



ÉCOLE DOCTORALE n° 548 : MER ET SCIENCES
LABORATOIRE JEUNESSE - ACTIVITE PHYSIQUE ET SPORTIVE - SANTE
(J-AP2S)

Thèse présentée par :
Ilona ALBERCA

soutenue le : **19 décembre 2024**

pour obtenir le grade de Docteur en STAPS
Spécialité : BIOMECHANIQUE

**Analyse biomécanique des spécificités du
badminton fauteuil**

THÈSE dirigée par :

M. FAUPIN Arnaud
M. CHÉNIER Félix
M. WATIER Bruno

PU, Université de Toulon
PU, Université du Québec à Montréal
PU, Université de Toulouse III

JURY :

M. FAUPIN Arnaud
M. Chénier Félix
M. Watier Bruno
M. Weissland Thierry
Mme. Pillet Hélène
Mme. Bergamini Elena
Mme. Martin Caroline
Mme. Chadeaux Delphine

PU, Université de Toulon
PU, UQAM
PU, Université de Toulouse III
MCF-HDR
PU, ENSAM
MCU, Université de Bergame
MCF, Université Rennes 2
MCF, Université Sorbonne Paris Nord

Directeur de thèse
Co-directeur de thèse
Co-directeur de thèse
Rapporteur
Rapporteur
Examinatrice
Examinatrice
Examinatrice

Ces travaux de thèse ont été permis par la collaboration du laboratoire Jeunesse-Activités Physique et Sportives, Santé (J-AP2S) de l'Université de Toulon, le Laboratoire d'Analyse et d'Architecture des Systèmes-Centre National de la Recherche Scientifique (LAAS-CNRS), le laboratoire de Recherche en Mobilité et Sport Adapté de l'Université du Québec à Montréal (UQAM), ainsi que la Fédération Française de Badminton (FFBad).

Ces collaborations ont été permises par l'obtention d'une bourse CIFRE n°2021/0491 avec la Fédération Française de Badminton.

« I'm always sayin' I won't change but

I ain't the same”

Mac Miller

Liste des publications liées à la thèse

- Alberca, I.,** Watier, B., Chénier, F., Brassart, F., & Faupin, A. (2024). *Wheelchair badminton: A narrative review of its specificities*. MDPI. 4(2), 219-234; <https://doi.org/10.3390/biomechanics4020012> (*Annexe 1*)
- Alberca I,** Chénier F, Astier M, Combet M, Bakatchina S, Brassart F, Vallier J-M, Pradon D, Watier B, Faupin A. Impact of Holding a Badminton Racket on Spatio-Temporal and Kinetic Parameters During Manual Wheelchair Propulsion. *Frontiers in Sports and Active Living*. 2023; 4:862760. <https://doi.org/10.3389/fspor.2022.862760> (*Annexe 2*)
- Alberca I,** Chénier F, Astier M, Combet M, Brassart F, Vallier J-M, Faupin A. Impact of holding a badminton racket on spatiotemporal parameters during manual wheelchair propulsion based on forward and backward propulsion. Soumis en Juin 2024 dans la revue « *Disability and Rehabilitation: Assistive technology* », accepté et en attente de publication. (*Annexe 3*)
- Alberca I,** Watier B, Chénier F, Brassart F, Vallier J-M, Pradon D, Faupin A. Trying to use temporal and kinematic parameters for the classification in wheelchair badminton. Soumis en Juin 2024 dans la revue “*Plos One*”, accepté et en attente de publication. (*Annexe 4*)
-

Liste des autres publications

- Alberca I**, Astier M, Watelain E, Pradon D, Chénier F, et al. (2021). Approche comparée de l'apprentissage synchrone vs asynchrone de la propulsion en fauteuil roulant manuel. *Science & Sports*. 2021. 36(2):33-41. <https://doi.org/10.1016/j.scispo.2020.04.003>
- Alberca I**, Chénier F, Astier M, Watelain E, Vallier JM, Pradon D, Faupin A. (2022). Sprint performance and force application of tennis players during manual wheelchair propulsion with and without holding a tennis racket. *Plos One*. 17(2):e0263392. <https://doi.org/10.1371/journal.pone.0263392>
- Chénier, F., **Alberca, I.**, Marquis, E., Gagnon, D. H., Faupin, A. (2022). Impact of dribbling on spatiotemporal and kinetic parameters in wheelchair basketball athletes. *Clinical Biomechanics*, 91:105545. <https://doi.org/10.1016/j.clinbiomech.2021.105545>
- Chénier, F., **Alberca, I.**, Faupin, A., Gagnon, D. H. (2022). Interpreting the tilt-and-torsion method to express shoulder joint kinematics. *Clinical Biomechanics*, 92 :105573. <https://doi.org/10.1016/j.clinbiomech.2022.105573>
- Chénier, F., **Alberca, I.**, Gagnon, D. H., Faupin, A. (2022). Impact of sprinting and dribbling on shoulder joint and pushrim kinetics in wheelchair basketball athletes. *Frontiers in Rehabilitation Sciences*, 3. <https://doi.org/10.3389/fresc.2022.863093>
- Bakatchina, S., Weissland, T., Brassart, F., **Alberca, I.**, Vigie, O., Pradon, D., Faupin, A. (2022). Influence of wheelchair type on kinematic parameters in wheelchair rugby. *Frontiers in Sports and Active Living*, 4:861592. <https://doi.org/10.3389/fspor.2022.861592>
- Brassart, F., Faupin, A., Hays, A., Bakatchina, S., **Alberca, I.**, Watelain, E., Weissland, T. (2023). Upper limb cranking asymmetry during a Wingate anaerobic test in wheelchair basketball players. *Scandinavian Journal of Medicine*. 33(8), 1473–1485. <https://doi.org/10.1111/sms.14376>
-

Communications scientifiques

- Alberca I**, Combet M, Astier M, Watelain M, Pradon D, Faupin A. (2018). Apprentissage des propulsions synchrone et asynchrone en fauteuil roulant manuel. *In XIXes journées francophones en activités physiques adaptées (APA)*. Toulon, France.
- Alberca I**, Chénier F, Astier M, Faupin A. (2019). Analyse de l'impact de l'asymétrie lors de la propulsion avec raquette de badminton. *In the 18th ACAPS*. Paris, France. ([Annexe 5](#))
- Alberca I**, Watier B, Chénier F, Vallier JM, Bakatchina S, Brassart F, Faupin A. (2021). Field test using Inertial Measurement Units (IMU) in a high-level wheelchair badminton player - preliminary results. *In the 19th ACAPS*. Montpellier, France. ([Annexe 6](#))
- Alberca I**, Watier B, Chénier F, Faupin A. (2023). Impact of using a racket during wheelchair badminton propulsion. *In the 28th ECSS*. Paris, France. ([Annexe 7](#))
- Alberca I**, Watier B, Chénier F, Faupin A. (2023). Comparison between backward and forward propulsion in wheelchair badminton. *In the 29th International Society of Biomechanics*. Fukuoka, Japan. ([Annexe 8](#))
- Alberca I**, Marsan T, Watier B, Chénier F, Faupin A. (2023). Trunk kinematics in wheelchair badminton: preliminary results. *In the 48th Société de Biomécaniques*. Grenoble, France. ([Annexe 9](#))
-

Liste des figures

Figure 1 : Résumé les principaux résultats de cette étude.

Figure 2 : Figures comparatives entre un fauteuil roulant quotidien (panel a) et un fauteuil roulant de sport (panel b).

Figure 3 : Figure des différences de roues anti-bascule entre un fauteuil roulant de sport (panel b) et un fauteuil roulant de badminton (panel a).

Figure 4 : Figure des différences de hauteur de dossier d'un fauteuil roulant entre un sportif WH1 (panel a) et un sportif WH2 (panel b).

Figure 5 : Découpage d'un cycle de propulsion (adaptée de Vanlandewijck et al., 2001).

Figure 6 : Stratégies de propulsion et de recouvrement (adaptée de Boninger et al., 2002).

Figure 7 : Évolution temporelle de la vitesse du fauteuil roulant et de la force de freinage résultante au cours d'un cycle de propulsion (adaptée de Sauret et al., 2009).

Figure 8 : Représentation des forces appliquées sur la main courante.

Figure 9 : Différents types d'ergomètres à rouleaux.

Figure 10 : Tapis roulant pour FRM (h/p/cosmos saturn® 250/75 r) vu de profil (panel a) et vu de face (panel b).

Figure 11 : Set de marqueurs en accord avec les recommandations de l'ISB.

Figure 12 : Le dispositif SMARTWheel.

Figure 13 : Représentation d'une SMARTWheel et des attaches des dynamomètres (SMARTWheel 2008 Users Guide, 2014).

Figure 14 : Le dispositif IMU, WheelPerf system.

Figure 15 : Illustration du positionnement d'une IMU sur un moyeu de roue de fauteuil roulant.

Figure 16 : Axe adaptable de la SMARTWheel (SmartWheel User's Guide 2014, 2014).

Figure 17 : Identification des pics de synchronisation sur les courbes de forces mesurées pour les roues instrumentées gauche et droite.

Figure 18 : Courbes de forces avec détection automatique et manuelle des cycles de propulsion du fauteuil roulant manuel.

Figure 19 : Figure du test de propulsion avant et arrière.

Figure 20 : Figure du positionnement des centrales inertielle sur le fauteuil roulant (adaptée de la thèse de Florian Brassart, 2023).

Figure 21 : Courbes de vitesse avec les différents événements placés manuellement.

Figure 22 : Exemple de courbe de vitesse de propulsion pour un sprint en propulsion avant et arrière.

Figure 23 : Schématisation de l'organisation des différentes études de cette thèse.

Figure 24 : Analyse par clustering pour variable sur chaque composante principale.

Figure 25 : Exemple de courbes de vitesse entre la capture du mouvement et l'IMU.

Figure 26 : Schéma récapitulatif des principaux résultats de cette thèse.

Liste des tables

Table 1 : Résultats de la comparaison des paramètres physiologiques entre la propulsion avant et la propulsion arrière en fonction de l'étude.

Table 2 : Résultats de la comparaison de la force et des paramètres de techniques de propulsion entre la propulsion avant et la propulsion arrière en fonction de l'étude.

Table 3 : Résultats de la comparaison des paramètres temporels entre WH1 et WH2 en fonction de l'étude.

Table 4 : Définition des différents paramètres techniques mesurés.

Table 5 : Résultats de la comparaison du nombre de coups par paramètre technique entre WH1 et WH2 en fonction de l'étude.

Table 6 : Principaux tests de terrain permettant la sollicitation des capacités aérobiques des sportifs en fauteuil roulant adapté de Gavel et al. (2022).

Table 7 : Principaux tests de terrain permettant la sollicitation des capacités anaérobiques des sportifs en fauteuil roulant adapté de Gavel et al. (2022).

Table 8 : Caractéristiques des participants de l'expérimentation 1.

Table 9 : Description et équations des paramètres de l'étude 1.

Table 10 : Caractéristiques des participants de l'expérimentation 2.

Table 11 : Définitions et descriptions des paramètres de l'expérimentation 2.

Table 12 : Paramètres cinétiques et spatio-temporels selon la condition (avec raquette, sans raquette) et le côté (dominant, non dominant).

Table 13 : Comparaison des paramètres cinétiques et spatio-temporels de la même main dominante avec et sans raquette.

Table 14 : Comparaison des paramètres temporels et cinématiques entre la même main dominante avec et sans raquette pour la propulsion avant (A) et la propulsion arrière (B).

Table 15 : Comparaison des paramètres temporels et cinématiques entre la main dominante avec raquette et celle non dominante sans raquette pour la propulsion avant (A) et la propulsion arrière (B).

Table 16 : Comparaison du delta entre la condition de propulsion avant et la condition de propulsion arrière.

Table 17 : Comparaison des paramètres temporels et cinématiques entre la propulsion avant et la propulsion arrière.

Table 18 : Comparaison des deltas entre sportif WH1 et WH2.

Table 19 : Comparaison des paramètres temporels et cinématiques entre les deux classes (WH1 et WH2) pour la propulsion avant (A) et la propulsion arrière (B).

Table 20 : Résultats de l'analyse par composantes principales et coordonnées de chaque variable dans chaque composant de l'ACP, ainsi que pourcentage de variance.

Table 21 : Table de contingence représentant les pourcentages de WH1 et WH2 dans chaque cluster (en %).

Table 22 : Tableau de contingence représentant les pourcentages de débutants, intermédiaires et avancés dans chaque cluster (en %).

Table 23 : Résumé des résultats des études 1 et 2.

Table 24 : Résumé des résultats de l'analyse complémentaire.

Table 25 : Résumé des résultats de l'étude 3.

Table 26 : Résultats des erreurs quadratiques globales.

Table 27 : Résultats des erreurs quadratiques par vitesses.

