tours

LISTE DE RÉFÉRENCES BIBLIOGRAPHIQUES

- Ashanin, V., Dolgopolova, N., Dolgopolova, M., Filenko, L., & Pasko, V. (2021). Biomechanical analysis of motional actions of athletes engaged in short track speed skating during the turning phase. *Slobozhanskyi herald of science and sport*, 9(5), 92-107.
- Borg, G. A. (1982). Psychophysical bases of perceived exertion. *Medicine and science in sports and exercise*, 14(5), 377-381.
- Boyer, K. A., Freedman Silvernail, J., & Hamill, J. (2017). Age and sex influences on running mechanics and coordination variability. *J Sports Sci*, 35(22), 2225-2231. doi: 10.1080/02640414.2016.1265139. Repéré à <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/27937807>
- Brownlie, L. W., & Kyle, C. R. (2012). Evidence that skin suits affect long track speed skating performance. *Procedia Engineering*, 34, 26-31.
- Burgos, C. P., Gärtner, L., Ballester, M. A. G., Noailly, J., Stöcker, F., Schönfelder, M., . . . Tassani, S. (2020). In-ear accelerometer-based sensor for gait classification. *IEEE Sensors Journal*, 20(21), 12895-12902.
- Camomilla, V., Bergamini, E., Fantozzi, S., & Vannozzi, G. (2018). Trends Supporting the In-Field Use of Wearable Inertial Sensors for Sport Performance Evaluation: A Systematic Review. *Sensors (Basel)*, 18(3). doi: 10.3390/s18030873. Repéré à <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/29543747>
- Celestino, M. L., van Emmerik, R., Barela, J. A., Gama, G. L., & Barela, A. M. F. (2019). Intralimb gait coordination of individuals with stroke using vector coding. *Hum Mov Sci*, 68, 102522. doi: 10.1016/j.humov.2019.102522. Repéré à <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/31707313>
- Clément, J., Croteau, F., Gagnon, M., & Cros, S. (2024). Automatic detection of skate strokes in short-track speed skating using one single accelerometer: validation of a new method. *Sports Biomechanics*, In press ID RSPB-2024-0001.R1.
- Clément, J., Gagnon, M., & Cros, S. (2022). *Validation of a new method using an accelerometer to automatically detect skate strokes* présentée à 47th Congress of the Society of Biomechanics Computer, Methods in Biomechanics and Biomedical Engineering.
- de Ruiter, C. J., Goudsmit, J. F., Van Tricht, J. A., & De Haan, A. (2007). The isometric torque at which knee-extensor muscle reoxygenation stops. *Medicine & Science in Sports & Exercise*, 39(3), 443-453.

- Depasse. (2022). Quelles sont les différences entre le short-track et le patinage de vitesse ? Repéré à <https://olympics.com/fr/infos/quelles-sont-les-differences-entre-le-short-track-et-le-patinage-de-vitesse#:~:text=Comme%20le%20nom%20le%20sugg%C3%A8re,comme%20une%20piste%20d'athl%C3%A9tisme>.
- Dong, L., Pageaux, B., Romeas, T., & Berryman, N. (2022). The effects of fatigue on perceptual-cognitive performance among open-skill sport athletes: a scoping review. *International Review of Sport and Exercise Psychology*, 1-52.
- Enoka, R. M., & Duchateau, J. (2016). Translating fatigue to human performance. *Medicine and science in sports and exercise*, 48(11), 2228.
- Hagg, K., Wu, T., & Gervais, P. (2007). The effects of fatigue on skating mechanics in ice hockey. *Journal of biomechanics*, 40(2), S761.
- HBM. (2019). Mesure de force. Repéré à <https://www.hbm.com/fr/3241/mesure-de-force/>
- Hettinga, F. J., Konings, M. J., & Cooper, C. E. (2016). Differences in muscle oxygenation, perceived fatigue and recovery between long-track and short-track speed skating. *Frontiers in physiology*, 7, 226270.
- Hiemstra, L. A., Lo, I. K., & Fowler, P. J. (2001). Effect of fatigue on knee proprioception: implications for dynamic stabilization. *Journal of Orthopaedic & Sports Physical Therapy*, 31(10), 598-605.
- Houdijk, H., de Koning, J. J., de Groot, G., Bobbert, M. F., And, & van Ingen Schenau, G. J. (2000). Push-off mechanics in speed skating with conventional skates and klapskates. *Med Sci Sports Exerc*, 32(3), 635-641. doi: 10.1097/00005768-200003000-00013. Repéré à <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/10731006>
- Katayama, K., Amann, M., Pegelow, D. F., Jacques, A. J., & Dempsey, J. A. (2007). Effect of arterial oxygenation on quadriceps fatigability during isolated muscle exercise. *American Journal of Physiology-Regulatory, Integrative and Comparative Physiology*, 292(3), R1279-R1286.
- Kempe, V. (2011). *Inertial MEMS: principles and practice*. Cambridge University Press.
- 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>