Liste des abréviations

ACP	Analyse par Composante Principale	PAv	Propulsion avant
ANOVA	Analyse de la variance	P	Puissance
ANR	Agence Nationale de la Recherche	r	rayon de la roue
AP	Angle de poussée	RMSE	erreur quadratique moyenne
ARC	Arc de cercle	SC	Semi-Circulaire
BWF	Badminton World Federation	STAPS	Sciences et Techniques des Activités Physiques et Sportives
CERSTAPS	Comité d'Éthique pour les Recherches en Sciences et Techniques des Activités Physiques et Sportives	TC	Temps de Cycle
CP1	Composante Principale 1	TP	Temps de Poussée
CP2	Composante Principale 2	TR	Temps de Recouvrement
EM	Efficacité Mécanique	WH1	Fauteuil 1 ou wheelchair 1
ET	écart-type	WH2	Fauteuil 2 ou wheelchair
FEF	Fraction de la Force Efficace		
FFBad	Fédération Française de Badminton		
F_{tan}	Force Tangentielle		
F_{tot}	Force totale		
IMC	Indice de Masse Corporelle		
IMU	Inertial Measurement Units		
IPC	International Paralympic Committee		
ISB	International Society of Biomechanics		
MDIP	Multidisciplinary Digital Publishing Institute		
NS	Non Significatif ou No Significance difference		
p	Valeur de p ou p-value		
PAr	Propulsion arrière		

Table des matières

Introduction générale	1
------------------------------------	----------

Première partie : Cadre théorique.....	3
---	----------

Chapitre I : Le badminton fauteuil	4
---	----------

1.1 Introduction	4
-------------------------------	----------

1.2 Utilisation de la raquette.....	5
--	----------

1.2.1 Effet musculaire	6
------------------------------	---

1.2.2 Implications pratiques	6
------------------------------------	---

1.2.3 Analyse des études	6
--------------------------------	---

1.3 Technique de propulsion.....	6
---	----------

1.3.1 Effet physiologique	7
---------------------------------	---

1.3.2 Effet biomécanique	8
--------------------------------	---

1.3.3 Implications pratiques	10
------------------------------------	----

1.3.4 Analyse des études	10
--------------------------------	----

1.4 Capacités et handicaps	11
---	-----------

1.4.1 Effet temporel	12
----------------------------	----

1.4.2 Effet technique	13
-----------------------------	----

1.4.3 Implications pratiques	15
------------------------------------	----

1.4.4 Analyse des études	16
--------------------------------	----

1.5 Synthèse.....	17
--------------------------	-----------

Chapitre II : Ergonomie du fauteuil roulant de sport.....	19
--	-----------

2.1 Le fauteuil roulant de sport de petit terrain	19
--	-----------

2.2 Le fauteuil roulant de badminton.....	20
--	-----------

2.3 Les réglages du fauteuil roulant de badminton	21
--	-----------

2.3.1 Hauteur du dossier.....	21
-------------------------------	----

2.3.2 Taille des roues	22
------------------------------	----

2.3.3 Angle de carrossage.....	23
--------------------------------	----

2.3.4 Le grip.....	23
--------------------	----

2.4 Synthèse.....	25
--------------------------	-----------

Chapitre III : Analyse de la propulsion du fauteuil roulant 26

3.1	Cinématique.....	26
3.1.1	Cycle de propulsion.....	26
3.1.2	Phase propulsive vs phase de poussée.....	29
3.1.3	Phase de décélération vs phase de recouvrement	30
3.1.4	Paramètres cinématiques et performance.....	31
3.2	Cinétique	32
3.2.1	Forces et moments de forces	32
3.2.2	Paramètres cinétiques et performance.....	33
3.3	Synthèse.....	36

Chapitre IV : Tests de terrain 37

4.1	Capacités aérobies	37
4.2	Capacités anaérobies	40
4.3	Test dans le badminton fauteuil	44
4.4	Synthèse.....	45

Chapitre V : Outils d'évaluation des sportifs en fauteuil roulant 46

5.1	Laboratoire : Ergomètre à rouleaux.....	46
5.1.1	Installation	46
5.1.2	Avantages	47
5.1.3	Limites.....	48
5.2	Laboratoire : tapis roulant	48
5.2.1	Installation	48
5.2.2	Avantages	49
5.2.3	Limites.....	50
5.3	Laboratoire : système de capture du mouvement	50
5.3.1	Installation	51
5.3.2	Avantages	52
5.3.3	Limites.....	52
5.4	SMARTWheel.....	52
5.4.1	Installation	54
5.4.2	Avantages	54
5.4.3	Limites.....	54

5.5	Centrales inertielles	55
5.5.1	Installation	56
5.5.2	Avantages	57
5.5.3	Limites	57
Chapitre VI : Problématiques, objectifs et hypothèses		58
6.1	Questions de recherche.....	58
6.2	Objectifs.....	59
Deuxième partie : Contribution personnelle		61
Chapitre VII : Méthodologie générale		62
7.1	Organisation générale.....	62
7.2	Expérimentation 1.....	62
7.2.1	Éthique	62
7.2.2	Participants	63
7.2.3	Outil de mesures	64
7.2.4	Traitement des données.....	65
7.2.5	Paramètres calculés	67
7.2.6	Traitements statistiques des données	68
7.3	Expérimentation 2	69
7.3.1	Éthique	69
7.3.2	Participants	69
7.3.3	Protocole	71
7.3.4	Outil de mesures	72
7.3.5	Traitement des données.....	73
7.3.6	Paramètres calculés	76
7.3.7	Traitements statistiques des données de l'étude 2.....	78
7.3.8	Traitements statistiques des données de l'analyse complémentaire	79
7.3.9	Traitements statistiques des données de l'étude 3.....	79
Chapitre VIII : Études réalisées.....		81
8.1	Organisation des études.....	81
8.2	Impact de la raquette de badminton.....	82

8.2.1	Étude 1 : Impact de l'utilisation d'une raquette de badminton sur les paramètres spatio-temporels et cinétiques lors d'une propulsion en fauteuil roulant manuelle	84
8.2.2	Étude 2 : Impact de l'utilisation d'une raquette de badminton sur les paramètres spatio-temporels et cinématiques chez des joueurs de badminton fauteuil.	90
8.2.3	Synthèse et lien	98
8.2.3	Synthèse et lien	98
8.3	Impact de la direction de propulsion.....	99
8.3.1	Analyse complémentaire : Influence de la direction de propulsion sur des paramètres temporels et cinématiques en badminton fauteuil.....	100
8.3.2	Synthèse et lien	106
8.3.2	Synthèse et lien	106
8.4	Relation entre la classification et la performance	107
8.4.1	Investigation de l'utilisation de paramètres temporels et cinématiques pour la classification en badminton en fauteuil roulant.	108
<i>Troisième partie : Discussion et conclusion</i>		<i>116</i>
<i>Chapitre VIV : Discussion générale</i>		<i>117</i>
9.1	Impact de la raquette de badminton sur la performance.....	117
9.2	Impact de la direction de propulsion sur la performance.....	120
9.3	Relation entre la classification et la performance	121
9.4	Méthodologie	123
9.5	Limites.....	125
9.6	Perspectives.....	126
9.7	Conclusion	127
9.8	Implications pratiques	130
<i>Références</i>		<i>131</i>
<i>Annexes</i>		<i>152</i>
<i>Remerciements.....</i>		<i>231</i>

Introduction générale

Les origines de cette thèse remontent à ma première année de licence Sciences Techniques des Activités Physiques et Sportives (STAPS), lorsque M. Arnaud Faupin, aujourd'hui mon directeur de thèse, nous a présenté le métier d'enseignant-chercheur. Dès lors, je lui ai fait part de mon désir de suivre cette voie en lui demandant : « Comment puis-je devenir enseignante-chercheuse ? ». C'est ainsi qu'a débuté notre collaboration en 2015, qui a abouti, cinq ans plus tard, à la définition d'un sujet de thèse portant sur les parasports. Cette aventure a également rassemblé mes co-directeurs et a posé les bases d'un projet de 4 ans.

Le parasport est au cœur de nombreuses initiatives visant à promouvoir la santé et à améliorer la qualité de vie des personnes handicapées. Au-delà de ses bénéfices sur le plan physique, elle offre des opportunités d'intégration sociale et de développement personnel, tout en favorisant le bien-être psychologique. Parmi les disciplines adaptées, le badminton en fauteuil roulant s'est affirmé comme un sport accessible, reconnu sur le plan international, et compétitif. Il offre aux personnes présentant des déficiences motrices une alternative avec une adaptation des règles du badminton classique.

Le développement des sports en fauteuil roulant a contribué à rendre le sport plus inclusif, encourageant la participation des athlètes avec différents types de handicaps. Toutefois, ces disciplines ne consistent pas uniquement en une adaptation des règles des sports traditionnels. Elles nécessitent des ajustements spécifiques, tant au niveau de l'équipement, comme les fauteuils roulants, que sur le plan de la gestuelle sportive, de la coordination et des stratégies de déplacement. Ces adaptations sont particulièrement importantes dans des disciplines comme le badminton, où les joueurs doivent faire face à des contraintes de mobilité tout en maniant une raquette et en effectuant des déplacements rapides sur le terrain. Les mouvements explosifs, les changements de direction brusques et la gestion de la propulsion du fauteuil représentent autant de défis pour les sportifs.

Mon projet de recherche s'est plus spécifiquement orienté vers le badminton en fauteuil roulant au cours de la deuxième année de thèse, à la suite d'un changement de sujet et d'une collaboration sous la forme d'une convention CIFRE avec la Fédération Française de Badminton. Le badminton en fauteuil, en raison de ses spécificités techniques et biomécaniques, s'est rapidement imposé comme un terrain d'étude peu exploré et fascinant dans le champ des sciences du sport. Ce sport ne présente pas seulement un intérêt scientifique, mais il représente également un enjeu crucial pour les athlètes eux-mêmes. Durant cette thèse, j'ai eu l'opportunité de suivre de manière approfondie deux sportifs de haut niveau, ce qui m'a permis de mieux comprendre les difficultés rencontrées dans la pratique de cette discipline et les besoins spécifiques des athlètes.

Les contraintes imposées par la propulsion du fauteuil, combinées à l'utilisation de la raquette, créent des défis en termes de performances sportives et de stratégies de jeu. De plus, les règles du badminton en fauteuil sont conçues pour garantir l'équité entre les joueurs, en tenant compte des différences de capacités fonctionnelles des athlètes, introduisant ainsi des catégories spécifiques. Par ailleurs, l'adaptation des dimensions du terrain et l'utilisation d'un fauteuil roulant manuel nécessitent des déplacements et des ajustements ergonomiques propres à cette discipline.

Cette thèse s'inscrit dans un contexte où les recherches sur les disciplines sportives en fauteuil restent limitées, en particulier sur les aspects biomécaniques de ces pratiques. Pourtant, une compréhension approfondie de ces spécificités par le biais de l'analyse biomécanique est cruciale pour mieux répondre aux besoins des athlètes et améliorer potentiellement leur performance.

L'objectif de ce travail est donc de contribuer à une meilleure compréhension des spécificités du badminton fauteuil d'un point de vue biomécanique. En mettant en lumière les enjeux liés aux capacités des sportifs, à la propulsion et à l'utilisation de la raquette, cette recherche vise à étudier la performance sportive des athlètes. Par ailleurs, elle s'inscrit dans une réflexion plus large sur l'optimisation des pratiques sportives pour les personnes en situation de handicap.

Première partie : Cadre théorique

1 Chapitre I : Le badminton fauteuil

Le travail réalisé dans ce premier chapitre de cadre théorique a fait l'objet d'une publication dans le journal "Multidisciplinary Digital Publishing Institute" (MDPI) en 2024. Plusieurs éléments traduits en sont repris dans le chapitre suivant.

Alberca, I., Watier, B., Chénier, F., Brassart, F., & Faupin, A. (2024). Wheelchair badminton: A narrative review of its specificities. MDPI AG. <http://dx.doi.org/10.20944/preprints202401.1100.v1>.



biomechanics



Review

Wheelchair Badminton: A Narrative Review of Its Specificities

Ilona Alberca ^{1,*}, Bruno Watier ^{2,3}, Félix Chénier ^{4,5}, Florian Brassart ¹ and Arnaud Faupin ¹

1.1 Introduction

Le badminton est un sport mondialement populaire dont les bienfaits pour la santé physique et mentale sont reconnus (Cabello-Manrique et al., 2022). Cependant, le badminton classique et ses règles ne permettent pas la participation de personnes ayant un handicap moteur. Le badminton en fauteuil roulant est apparu comme une forme adaptée du sport, facilitant la participation des personnes ayant un handicap moteur, leur permettant ainsi de profiter des avantages du badminton (Hawkins et al., 2014). Le badminton en fauteuil roulant a vu le jour dans les années 1990 lorsque plusieurs sportifs allemands se sont intéressés à l'adaptation des règles du badminton pour personnes valides afin de permettre l'inclusion de personnes handicapées (Janiaczyk, 2015). Ce parasport suit les règles établies et unifiées au niveau mondial par la Badminton World Federation (BWF) et est similaire au badminton pour valides. Le badminton fauteuil français suit notamment ce règlement. Bien qu'il s'agisse d'une discipline relativement récente, le badminton en fauteuil roulant prend sa place sur la scène internationale grâce à son inclusion dans les Jeux paralympiques de Tokyo 2021.

Il existe plusieurs spécificités propres au badminton en fauteuil roulant. Notamment, la raquette utilisée dans cette pratique ne diffère pas de celle du badminton classique et son utilisation constitue la première particularité de cette discipline puisque les sportifs se doivent de propulser leur fauteuil roulant tout en tenant cette raquette. Plusieurs études réalisées dans le tennis fauteuil, une discipline proche du badminton fauteuil, montrent l'impact négatif de l'utilisation d'une raquette de tennis lors de la propulsion du fauteuil roulant (Alberca et al., 2022a ; de Groot et al., 2017 ; V. Goosey-Tolfrey & Moss, 2005). En effet, ces études ont révélé les aspects suivants lors de l'utilisation de la raquette :

- Diminution de la vitesse des sportifs (de Groot et al., 2017 ; V. Goosey-Tolfrey & Moss, 2005).
- Effets négatifs sur la technique de propulsion et risque de blessures aux membres supérieurs en raison du temps plus long nécessaire pour coupler la main et la raquette à la surface de la balle (de Groot et al., 2017).

- Diminution du moment propulsif peut entraîner une modification de l'efficacité de propulsion (Alberca et al., 2022a).
- Dans l'ensemble, ces résultats peuvent indiquer une réduction de la performance des sportifs due à des changements dans leurs paramètres cinétiques et cinématiques lors de l'utilisation d'une raquette de tennis (Alberca et al., 2022a ; de Groot et al., 2017 ; V. Goosey-Tolfrey & Moss, 2005).

Également, contrairement à d'autres parasports en fauteuil roulant, les sportifs de badminton fauteuil ne se déplacent qu'en propulsion avant et arrière avec très peu de mouvements latéraux. La logique interne du sport et les dimensions du terrain imposent de réaliser des sprints alternés entre les deux directions de propulsion de courte distance/durée, mais de haute intensité avec des phases de transition (freinage pour basculer d'un mode de propulsion à l'autre). Ces mouvements constituent la seconde spécificité, propre au badminton fauteuil.

Enfin, la dernière particularité réside dans les classifications en vigueur dans le badminton fauteuil. Le système de classification comprend notamment deux classes de fauteuils roulants dont les caractéristiques se réfèrent aux capacités fonctionnelles et aux handicaps de chaque joueur : fauteuil roulant 1 (WH1) et fauteuil roulant 2 (WH2) (BWF, 2020a ; Janiaczyk, 2015 ; Latino et al., 2018). Bakatchina et al. (2021) ont notamment mis en évidence des différences de performances (vitesse et accélération) existantes entre les différentes classes de rugby fauteuil à l'aide de paramètres biomécaniques.

À la lumière de ces spécificités, l'inclusion d'une analyse biomécanique pourrait améliorer la compréhension du badminton en fauteuil roulant, en particulier en ce qui concerne la performance. Ainsi, cette revue narrative vise à fournir un aperçu biomécanique de la littérature sur le badminton en fauteuil roulant et ses spécificités : l'utilisation d'une raquette, la direction de la propulsion et les capacités des sportifs liées à leur classification. L'objectif est de regrouper et synthétiser les connaissances dans ces domaines d'après les recherches biomécaniques réalisées jusqu'à aujourd'hui.

1.2 Utilisation de la raquette

L'utilisation de la raquette est une particularité du badminton en fauteuil roulant, dont les sportifs ne peuvent se soustraire. Il est donc intéressant d'évaluer l'impact de cette raquette de badminton sur leur propulsion. Bien qu'il ne soit pas possible d'éliminer la raquette de badminton pendant la propulsion, les solutions potentielles comprennent la modification de l'ergonomie de la main courante du fauteuil roulant ou l'ajustement de la prise de la raquette et du manche. En outre, des adaptations de la préparation physique des sportifs pourraient être mises en œuvre pour tenir compte de l'impact de la raquette. Ainsi, une meilleure compréhension de cet outil et de ses implications pourrait conduire à des modifications bénéfiques de la performance des sportifs et contribuer à réduire le risque de blessures. Une courte communication s'est concentrée sur l'impact de la raquette sur les paramètres musculaires pendant la propulsion d'un fauteuil roulant (Fukui et al., 2020). Dans cette courte communication de Fukui et al. (2020), six hommes en bonne santé ont effectué des sprints consécutifs en propulsion avant et arrière sur une distance de 30 cm en utilisant un fauteuil roulant pendant 20 secondes dans deux conditions : avec et sans raquette. Le nombre de sprints, la dureté musculaire du fléchisseur ulnaire du carpe et le taux d'hémoglobine désoxygénée ont été mesurés avant et après chaque

condition à l'aide d'un testeur de dureté musculaire et d'une spectroscopie proche infrarouge (NIRS) (Fukui et al., 2020).

1.2.1 Effet musculaire

Les résultats de la courte communication de Fukui et al. (2020) mettent en évidence que la dureté musculaire du fléchisseur ulnaire du carpe et le taux d'hémoglobine désoxygénée sont plus importants avec la raquette par rapport à la condition sans raquette. Ils ajoutent également que le nombre de sprints effectués en propulsion avec raquette est réduit par rapport à la propulsion sans raquette. Comme il s'agit d'une communication courte, l'explication des résultats est difficile. Néanmoins, ces premiers résultats semblent indiquer que la propulsion avec raquette augmente la charge sur le membre supérieur qui tient la raquette et augmente la fatigue du sportif.

1.2.2 Implications pratiques

Les résultats concernant les effets potentiels de l'utilisation de la raquette sur les muscles impliqués dans la propulsion ne permettent pas d'établir des recommandations, puisqu'ils proviennent de résultats d'une courte communication. Effectivement, compte tenu de la faible population et des résultats préliminaires de cette étude, il est difficile d'obtenir des implications concrètes concernant l'utilisation de la raquette de badminton.

1.2.3 Analyse des études

En examinant le protocole de l'étude de Fukui et al. (2020), qui impliquait des participants novices valides, il est important de noter que les résultats pourraient ne pas s'appliquer pleinement aux sportifs en fauteuil roulant. De plus, avec seulement 6 participants, l'analyse de la variance statistique (ANOVA) pourrait avoir surestimé l'importance des variables mesurées. Il serait donc pertinent d'étudier l'utilisation de la raquette de badminton chez les sportifs en fauteuil roulant, tant pour la propulsion vers l'avant que vers l'arrière. Compte tenu de ces observations, il serait pertinent d'étudier l'utilisation de la raquette de badminton au sein d'une population de sportifs de badminton en fauteuil roulant, à la fois pour la propulsion vers l'avant et vers l'arrière.

1.3 Technique de propulsion

La pratique du badminton en fauteuil roulant et sa logique interne imposent des déplacements spécifiques aux joueurs : les sportifs répètent successivement des propulsions maximales vers l'avant et vers l'arrière. Trois études se sont intéressées à la propulsion arrière dans le but de prévenir les risques de blessures (Linden et al., 1993 ; Mason et al., 2015 ; Salvi et al., 1998). En effet, la propulsion avant étant majoritairement utilisée par les personnes en fauteuil roulant, elle entraîne une surutilisation des membres supérieurs, ce qui peut accentuer le risque de pathologies secondaires telles que les tendinites

ou les syndromes de la coiffe des rotateurs (Linden et al., 1993 ; Mason et al., 2015 ; Salvi et al., 1998). La propulsion arrière a été conçue comme une solution de protection contre la surutilisation de la propulsion avant. Dans le contexte du badminton en fauteuil roulant, l'étude de la propulsion arrière est une nécessité, tant pour la prévention des blessures que pour la performance des sportifs. Dans les études qui s'y sont intéressées, chaque participant devait se propulser pendant 3 minutes à différentes résistances au roulement imposées (Linden et al., 1993 ; Salvi et al., 1998), ou à différentes vitesses sous-maximales imposées (Mason et al., 2015) à l'aide d'un ergomètre à rouleaux, afin de récolter différents paramètres cinétiques et cinématiques. Linden et al. (1993) ont utilisé une installation avec des roues indépendantes et un banc sans dossier, tandis que Salvi et al. (1998) ont utilisé un fauteuil roulant de tous les jours, et Mason et al. (2015) ont utilisé un fauteuil roulant de sport. Mason et al. (2015) ont également intégré l'utilisation d'une roue instrumentée. En plus de ces outils de mesure, des données physiologiques ont été recueillies par calorimétrie indirecte pour Linden et al. (1993), par spirométrie en circuit ouvert pour Salvi et al. (1998), et à l'aide d'un système de respiration pour Mason et al. (2015).

1.3.1 Effet physiologique

Les études de Linden et al. (1993), et Salvi et al. (1998), ont mesuré leurs variables à différentes résistances au roulement imposées, et Mason et al. (2015) à différentes vitesses imposées. Pour faciliter la compréhension des résultats présentés, il sera fait référence à un effet global significatif. L'analyse comparative des paramètres physiologiques obtenus pour la propulsion avant et arrière est présentée dans la Table 1.

Table 1 : Résultats de la comparaison des paramètres physiologiques entre la propulsion avant et la propulsion arrière en fonction de l'étude.

Paramètres physiologiques	Linden et al. 1993	Salvi et al. 1998	Mason et al. 2015
Consommation d'oxygène [L/min ¹ or mL/kg/min ²]	PAv > PAr	PAr > PAv	PAr > PAv
Rapport d'échange respiratoire	NS	/	/
Ventilation pulmonaire [L/min]	PAv > PAr	PAr > PAv	/
Fréquence cardiaque [battement/min]	/	PAr > PAv	PAr > PAv
Lactate sanguin [mmol/L]	/	PAr > PAv	/
Évaluation de l'effort perçu [points]	/	PAr > PAv	/

Avec PAv > PAr : le paramètre mesuré est significativement plus élevé pour la propulsion avant (PAv) par rapport à la propulsion arrière (PAr) ; PAr > PAv : le paramètre mesuré est significativement plus élevé pour la propulsion arrière (PAr) par rapport à la propulsion avant (PAv) ; NS : non significatif ; / : non mesuré par l'étude.

Les résultats des études menées par Mason et al. (2015), et Salvi et al. (1998), indiquent que la propulsion arrière induit des réponses cardiorespiratoires, une intensité globale de l'effort, un stress physiologique, une charge métabolique et une évaluation de l'effort perçu plus élevés en cas de résistance

au roulement ou de vitesses élevées imposées (Mason et al., 2015 ; Salvi et al., 1998). En effet, l'absorption d'oxygène et la fréquence cardiaque augmentent en propulsion arrière (Mason et al., 2015 ; Salvi et al., 1998), ainsi que la ventilation pulmonaire, le taux de lactate sanguin et l'évaluation de l'effort perçu (Salvi et al., 1998). Comme indiqué par Mason et al. (2015), ces résultats peuvent être attribués à une configuration ergonomique du fauteuil roulant qui n'est pas adaptée à la propulsion vers l'arrière. En effet, les sièges des fauteuils roulants sont généralement positionnés de manière à optimiser la propulsion vers l'avant, ce qui pourrait potentiellement augmenter les exigences physiologiques du sportif dans la direction de propulsion opposée.

Cependant, ces résultats sont en contradiction avec les conclusions de Linden et al. (1993). En effet, Linden et al. (1993), notent une augmentation de la consommation d'oxygène et de la ventilation pulmonaire en propulsion avant par rapport à la propulsion arrière, alors que Salvi et al. (1998), et Mason et al. (2015), montrent le contraire. Le protocole utilisé dans l'étude de Linden et al. (1993), peut expliquer ces disparités dans les résultats. En effet, Linden et al. (1993), ont utilisé une configuration dans laquelle un banc sans dossier était placé entre deux roues de fauteuil roulant se déplaçant indépendamment sur un ergomètre pour simuler la propulsion d'un fauteuil roulant au lieu d'utiliser un véritable fauteuil roulant. Cette configuration n'a pas permis de reproduire avec précision les caractéristiques de la propulsion d'un fauteuil roulant. Notamment, le dispositif utilisé par Linden et al. (1993), n'avait pas de dossier. L'absence de dossier aurait pu encourager l'utilisation des extenseurs du dos, qui sont bénéfiques lors de la propulsion arrière, mais peuvent avoir un impact négatif sur la propulsion avant, en particulier à des résistances au roulement ou des vitesses élevées (Mason et al., 2015 ; Salvi et al., 1998). Une expérience aussi éloignée des conditions réelles de propulsion d'un fauteuil roulant peut avoir un impact sur les résultats obtenus.