- Konieczny, M., Pakosz, P., & Witkowski, M. (2020). Asymmetrical fatiguing of the gluteus maximus muscles in the elite short-track female skaters. *BMC Sports Sci Med Rehabil*, *12*, 48. doi: 10.1186/s13102-020-00193-w. Repéré à <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/32818057>
- Krumm, D., Buder, J., & Odenwald, S. (2022). *Body-attached Sensors for Automatic Detection of Skating Stroke Events in Speed Skating* présentée à ISEA 2022 - The Engineering of Sport 14, Purdue University.
- Krumm, D., Kuske, N., Neubert, M., Buder, J., Hamker, F., & Odenwald, S. (2021). Determining push-off forces in speed skating imitation drills. *Sports Engineering*, *24*, 1-10.
- Latash, M. L., Scholz, J. P., & Schöner, G. (2002). Motor control strategies revealed in the structure of motor variability. *Exercise and sport sciences reviews*, *30*(1), 26-31.
- Lisca, G., Prodaniuc, C., Grauschopf, T., & Axenie, C. (2021). Less is more: learning insights from a single motion sensor for accurate and explainable soccer goalkeeper kinematics. *IEEE Sensors Journal*, *21*(18), 20375-20387.
- Mohler, F., Ringhof, S., Debertin, D., & Stein, T. (2019). Influence of fatigue on running coordination: A UCM analysis with a geometric 2D model and a subject-specific anthropometric 3D model. *Hum Mov Sci*, *66*, 133-141. doi: 10.1016/j.humov.2019.03.016. Repéré à <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/30981149>
- Mohler, F., Stetter, B., Muller, H., & Stein, T. (2021). Stride-to-Stride Variability of the Center of Mass in Male Trained Runners After an Exhaustive Run: A Three Dimensional Movement Variability Analysis With a Subject-Specific Anthropometric Model. *Front Sports Act Living*, *3*, 665500. doi: 10.3389/fspor.2021.665500. Repéré à <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/34109313>
- Needham, R., Naemi, R., & Chockalingam, N. (2014). Quantifying lumbar-pelvis coordination during gait using a modified vector coding technique. *J Biomech*, *47*(5), 1020-1026. doi: 10.1016/j.jbiomech.2013.12.032. Repéré à <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/24485511>
- Needham, R. A., Naemi, R., Hamill, J., & Chockalingam, N. (2020). Analysing patterns of coordination and patterns of control using novel data visualisation techniques in vector coding. *Foot (Edinb)*, *44*, 101678. doi: 10.1016/j.foot.2020.101678. Repéré à <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/32629370>
- Nilsson, A. (2023). *Measuring Athletic Performance Using Accelerometers* (Master's Thesis, Umeå University, Umea, Sweden).

- Noordhof, D. A., Foster, C., Hoozemans, M. J., & de Koning, J. J. (2013). Changes in speed skating velocity in relation to push-off effectiveness. *Int J Sports Physiol Perform*, 8(2), 188-194. doi: 10.1123/ijsp.8.2.188. Repéré à <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/23428491>
- Pakosz, P., & Konieczny, M. (2020). Training induced fatigability assessed by sEMG in Pre-Olympic ice-skaters. *Sci Rep*, 10(1), 14199. doi: 10.1038/s41598-020-71052-4. Repéré à <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/32848196>
- Romer, L. M., Haverkamp, H. C., Amann, M., Lovering, A. T., Pegelow, D. F., & Dempsey, J. A. (2007). Effect of acute severe hypoxia on peripheral fatigue and endurance capacity in healthy humans. *American Journal of Physiology-Regulatory, Integrative and Comparative Physiology*, 292(1), R598-R606.
- Ryschon, T. W., & Stray-Gundersen, J. (1991). The effect of body position on the energy cost of cycling. *Medicine and science in sports and exercise*, 23(8), 949-953.
- Schwartz, M. (2012). *EMG methods for evaluating muscle and nerve function*. BoD—Books on Demand.
- Seeley, M. K., Evans-Pickett, A., Collins, G. Q., Tracy, J. B., Tuttle, N. J., Rosquist, P. G., . . . Bowden, A. E. (2020). Predicting vertical ground reaction force during running using novel piezoresponsive sensors and accelerometry. *J Sports Sci*, 38(16), 1844-1858. doi: 10.1080/02640414.2020.1757361. Repéré à <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/32449644>
- Speed Skating Canada (2021). Repéré le April, 5th 2023 à <https://speedskating.ca/discover/learn-about-speed-skating/short-track/>
- Steels, T., Van Herbruggen, B., Fontaine, J., De Pessemier, T., Plets, D., & De Poorter, E. (2020). Badminton activity recognition using accelerometer data. *Sensors*, 20(17), 4685.
- Stoter, I. K., MacIntosh, B. R., Fletcher, J. R., Pootz, S., Zijdewind, I., & Hettinga, F. J. (2016). Pacing Strategy, Muscle Fatigue, and Technique in 1500-m Speed-Skating and Cycling Time Trials. *Int J Sports Physiol Perform*, 11(3), 337-343. doi: 10.1123/ijsp.2014-0603. Repéré à <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/26263372>
- Taborri, J., Keogh, J., Kos, A., Santuz, A., Umek, A., Urbanczyk, C., . . . Rossi, S. (2020). Sport biomechanics applications using inertial, force, and EMG sensors: A literature overview. *Applied bionics and biomechanics*, 2020.
- Tomita, Y., Iizuka, T., Irisawa, K., & Imura, S. (2021). Detection of movement events of long-track speed skating using wearable inertial sensors. *Sensors*, 21(11), 3649.

- 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. Dans *Proceedings* (Vol. 49, pp. 133). MDPI.
- Van der Eb, J., Mossink, H., Kiel, E., Geraets, S., Veeger, D., & Beek, P. J. (2018). Analysis Of In Competition Speed Skating Using IMU's. Dans *36th Conference of the International Society of Biomechanics in Sports*.
- Van der Eb, J. W., Veeger, D., & de Koning, J. (2020). Validation of a 5-dof instrumented speed skate; towards a power meter for speed skating. *ISBS Proceedings Archive*, 38(1), 1.
- van der Kruk, Reijne, M. M., de Laat, B., & Veeger, D. H. (2018). Push-off forces in elite short-track speed skating. *Sports Biomechanics*, 18(5), 527-538.
- van der Kruk, E. (2018). *Parameter analysis for speed skating performance* (Thesis, Delft University of Technology, Delft, Netherlands).
- Van der Kruk, E., Schwab, A., Van Der Helm, F., & Veeger, H. (2016). Getting the angles straight in speed skating: a validation study on an IMU filter design to measure the lean angle of the skate on the straights. *Procedia Engineering*, 147, 590-595.
- van der Kruk, E., Schwab, A., van der Helm, F., & Veeger, H. (2018). Getting in shape: Reconstructing three-dimensional long-track speed skating kinematics by comparing several body pose reconstruction techniques. *Journal of biomechanics*, 69, 103-112.
- van Gelderen, A. (2021). The Effect of Rocker on Ice Friction in Short-Track Speed Skating.
- Whiteside, D., Cant, O., Connolly, M., & Reid, M. (2017). Monitoring hitting load in tennis using inertial sensors and machine learning. *International journal of sports physiology and performance*, 12(9), 1212-1217.