1.3.2 Effet biomécanique

Trois études ont été menées pour examiner les effets de la direction de la propulsion sur la cinématique et la technique de propulsion avec plusieurs paramètres différents mesurés (Linden et al., 1993 ; Mason et al., 2015 ; Salvi et al., 1998). Comme indiqué précédemment, les études ont mesuré leurs variables à différentes résistances au roulement imposées (Linden et al., 1993 ; Salvi et al., 1998), ou des vitesses (Mason et al., 2015). Pour faciliter la compréhension des résultats, il sera fait référence à un effet global significatif. L'analyse comparative des paramètres techniques de propulsion obtenus pour la propulsion avant et arrière est présentée dans la Table 2.

Table 2 : Résultats de la comparaison de la force et des paramètres techniques de propulsion entre la propulsion avant et la propulsion arrière en fonction de l'étude.

Paramètres de forces et de technique de propulsion	Linden et al. 1993	Salvi et al. 1998	Mason et al. 2015
Travail [J]	/	/	NS
Forces résultantes pic et moyenne [N]	/	/	PAv > PAr
Force tangente moyenne [N]	/	/	PAv > PAr
Forces radiales maximale et moyenne [N]	/	/	PAv > PAr
Force maximale verticale vers le bas [N]	/	/	PAv > PAr
Force minimale verticale vers le bas [N]	/	/	PAr > PAv
Force latérale moyenne [N]	/	/	PAv > PAr
Fraction de force effective [%]	/	/	PAr > PAv
Taux d'augmentation de la force	/	/	PAv > PAr
Fréquence de poussée [poussée/s] ou coups par minute [coup/min]	PAv > PAr	/	NS
Angle de poussée [°]	/	/	PAv > PAr
Temps de poussée [s]	/	/	PAr > PAv
Strike rate [poussée]	/	PAv > PAr	/
Efficacité mécanique	PAr > PAv	/	/
Tour par minute	NS	/	/

Avec PAv > PAr : le paramètre mesuré est significativement plus élevé pour la propulsion avant (PAv) par rapport à la propulsion arrière (PAr) ; PAr > PAv : le paramètre mesuré est significativement plus élevé pour la propulsion arrière (PAr) par rapport à la propulsion avant (PAv) ; NS : non significatif ; / : non mesuré par l'étude.

Les résultats de ces études montrent que la propulsion vers l'arrière entrave l'application de forces suffisantes sur la main courante, ce qui nécessite des ajustements de la cinématique de la technique de propulsion, en particulier lorsque les résistances au roulement ou les vitesses sont élevées (Linden et al., 1993 ; Mason et al., 2015 ; Salvi et al., 1998). En effet, les résultats de l'étude menée par Mason et al. (2015), révèlent une augmentation des forces (forces résultantes maximale et moyenne, force tangentielle moyenne, forces radiales maximale et moyenne, force maximale verticale descendante et force latérale moyenne) générées au niveau de la main courante pendant la propulsion vers l'avant par rapport à la propulsion vers l'arrière, ainsi qu'une augmentation du taux de développement des forces. Il convient de noter que la force verticale descendante minimale est la seule force à présenter une valeur plus élevée en propulsion arrière qu'en propulsion avant, bien qu'elle ne contribue pas de manière significative à la propulsion du fauteuil roulant. En outre, les études ont mis en évidence une augmentation substantielle du temps de poussée (Mason et al., 2015), et une diminution du taux de frappe et de la fréquence de poussée en propulsion arrière par rapport à la propulsion avant, ce qui indique une altération significative de la technique de propulsion dans cette configuration (Linden et al., 1993 ; Salvi et al., 1998). Ces changements pourraient entraîner une diminution des performances

dans un contexte sportif. En effet, il pourrait être difficile d'atteindre des vitesses maximales si les forces requises pour propulser le fauteuil roulant ne sont pas suffisamment appliquées.

Cependant, il est important de noter que Linden et al. (1993), ont observé une augmentation de l'efficacité mécanique en propulsion arrière par rapport à la propulsion avant, ce qui indique une augmentation de l'efficacité de la propulsion. Comme mentionné dans la section précédente, ce résultat doit être interprété avec prudence, car le protocole expérimental s'écarte considérablement des conditions écologiques, ce qui peut avoir un impact potentiel sur les résultats obtenus. Il convient également de noter que Mason et al. (2015), ont trouvé une fraction de force effective plus élevée dans la propulsion arrière que dans la propulsion avant, contrairement à leurs conclusions précédentes. Les auteurs expliquent que cette augmentation de la fraction de force effective peut résulter d'une modification de la technique de préhension, caractérisée par une approche plus lente et plus étendue, renforcée par une augmentation de la force verticale vers le bas (Mason et al., 2015). Cela suggère que moins de force a été « gaspillée » durant la propulsion arrière, bien que cela n'implique pas nécessairement une plus grande efficacité par rapport à la propulsion vers l'avant (Mason et al., 2015).

1.3.3 Implications pratiques

Les premières conclusions de cette section indiquent que la propulsion arrière induit des réponses cardiorespiratoires plus élevées, une intensité globale de l'effort, un stress physiologique, une charge métabolique et une évaluation de l'effort perçu, en particulier lorsque la résistance au roulement ou les vitesses imposées sont élevées. Compte tenu de ces résultats, l'incorporation d'un renforcement musculaire ciblé pour les principaux groupes musculaires impliqués dans les phases de propulsion vers l'arrière pourrait potentiellement atténuer les effets physiologiques négatifs associés à cette direction de propulsion.

Les conclusions de ces études révèlent que la propulsion vers l'arrière pose des problèmes pour générer des forces suffisantes sur la main courante, ce qui nécessite des ajustements de la technique de propulsion, en particulier à des résistances au roulement ou des vitesses élevées (Linden et al., 1993 ; Mason et al., 2015 ; Salvi et al., 1998). Cela souligne l'importance d'adapter l'ergonomie des fauteuils roulants, en particulier le siège, pour permettre la propulsion vers l'avant et vers l'arrière. Un siège plus orienté vers l'arrière pourrait potentiellement minimiser les altérations de la technique de propulsion pendant la propulsion vers l'arrière. En outre, l'identification des difficultés individuelles liées à la propulsion vers l'arrière pourrait ouvrir la voie à un ajustement stratégique du positionnement du sportif sur le terrain afin de résoudre efficacement ces problèmes. En effet, un positionnement légèrement plus centré sur l'arrière du terrain pourrait être recommandé pour résoudre de manière proactive les problèmes liés à la propulsion arrière.

1.3.4 Analyse des études

Pour mieux comprendre les résultats des trois études, il est important de mieux comprendre le protocole de ces études (Linden et al., 1993 ; Mason et al., 2015 ; Salvi et al., 1998). Le protocole de

Linden et al. (1993), diffère considérablement de conditions écologiques et des études menées par Salvi et al. (1998), et Mason et al. (2015), comme vu dans les sections précédentes. En effet, Linden et al. (1993), ont utilisé une configuration dans laquelle un banc sans dossier était placé entre deux roues de fauteuil roulant indépendantes sur un ergomètre pour simuler la propulsion d'un fauteuil roulant au lieu d'utiliser un véritable fauteuil roulant. Cette configuration n'a pas permis de reproduire fidèlement les caractéristiques de la propulsion d'un fauteuil roulant (Linden et al., 1993). Il est également pertinent d'examiner les protocoles des études de Mason et al. (2015), et Salvi et al. (1998). En effet, ces deux études ont été menées sur une population de sujets valides afin d'éviter tout biais d'apprentissage inhérent à la propulsion vers l'avant. Étant donné que le niveau de déficience influence la performance des sportifs, les résultats de ces études ne sont pas entièrement généralisables à une population experte présentant des déficiences motrices (Mason et al., 2015 ; Salvi et al., 1998). Également, l'utilisation d'un ergomètre à rouleaux dans les deux études neutralise la résistance au roulement des roues avant et peut potentiellement sous-estimer certaines variables telles que la puissance ou la consommation d'oxygène (Bakatchina et al., 2021 ; Linden et al., 1993 ; Mason et al., 2015 ; Salvi et al., 1998). D'autre part, Mason et al. (2015), ont couplé l'utilisation d'un ergomètre à rouleaux avec une SMARTWheel, augmentant ainsi le poids total du fauteuil roulant, ce qui peut également modifier la résistance au roulement du fauteuil roulant et avoir un impact sur les résultats obtenus. Il serait intéressant de mener des études sur une population de joueurs de badminton en fauteuil roulant dans des conditions écologiques afin de mieux comprendre l'impact des directions de propulsion sur la performance de ces sportifs.

1.4 Capacités et handicaps

La classification des sports dans le domaine du handicap est cruciale et a pour but d'égaliser les chances et donc de créer des compétitions plus équitables pour tous. Étant donné que le handicap d'un joueur limite sa capacité à pratiquer un sport, cette limitation doit être reconnue et nécessite donc une classification (Vanlandewijck et al., 2004). La classification du badminton en fauteuil roulant a été créée par la BWF pour répondre aux exigences du Code de classification des sportifs 2015 de l'International Paralympic Committee (IPC) et aux normes internationales. La FFBad suit cette classification internationale et l'applique de manière nationale. Le système est très inclusif puisqu'il permet aux personnes souffrant de divers handicaps de pratiquer le badminton en fauteuil roulant. Les sportifs souffrant d'un handicap moteur et utilisant un fauteuil roulant dans leur vie quotidienne peuvent être classés en deux catégories : fauteuil roulant 1 (WH1) et fauteuil roulant 2 (WH2). La classe WH1 correspond aux utilisateurs de fauteuils roulants manuels présentant une paralysie abdominale et des membres inférieurs, tandis que la classe WH2 correspond aux utilisateurs présentant des capacités abdominales mais une paralysie des membres inférieurs avec une sensation partielle et qui peuvent parfois se déplacer en position verticale à l'aide de béquilles ou de prothèses, mais ne pratiquent le sport qu'en fauteuil roulant (BWF, 2020 ; Janiaczyk, 2015 ; Latino et al., 2018).

Afin de déterminer la classe de chaque sportif, le processus de classification consiste à déterminer l'admissibilité de la personne concernée en fonction d'un handicap éligible et d'un niveau de handicap minimal, tel que décrit dans la BWF (BWF, 2020). Une fois cette étape effectuée, le sportif est affecté à sa classification en fonction d'une évaluation technique et physique basée sur un test musculaire

(Clarkson, 2000) et/ou un test de mobilité articulaire (Clarkson, 2000). Le score American Spinal Injury Association doit être utilisé dans le cas de sportifs avec une lésion de la moelle épinière (Maynard et al., 1997) (BWF, 2020). Enfin, après l'évaluation physique, une évaluation technique est réalisée au cours d'un tournoi et ou d'un match d'entraînement durant lequel les évaluateurs sont invités à identifier et confirmer les profils suivants :

- WH1 : "Les joueurs font preuve d'une limitation fonctionnelle basée sur la puissance musculaire et l'amplitude des mouvements du tronc et éventuellement des membres supérieurs au cours d'un match ou d'une séance d'entraînement" (BWF, 2020).
- WH2 : "Les joueurs ont une limitation fonctionnelle basée sur une puissance musculaire ou une amplitude de mouvement limitée, nécessitant l'utilisation d'aides à la marche. Un déplacement du centre de gravité peut entraîner une perte d'équilibre, par exemple lors d'une tentative de pivotement ou d'arrêt et de démarrage." (BWF, 2020).

Cette dernière évaluation peut inclure une évaluation de la capacité du joueur à effectuer des tâches et activités spécifiques qui font partie du badminton fauteuil (BWF, 2020).

À l'issue de cette éligibilité, des évaluations technique et physique en condition de terrain, les sportifs se voient officiellement classifiés WH1 ou WH2.

La différenciation entre les deux catégories d'utilisateurs de fauteuils roulants réside dans leurs capacités. Les capacités des sportifs selon leur classification ont été étudiées à travers les aspects temporels et techniques dans deux études différentes, qui sont deux caractéristiques importantes de la performance des sportifs (Mota Ribeiro & de Almeida, 2020 ; Strapasson, 2021). Ces deux études ont analysé les variables techniques et temporelles par le biais de l'analyse vidéo des matchs (Mota Ribeiro & de Almeida, 2020 ; Strapasson, 2021). 25 matchs de l'épreuve masculine en simple disputés lors du Championnat brésilien de parabadminton 2018 ont été filmés (WH1 : n = 10 ; WH2 : n = 15), pour l'étude de Mota Roibeiro & de Almeida (2020), et 20 matchs de la catégorie simple homme du 11e Championnat du monde de parabadminton en Corée du Sud (2017), ont été analysés pour l'étude de Strapasson (2021).

1.4.1 Effet temporel

Les paramètres temporels suivants ont été mesurés dans les deux études (Mota Ribeiro & de Almeida, 2020 ; Strapasson, 2021) :

- Temps de jeu total : temps écoulé entre le premier service de jeu et le dernier point du jeu.
- Temps de rallye : temps écoulé entre le contact avec le volant pendant le service et la fin du point.
- Temps effectif : temps correspondant à la somme des rallyes.
- Densité de travail : rapport entre le temps effectif et le temps de repos
- Charge de travail : rapport entre le temps de jeu total et le temps effectif, qui indique la relation de travail pendant le match. Plus la valeur est faible, plus l'intensité du jeu est élevée.

La comparaison de ces paramètres temporels entre les classes, en fonction de l'étude considérée, est présentée dans la Table 3.

Table 3 : Résultats de la comparaison des paramètres temporels entre WH1 et WH2 en fonction de l'étude.

Paramètres temporels	Strapasson (2021)	<i>p</i>	ES	Mota Ribeiro & Almeida (2020)	<i>p</i>	ES
Temps total de jeu [s]	/	/	/	WH2 > WH1	0,037	0,44
Temps de rally [s]	WH2 > WH1	0,05	0,2	NS	0,073	0,38
Temps effectif [s]	/	/	/	WH2 > WH1	0,009	0,53
Temps de repos [s]	WH2 < WH1	< 0,001	0,1	WH2 < WH1	0,026	0,23
Densité de travail	/	/	/	WH2 > WH1	0,009	0,48
Charge de travail	/	/	/	WH2 > WH1	0,030	0,56

Avec WH2>WH1 : le paramètre mesuré est significativement plus élevé pour la classe WH2 par rapport à la classe WH1 ; WH2 < WH1 : le paramètre mesuré est significativement plus élevé pour la classe WH1 par rapport à la classe WH2 ; NS : non significatif ; / : non mesuré par l'étude ; *p* : valeur *p* ; ES : taille de l'effet.

D'un point de vue temporel, les études démontrent que les matchs impliquant des sportifs WH2 sont plus intenses (temps total de jeu, effectif, repos, densité et charge de travail), que ceux impliquant des sportifs WH1 (Mota Ribeiro & de Almeida, 2020 ; Strapasson, 2021). Comme le proposent Strapasson et al. (2021), le temps de repos prolongé des sportifs de la catégorie WH1 peut s'expliquer par un nombre de frappes réduit et exécuté à un rythme plus rapide, une diminution de la durée de l'échange et une augmentation du temps nécessaire pour récupérer les volants au sol. Ainsi, les limitations de la mobilité du tronc chez les sportifs WH1 semblent avoir un impact direct sur la dynamique des matchs de badminton (Strapasson, 2021).

1.4.2 Effet technique

Les études ont mesuré plusieurs paramètres techniques définis dans la Table 4.

Table 4 : Définition des différents paramètres techniques mesurés.

Paramètres techniques	Définitions
Nombre de coups total (CT)	Nombre total de coups réalisés au cours d'un match
Fréquence de coups (F_{coup}) [coup/s]	Nombre de coups réalisés par seconde
Clear (C)	Coup au milieu du terrain exécuté au-dessus du filet avec une trajectoire haute visant le fond du terrain adverse
Drive (D)	Coup vigoureux et dynamique exécuté au milieu du terrain, traversant le filet avec une trajectoire horizontale, visant le milieu du terrain adverse
Drop shot (DS)	Coup à trajectoire courbée utilisé près du filet, visant le terrain avant de l'adversaire
Lob (L)	Coup exécuté près du filet, envoyant le volant au-dessus de la tête de l'adversaire et vers le fond du terrain, permettant au joueur de revenir au milieu du terrain

Net-shot (NtS)	Coup exécuté près et sous le filet, destiné à jouer près du filet, ' l'avant du terrain de l'adversaire
Smash (S)	Exécuté ' l'arrière du terrain, ce coup est une frappe puissante vers le bas, frappée à plat au-dessus de la tête de l'adversaire pour tenter de marquer le point
Block (B)	Coup exécuté du milieu du terrain en réponse à un tir rapide, visant à ralentir la vitesse du volant et à le faire atterrir dans la zone avant de l'adversaire
Net-lift (NL)	Coup exécuté au filet et dirigé vers le fond du terrain, nécessitant une hauteur suffisante pour passer efficacement au-dessus de l'adversaire
Service coup droit court (SDC)	Service court effectué avec la raquette alors que le dos de la main est tourné vers le volant
Service coup droit long (SDL)	Service long effectué avec la raquette alors que le dos de la main est tourné vers le volant
Service revers court (SRC)	Service court effectué avec la raquette alors que le devant de la main est tourné vers le volant
Service revers long (SRL)	Service long effectué avec la raquette alors que le devant de la main est tourné vers le volant
Nombre de services total (ST)	Nombre total de services exécutés pendant un match
Point gagnant (PG)	Nombre total de points remportés par une attaque agressive du sportif ayant provoqué l'erreur de l'adversaire sous pression
Faute directe (FD)	Nombre total de fautes hors des limites du terrain et du filet lorsque le joueur n'est pas sous une pression excessive de l'adversaire et a la possibilité de coups efficaces pour remporter le point

En badminton fauteuil, les coups tels que le drive et le smash sont considérés comme des coups agressifs et offensifs. À l'inverse, les coups tels que le bloc et le dégagement sont considérés comme défensifs. La comparaison des paramètres techniques entre les classes, en fonction de l'étude considérée, est présentée dans la Table 5.

Table 5 : Résultats de la comparaison du nombre de coups par paramètre technique entre WH1 et WH2 en fonction de l'étude.

Paramètres techniques	Strapasson (2021)	<i>p</i>	ES	Mota Ribeiro & de Almeida (2020)	<i>p</i>	ES
CT	WH2 > WH1	<0,001	0,4	WH2 > WH1	0,007	0,54
F_{coup} [coup/s]	/	/	/	NS	0,705	0,08
C	WH2 > WH1	<0,001	0,3	NS	0,112	0,34
D	WH2 > WH1	<0,001	1,3	WH2 > WH1	0,053	0,40
DS	WH2 > WH1	<0,001	0,4	NS	0,155	0,30
L	WH2 > WH1	<0,001	0,5	/	/	/
NtS	WH2 > WH1	<0,001	0,5	WH2 > WH1	<0,001	0,68
S	WH2 > WH1	<0,001	0,8	WH2 > WH1	<0,001	0,77
B	/	/	/	WH2 > WH1	<0,001	0,67
NL	/	/	/	NS	0,077	0,38
SDC	WH2 > WH1	<0,001	0,5	NS	0,958	0,01
SDL	WH1 > WH2	<0,001	0,6	NS	0,388	0,20
SRC	WH2 > WH1	<0,001	0,5	NS	0,876	0,03

SRL	WH1 > WH2	0,037	0,3	NS	0,141	0,32
ST	/	/	/	WH2 > WH1	0,009	0,53
PG	/	/	/	NS	0,933	0,02
FD	/	/	/	WH2 > WH1	<0,001	0,64

WH2>WH1 : le paramètre mesuré est significativement plus élevé pour la classe WH2 par rapport à la classe WH1 ; WH1>WH2 : le paramètre mesuré est significativement plus élevé pour la classe WH1 par rapport à la classe WH2 ; NS : non significatif ; / : non mesuré par l'étude ; p : valeur p ; ES : taille de l'effet.

Parmi le grand nombre de paramètres techniques mesurés, il semble que les sportifs WH2 utilisent des coups plus agressifs (tir au filet, drive et smash), que les sportifs WH1 et exécutent plus de coups au total que les joueurs WH1 (Mota Ribeiro & de Almeida, 2020 ; Strapasson, 2021). Étant donné que les sportifs WH2 disposent de plus de temps effectif que les sportifs WH1, il est possible de supposer que cela explique leur plus grand nombre de coups totaux. Quant aux frappes, aux smashes et aux net-lift, ils nécessitent soit une flexion importante du tronc vers l'avant, soit une extension vers l'arrière. On peut en déduire que l'instabilité du tronc des sportifs WH1 limite leur capacité à exécuter des coups qui exigent un plus grand contrôle postural.

Cependant, la variabilité des résultats relatifs aux paramètres techniques entre les différentes études est évidente, malgré la similitude des paramètres étudiés. Ces divergences peuvent être attribuées aux différences dans le nombre de matchs analysés. Par exemple, Strapasson (2021), a examiné 20 matchs, tandis que Mota Ribeiro & Almeida (2020), en ont examiné 25. De plus, l'hétérogénéité des niveaux des joueurs, allant de niveaux internationaux à nationaux, dans les différentes études pourrait potentiellement contribuer aux disparités observées. Compte tenu de ces variations, établir des caractéristiques techniques définitives propres aux classifications des sportifs apparaît complexe.

1.4.3 Implications pratiques

Les résultats des sections précédentes suggèrent que les sportifs de la classification WH2 jouent des matchs plus intenses que ceux de la catégorie WH1. Cette observation devrait être prise en considération, en particulier dans la planification des séances d'entraînement. Il pourrait être nécessaire de proposer des séances moins intenses aux sportifs de la classification WH1 comparativement aux sportifs de la classification WH2, afin d'éviter une fatigue précoce. Des périodes de repos plus longues ou plus régulières pourraient également être envisagées.

En ce qui concerne le nombre plus élevé de coups agressifs exécutés par les sportifs WH2 par rapport aux sportifs WH1, des stratégies de positionnement sur le court pourraient être envisagées, en tenant compte des spécificités techniques des sportifs, en particulier en double. En effet, il serait intéressant d'adapter la position des sportifs sur le terrain pour favoriser l'attaque de WH2 et la défense de WH1. De plus, des stratégies de jeu pourraient être élaborées sur le principe de l'attaque par les sportifs WH2 et de la défense par les sportifs WH1. Ces spécificités doivent être prises en compte lors de l'entraînement des sportifs afin de leur offrir quelque chose qui corresponde parfaitement à leurs besoins.

1.4.4 Analyse des études

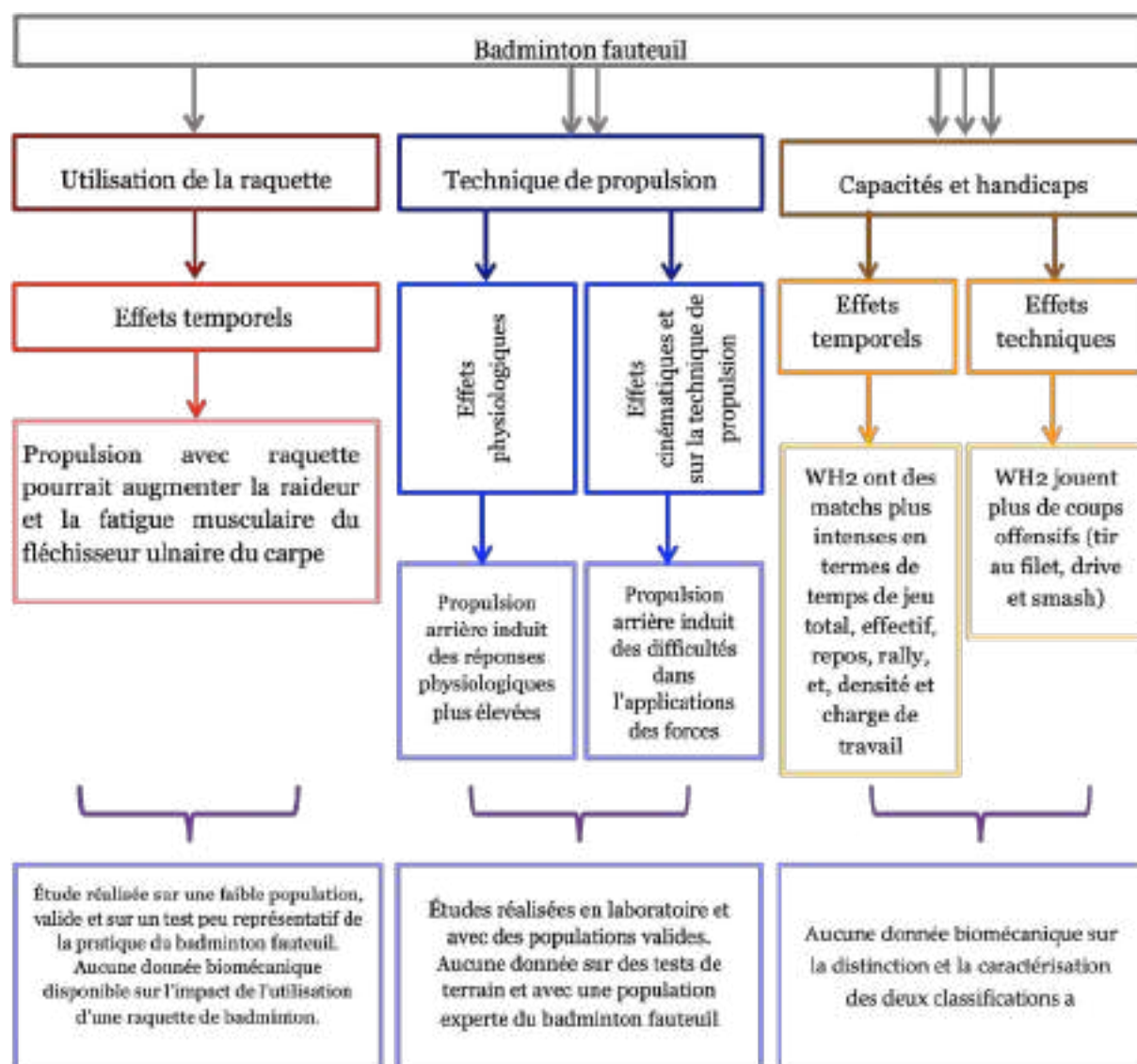
Pour mieux comprendre les résultats présentés dans cette section, il est également essentiel de mieux comprendre les protocoles d'étude. En effet, les deux études citées s'appuient sur une technique d'analyse vidéo avec des critères variables (Mota Ribeiro & de Almeida, 2020 ; Strapasson, 2021). Tout d'abord, le nombre de matchs analysés semble avoir été choisi au hasard dans les deux études. Alors que dans l'étude de Mota Ribeiro & de Almeida (Mota Ribeiro & de Almeida, 2020), le nombre de matchs analysés par classe est spécifié, Strapasson (Strapasson, 2021) ne le mentionne pas, ce qui peut indiquer une disparité dans les correspondances observées pour l'une des deux catégories et influencer les résultats obtenus. En outre, le processus d'inclusion et d'exclusion des correspondances analysées est détaillé dans l'étude de Mota Ribeiro & Almeida (2020), mais absent de l'étude de Strapasson (2021), ce qui peut suggérer des différences dans les correspondances analysées et influencer les résultats obtenus. Enfin, bien que des tests de fiabilité aient été effectués dans les deux études pour valider l'analyse des correspondances par un seul examinateur, le contrôle par un deuxième examinateur aurait pu renforcer les résultats obtenus dans les deux études (Mota Ribeiro & de Almeida, 2020 ; Strapasson, 2021). Ces particularités dans les protocoles d'étude doivent être prises en compte lors de l'interprétation des résultats. Les études basées sur la mesure des variables biomécaniques pourraient être bénéfiques à la fois pour la standardisation des protocoles de test et pour la recherche de données qui pourraient améliorer la compréhension du badminton en fauteuil roulant.

1.5 Synthèse

Le badminton en fauteuil roulant est une forme adaptée du badminton classique, offrant aux personnes ayant un handicap moteur une opportunité de participer et de bénéficier des avantages de cette pratique, avec une reconnaissance internationale croissante depuis son inclusion aux Jeux paralympiques de Tokyo 2021. Plusieurs spécificités existent dans ce sport : la classification, le type de déplacement et l'utilisation d'une raquette de badminton.

Il a été constaté que le badminton en fauteuil et ses spécificités demeurent largement sous-étudiés dans le domaine de la recherche. Bien que quelques études existantes aient révélé des points importants, elles soulignent également le besoin d'investigations futures approfondies. Par exemple, bien que les différences de performance soit apparentent entre les deux classifications, aucune donnée biomécanique n'est disponible pour caractériser ces deux classes. De plus, bien que l'effet négatif de la propulsion arrière ait été démontré, il a principalement été observé chez des participants valides novices, soulevant ainsi des interrogations spécifiques pour les joueurs de badminton en fauteuil. En outre, les tests réalisés sur des participants valides suggèrent un potentiel impact négatif de l'utilisation de la raquette de badminton au niveau musculaire entraînant une fatigue, mais son influence sur les joueurs de badminton en fauteuil reste à élucider. La Figure 1 synthétise les résultats de ce premier chapitre.

Figure 1 : Résumé des principaux résultats de cette étude.



Après cette première partie consacrée à l'examen des connaissances scientifiques sur les spécificités du badminton en fauteuil, l'intérêt sera porté plus précisément sur le fauteuil des joueurs, en mettant l'accent sur son ergonomie. En effet, les différentes spécificités du badminton fauteuil doivent être prises en compte dans l'ergonomie du fauteuil roulant pour que celui-ci soit optimisé pour la pratique considérée.

2 Chapitre II : Ergonomie du fauteuil roulant de sport

2.1 Le fauteuil roulant de sport de petit terrain

Le développement du fauteuil roulant, tel que nous le connaissons aujourd'hui, a commencé au début du XVIII^e siècle. Les premiers modèles s'apparentaient à des fauteuils équipés de deux grandes roues en bois à l'avant et d'une roulette à l'arrière pour l'équilibre (Kumar, 2003). Ces premiers fauteuils étaient ornés, lourds, difficiles à manipuler et offraient peu d'indépendance. À la suite de la Première Guerre mondiale, de nombreux jeunes Américains sont devenus handicapés et se sont vu attribuer des fauteuils roulants extrêmement lourds et peu pratiques pour leur mobilité (Kumar, 2003). Il a fallu attendre la Seconde Guerre mondiale pour voir apparaître des développements permettant à de nombreux vétérans atteints de lésions de la moelle épinière de vivre de manière indépendante pour la première fois (Kumar, 2003 ; Stewart & Watson, 2020). Notamment, peu de temps après la Seconde Guerre mondiale, Sir Ludwig Guttmann et ses collègues ont initié les sports en fauteuil roulant en tant qu'outil de réadaptation à l'hôpital de Stoke Mandeville en Angleterre, ce qui a permis de développer les recherches autour de l'ergonomie du fauteuil roulant et l'émergence des fauteuils roulants de sport (Cooper, 1998).

Le fauteuil roulant de sport a notamment subi d'importantes transformations au fil des années, particulièrement dans les sports de petit terrain, tels que le badminton en fauteuil (Cooper, 1996 ; Mason, 2011 ; Mason et al., 2013 ; Perret, 2017). Ces évolutions ont été rendues possibles grâce à l'amélioration générale des performances des sportifs, soutenue par les avancées scientifiques (Mason et al., 2013). Aujourd'hui, les fauteuils roulants de sport de petit terrain, comme illustré en Figure 2, se composent de deux grandes roues motrices de 24 à 27 pouces, à démontage rapide et, avec une pression comprise entre 7,5 et 8,2 bars (Astier, 2019 ; Laferrier et al., 2012). Ces roues arrière sont fixées au fauteuil roulant sur le cadre du fauteuil roulant qui est rigide dans le cas de fauteuil roulant de sport (Astier, 2019). Les fauteuils roulants de sport se distinguent des fauteuils roulants classiques par plusieurs caractéristiques, notamment un angle de carrossage et des grandes roues motrices plus importants, ainsi que l'ajout de petites roues anti-bascule à l'arrière. Les roues anti-bascules sont notamment d'un diamètre moyen de 2 pouces (Laferrier et al., 2012). La Figure 2 illustre ces différences entre les deux types de fauteuils et présente les divers composants d'un fauteuil roulant de sport ou classique (Brassart et al., 2023).

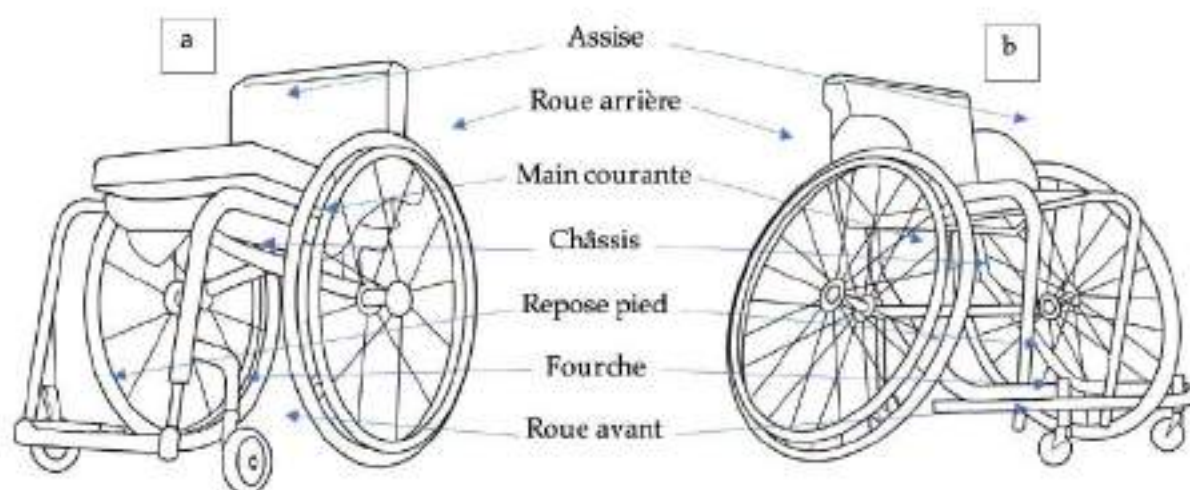


Figure 2 : Figures comparatives entre un fauteuil roulant quotidien (panel a) et un fauteuil roulant de sport (panel b).

Ces composants représentent les ajustements sur lesquels les sportifs peuvent travailler pour optimiser leurs performances. En effet, la mobilité et la performance des sportifs en fauteuil roulant sont fortement influencées par divers paramètres tels que les mesures anthropométriques, le niveau de lésion, les capacités physiques, l'habileté et la force du sportif, ainsi que l'ergonomie du fauteuil roulant lui-même (Astier, 2019 ; Mason, 2011). Il est donc essentiel que le fauteuil roulant et ses réglages soient optimisés en fonction des caractéristiques spécifiques du sportif (Astier, 2019). De plus, le fauteuil doit répondre aux exigences propres à la pratique sportive et à sa logique interne pour permettre l'optimisation de la performance des sportifs.

2.2 Le fauteuil roulant de badminton

Dans le cas du badminton en fauteuil, la réglementation concernant le fauteuil reste succincte et précise uniquement les points suivants (BWF, 2020a) :

- Il est permis d'équiper le fauteuil roulant de petites roues anti-bascule dépassant les grandes roues.
- Le fauteuil roulant ne peut pas être équipé de dispositifs électriques pouvant faciliter le mouvement ou les changements de direction.
- Il est permis aux sportifs de s'attacher au fauteuil roulant au niveau de la taille, des cuisses, ou des deux.
- Les pieds des sportifs doivent être fixés au fauteuil roulant.

Ainsi, le fauteuil roulant de badminton est en pratique très similaire à un fauteuil roulant de tennis ou de basket. La principale différence réside dans la position de la roue anti-bascule arrière qui dépasse les grandes roues pour permettre la propulsion arrière sans risque de chute (Figure 3). Ce paramètre est fixe et déterminé au moment de la conception du fauteuil roulant. Il ne s'agit donc pas d'un élément réglable pour les sportifs de badminton fauteuil.

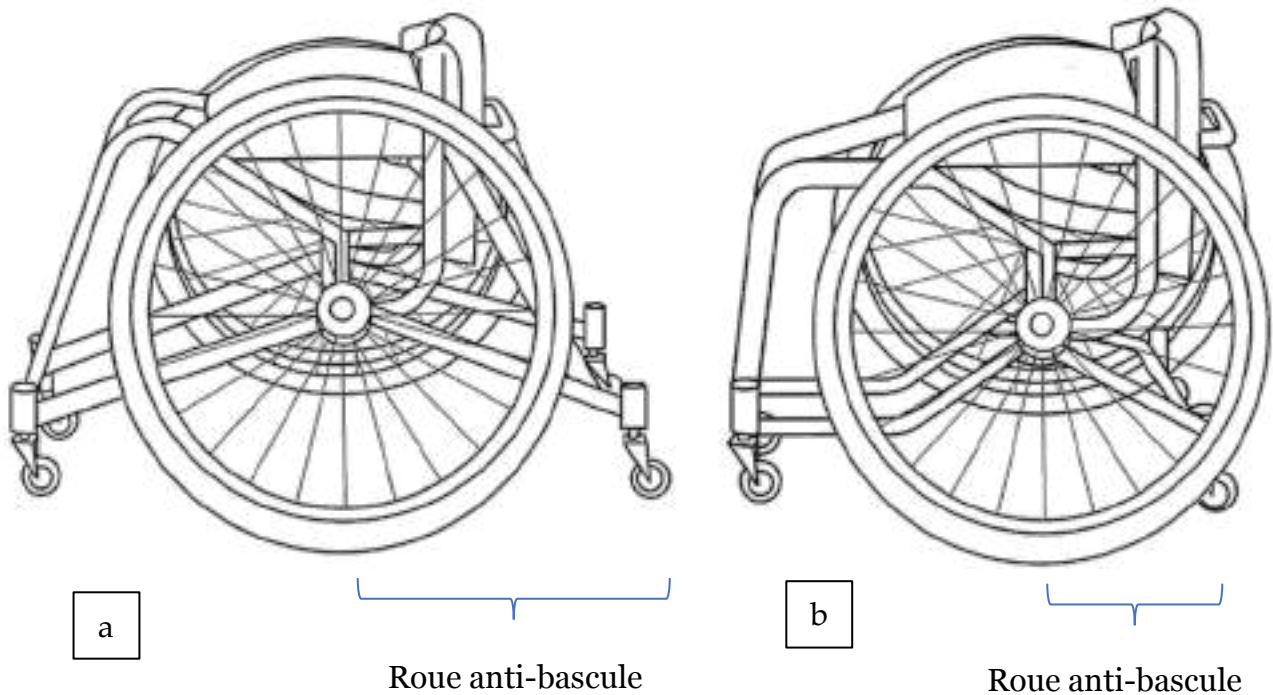


Figure 3 : Figure des différences de roues anti-basculé entre un fauteuil roulant de sport (panel b) et un fauteuil roulant de badminton (panel a).

Comme abordé précédemment, il est crucial que le fauteuil du sportif soit adapté aux particularités de la pratique et, dans le cas du badminton fauteuil, il s'agit notamment de la classification, de l'alternance de propulsions avant et arrière, ainsi que de l'utilisation de la raquette lors de la propulsion du fauteuil roulant de badminton. Aucune étude à notre connaissance n'a mis en évidence les principaux aspects de l'ergonomie du badminton fauteuil à modifier afin d'optimiser la performance de l'utilisateur. Cependant, afin de répondre aux spécificités du badminton fauteuil et après observation des joueurs, deux réglages ont été identifiés comme cruciaux pour les sportifs : l'assise et les roues du fauteuil. L'assise comprend la hauteur de l'assise, la hauteur du dossier et la position antéro-postérieure de l'assise, et les roues comprennent la taille des roues, l'angle de carrossage et le grip entre la main et la main courante.

2.3 Les réglages du fauteuil roulant de badminton

2.3.1 Hauteur du dossier

Les joueurs classifiés WH1 tendent à avoir un dossier plus élevé que les joueurs WH2. Le contrôle postural du tronc et les mouvements du tronc sont cruciaux pour stabiliser le corps et générer la force musculaire pendant la propulsion du fauteuil roulant (Vanlandewijck et al., 2001 ; Santos et al., 2014). Une stabilité accrue du tronc facilite et sécurise le transfert des forces appliquées le long du corps, améliorant ainsi l'action musculaire et réduisant la charge articulaire (Kelly et al., 2018). Plusieurs études soulignent l'importance du contrôle volontaire du tronc dans la propulsion en fauteuil roulant (Guo et al., 2003, 2006 ; Yang et al., 2006, 2009 ; Gagnon et al., 2009).

Les personnes avec des lésions de la moelle épinière thoracique et cervicale souffrent souvent d'instabilité du tronc due à une déficience motrice et/ou sensorielle des muscles du tronc, ce qui altère leur équilibre assis (Hobson et al., 1992 ; Janssen-Potten et al., 2001 ; Fife et al., 1991 ; Kamper et al., 1999 ; Do et al., 1985 ; Janssen-Potten et al., 2000 ; Seelen et al., 1997, 1998 ; McClenaghan, 1989 ; Curtis et al., 1995 ; Bernard et al., 1994 ; Chen et al., 2003 ; Grangeron et al., 2013). Pour ces individus, l'utilisation d'un dossier est importante, car la stabilité fournie par un système d'assise est liée à la performance de mobilité (Presperin Pedersen et al., 2020). Le dossier joue également un rôle crucial en assurant la stabilité lors des mouvements en arrière, tels que les coups francs, comme observé dans le tennis en fauteuil roulant (Rietveld et al., 2021).

La distinction entre les dossiers des sportifs WH1 et WH2 réside dans la stabilité dynamique en position assise des sportifs, liée à la hauteur de la lésion de la moelle épinière thoracique (Chen et al., 2003). Il est donc plausible que les sportifs WH1, ayant une lésion plus haute, aient besoin d'un dossier plus élevé que les WH2. La Figure 4 illustre les différentes configurations de dossier examinées.

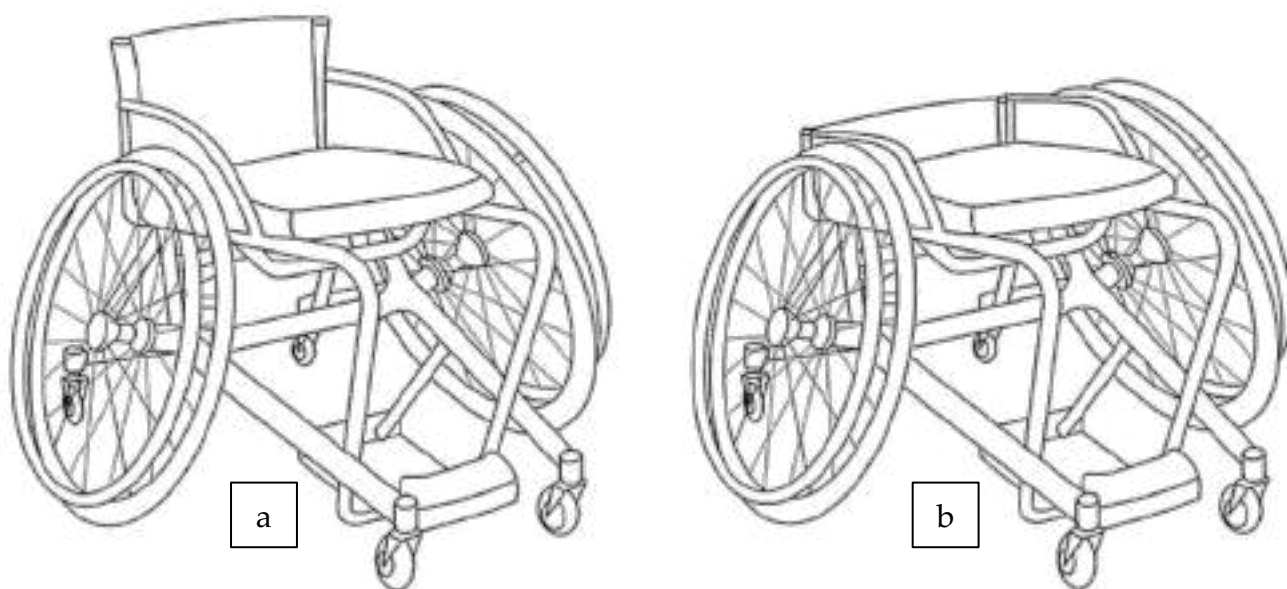


Figure 4 : Figure des différences de hauteur de dossier d'un fauteuil roulant entre un sportif WH1 (panel a) et un sportif WH2 (panel b).

2.3.2 Taille des roues

Les joueurs de badminton en fauteuil privilégient principalement des roues de diamètres de 25 à 26 pouces. Plusieurs études ont examiné l'impact de la taille des roues sur la propulsion du fauteuil roulant. En particulier, il est reconnu que des roues de tailles plus importantes peuvent offrir plusieurs avantages pour la propulsion du fauteuil roulant (Mason, 2011 ; Mason et al., 2012, 2013 ; Moss et al., 2003 ; Veeger et al., 1992). En effet, une roue plus petite est associée avec une augmentation de la résistance au roulement (Kauzlarich & Thacker, 1985). Cette observation a été confirmée par Mason et al. (2012), dans leur étude testant des roues de 24 à 26 pouces. Ils ont également mis en évidence une augmentation de la puissance, des forces résultantes et tangentes pour maintenir

une même vitesse imposée pour la roue de 24 pouces. Ces augmentations sont associées à des demandes physiologiques accrues pour les roues 24 pouces comparativement aux deux autres dimensions de roues. De plus, Mason et al. (2013), ont également montré une augmentation des performances maximales de mobilité au travers d'une réduction du temps de sprint et de vitesses maximales atteintes supérieures avec une roue de 26 pouces comparativement à une roue de 24 pouces. Ainsi, compte tenu de la logique interne du badminton fauteuil qui impose des sprints intenses sur une très faible distance, le choix de roues de 25 ou 26 semble cohérent.

2.3.3 Angle de carrossage

L'angle de carrossage d'un fauteuil roulant correspond à l'angle formé par la roue principale et la verticale (Higgs, 1983 ; Frank & Abel, 1993). Les joueurs de badminton fauteuil ont des angles de carrossage compris entre 18 et 20°. Mason et al. (2011), ont étudié l'effet de l'angle de carrossage sur des joueurs de basket et de tennis fauteuil en testant des angles de 15 à 24° en réalisant 4 passages de 4 min de propulsion sur un tapis pour fauteuil roulant. Leur étude a montré une augmentation des réponses physiologiques de la propulsion à des vitesses fixes. Notamment, une augmentation de la fréquence cardiaque et de la consommation d'oxygène pour l'angle 24° par rapport à 15° et 18° (Mason et al., 2011). Ces modifications dans les réponses physiologiques pourraient être induites par une modification cinématique du pattern de propulsion. Effectivement, une plus grande amplitude de mouvement pour la flexion de l'épaule et l'extension du coude a été observée avec le réglage de 24° par rapport aux réglages de 15° et 18° (Mason et al., 2011). Il est probable qu'une activation accrue des muscles responsables de ces mouvements ait été initiée sur les plus grandes amplitudes de mouvements notées, contribuant ainsi aux réponses physiologiques accrues (Mason et al., 2011). Cela peut s'expliquer par le fait que, pour des paramètres temporels de propulsion inchangés, la puissance développée était supérieure avec l'angle de 24°, indiquant que les forces appliquées étaient plus importantes avec ce réglage (Mason et al., 2011). Ainsi, le choix d'un angle de carrossage compris entre 18° et 20° pour les joueurs de badminton semble le plus cohérent.

2.3.4 Le grip

Dans le badminton fauteuil, les sportifs sont amenés à utiliser différentes techniques pour maximiser le grip entre leur raquette et la main courante. L'utilisation d'un surgrip sur le manche de la raquette, l'emploi d'un gant, ou l'ajout d'un revêtement en caoutchouc sur la main courante de la roue du fauteuil sont autant de méthodes envisageables dans le domaine du badminton fauteuil pour optimiser ce grip. À notre connaissance, cette notion de grip entre la main avec raquette et la main courante est un élément qui n'a pas été étudié dans le domaine du tennis ou du badminton fauteuil. En revanche, deux études s'y sont intéressées dans le domaine du basket fauteuil (Van Der Slikke et al., 2018), et du rugby fauteuil (Mason et al., 2009), en étudiant l'impact de l'utilisation de gants sur le grip entre main et main courante. L'étude de van der Slikke et al. (2018), s'est intéressée à l'utilisation de gants caoutchoutés afin d'augmenter l'adhérence entre la main et la main courante dans le but

d'améliorer la performance de mobilité des sportifs de basket fauteuil. Leurs résultats n'ont pas montré d'impact suffisamment important des gants sur la performance des sportifs. À l'inverse, une étude de Mason et al. (2009), ayant étudié l'impact de différents types de gants sur la mobilité de performance de joueurs de rugby fauteuil, ont montré des résultats différents. En effet, une amélioration de la mobilité de performance a été notée lors de l'utilisation de gants adaptés et modifiés par les sportifs eux-mêmes pour leur besoin en comparaison à des gants de football américain, de construction, et un nouveau prototype de gants (Mason et al., 2009). Ce nouveau gant a été développé pour offrir aux joueurs petit point de rugby fauteuil une protection supplémentaire de la face dorsale de la main, du poignet et de la partie distale de l'avant-bras (Mason et al., 2009).

2.4 Synthèse

Les fauteuils roulants de sport, notamment dans les sports de petit terrain comme le badminton en fauteuil, ont connu des transformations majeures au fil des ans, avec des améliorations de performance soutenues par des avancées scientifiques.

Les performances des sportifs en fauteuil roulant dépendent en partie de leur fauteuil roulant et de leur ergonomie. Il est notamment crucial d'ajuster et d'optimiser le fauteuil roulant en fonction des caractéristiques spécifiques du sportif et des exigences de la pratique sportive pour améliorer la performance. Dans le domaine du badminton fauteuil, ces réglages se font en fonction des spécificités de la pratique : la classification, le mode de déplacements et, l'utilisation de la raquette. Plusieurs réglages apparaissent donc comme essentiels dans le badminton fauteuil comme la hauteur du dossier, haute pour les sportifs WH1 et basse pour les WH2, la taille des roues, comprise entre 25 et 26 pouces ou bien l'angle de carrossage des roues, compris entre 18° et 20°. Enfin, l'utilisation d'un surgrip sur le manche de la raquette, l'emploi d'un gant ou l'ajout d'un revêtement en caoutchouc sur la main courante de la roue du fauteuil sont des solutions utilisées par les sportifs.

Pour mieux appréhender les particularités du badminton en fauteuil et l'ergonomie du fauteuil, des analyses approfondies peuvent être mises en place. La biomécanique se révèle ainsi un outil important pour comprendre la propulsion du fauteuil roulant et les nuances de la pratique du badminton en fauteuil. Ces aspects seront explorés dans la section suivante.

3 Chapitre III : Analyse de la propulsion du fauteuil roulant

3.1 Cinématique

La cinématique se réfère à l'étude du mouvement de manière descriptive, sans se pencher sur les causes de ce mouvement. Dans le domaine du fauteuil roulant, une analyse cinématique est essentielle dans la compréhension biomécanique de la propulsion. En effet, la cinématique du mouvement de propulsion permet d'analyser l'action en elle-même et d'en comprendre les implications, notamment sur les performances des sportifs.

3.1.1 Cycle de propulsion

La propulsion en fauteuil roulant est une stratégie motrice qui se rapproche de la marche bipodale ou du cyclisme, à la fois en termes de caractère cyclique et de répétitivité (Faupin et al., 2013 ; Goosey-Tolfrey & Kirk, 2003). Cependant, elle demeure plus complexe en raison des variations qui peuvent être induites par l'intégralité de la chaîne cinématique des membres supérieurs (Goosey-Tolfrey & Kirk, 2003). L'analyse des mouvements des membres supérieurs dans l'espace revient à décrire les mouvements des segments les uns par rapport aux autres. La quantification du mouvement peut se faire via des outils de systèmes de capture du mouvement à l'aide de marqueurs réfléchissants et de repères anatomiques (Hybois, 2019). D'après le choix du modèle de la chaîne cinématique, les degrés de liberté sont imposés, ce qui implique les angles articulaires suivants pour la propulsion du fauteuil roulant :

- articulation sterno-claviculaire : protraction/rétraction et élévation/dépression
- articulation gléno-humérale : flexion/extension, abduction/adduction, rotation interne/externe
- articulation du coude : flexion/extension et pronosupination
- articulation du poignet : flexion/extension et déviation (Hybois, 2019).

L'étude du cycle de propulsion s'est portée sur les mouvements réalisés par la main lors de ce geste. Dans la littérature, il est admis que la propulsion peut être divisée en deux phases bien définies, comme illustré dans la Figure 5 (Vanlandewijck et al., 2001) :

- La phase de poussée : période durant laquelle la main est en contact avec la main courante.
- La phase de récupération : période durant laquelle la position de la main n'est plus contrainte. Elle correspond à la phase aérienne ou de recouvrement, lorsque la main n'est plus en contact avec la main courante.

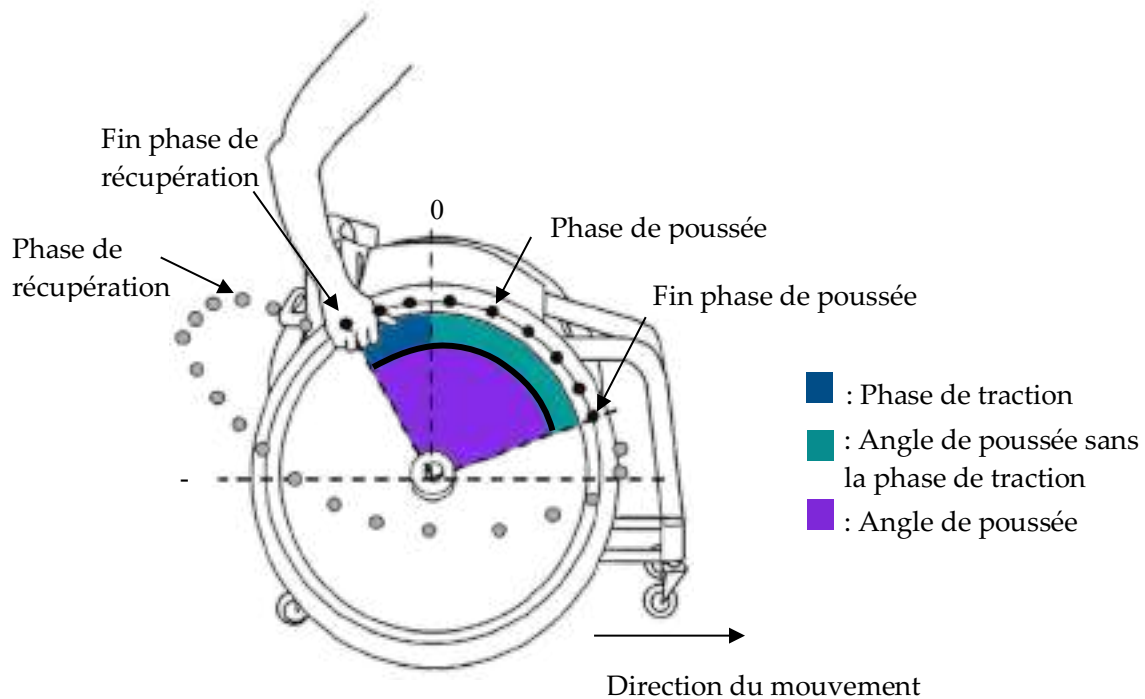


Figure 5 : Découpage d'un cycle de propulsion (adaptée de Vanlandewijck et al., 2001).

Dans ce système de découpage du cycle de propulsion, qui comprend les phases de poussée et de recouvrement, on constate que les mouvements de la main sont libres lors de la phase de recouvrement et ne sont pas contraints. Par conséquent, le retour de la main peut se faire selon différentes stratégies qui dépendent essentiellement de l'expertise du sujet concernant son fauteuil roulant ainsi que de ses capacités. Plusieurs schémas, ou patterns, de recouvrement ont été identifiés dans le cadre de la propulsion d'un fauteuil roulant quotidien (Shimada et al., 1998) : arc de cercle (ARC), simple boucle (SLOP), double boucle (DLOP) et, semi-circulaire (SC) (cf Figure 6).

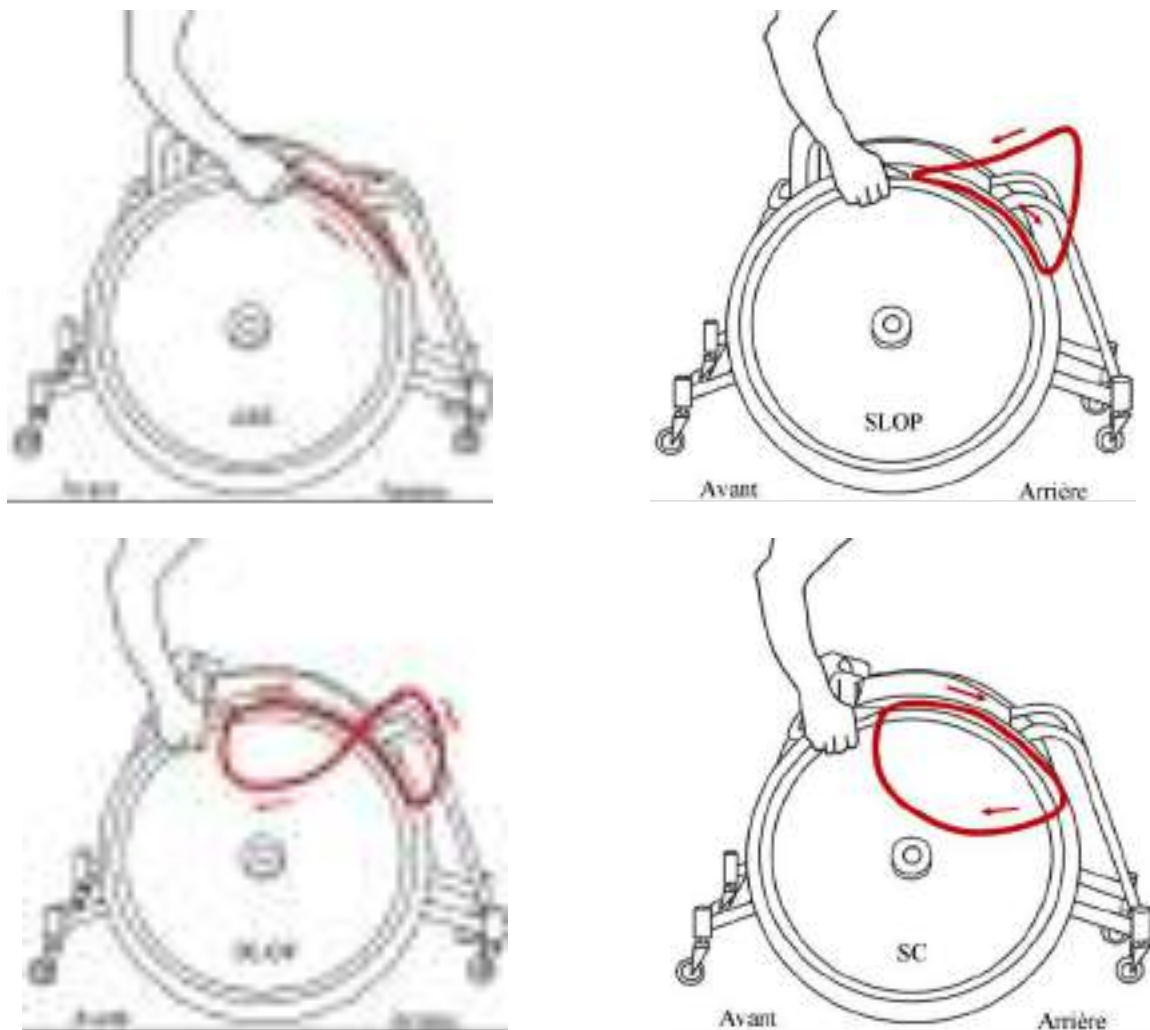


Figure 6 : Stratégies de propulsion et de recouvrement (adaptée de Boninger et al., 2002).

Plusieurs études ont examiné les patterns de propulsion quotidienne en fauteuil roulant, avec des conclusions variées. Le pattern SC est souvent considéré comme le plus avantageux pour la propulsion, permettant un temps de poussée plus long, un temps de recouvrement plus court et une cadence réduite (Shimada et al., 1998 ; Boninger et al., 2002). Ce motif offre une plus grande amplitude de mouvement pour l'extension du coude et l'abduction de l'épaule, tout en générant moins de vitesse et d'accélération angulaire des articulations (Shimada et al., 1998 ; Boninger et al., 2002). Kwarciak et al. (2012) confirment ces résultats, indiquant que le pattern SC est biomécaniquement favorable par rapport aux trois autres motifs existants. Ainsi, le pattern SC est recommandé pour l'apprentissage de la propulsion en fauteuil roulant pour les novices (Boninger et al., 2002).

Cependant, De Groot et al. (2004), ont montré que le motif ARC était plus efficace sur le plan métabolique que le pattern SC, contredisant les études précédentes. La vitesse de contraction musculaire pourrait être plus optimale avec le pattern ARC (De Groot et al., 2004). Ces résultats suggèrent une

réévaluation des avantages métaboliques et une meilleure compréhension des processus musculaires sous-jacents.

Dans un contexte sportif, le pattern ARC a été critiqué pour son inefficacité, en raison des freinages et accélérations brusques au niveau du complexe épaule-bras lors de la transition entre poussée et recouvrement (Sanderson et Sommer, 1985 ; Veeger et al., 1989). Il a été observé que le pattern ARC est principalement utilisé par les personnes novices et les personnes tétraplégiques pour compenser les difficultés de préhension de la main courante (Sanderson et Sommer, 1985 ; Veeger et al., 1989). Le pattern SC, en revanche, montre de meilleurs résultats en termes d'efficacité mécanique comparativement au pattern ARC. Toutefois, ces études, bien que réalisées avec des sportifs, n'ont pas utilisé de fauteuils roulants de sport, ce qui constitue une lacune dans la littérature actuelle.

Tous ces patterns de propulsion sont exprimés en fonction du système de découpage conventionnel du cycle de propulsion. Cependant, bien que ce système soit couramment utilisé, une étude menée par Sauret et al. (2009), a révélé l'existence d'une confusion dans la littérature scientifique concernant la définition des différentes phases du cycle de propulsion en fonction du type de dispositif expérimental utilisé et de la mesure réalisée. En effet, leur étude a confirmé des variations de vitesse du fauteuil roulant entre des tests faits sur le terrain et des tests de laboratoire sur ergomètre à rouleau (Sauret et al., 2009). Cette confusion a conduit Sauret et al. (2009), à proposer une découpe du cycle de propulsion différente de celles précédemment connues dans la littérature, dans laquelle le cycle de propulsion se compose d'une phase propulsive et d'une phase de décélération.

3.1.2 Phase propulsive vs phase de poussée

D'après Vanlandewijck et al. (2001), la phase de poussée est décrite comme la phase de production de force lorsque les mains sont en contact avec les mains courantes. Dans une étude plus récente, Yang et al. (2006), décomposent cette même phase de poussée en deux sous-phases : la phase de traction et la phase de poussée à proprement parler (cf Figure 5). La phase de traction démarre au moment où le sportif agrippe la main courante jusqu'à ce que la main arrive au niveau du vertex de la main courante. La phase de poussée arrive juste après la phase de traction et se termine lorsque le sportif lâche la main courante.

En revanche, Sauret et al. (2009), décrivent non pas une phase de poussée, mais une phase de propulsion du fauteuil roulant correspondant à la phase durant laquelle le système fauteuil roulant-utilisateur accélère jusqu'au point où il commence à décélérer. La comparaison entre la phase de poussée et la phase de propulsion révèle des données temporelles différentes (cf Figure 7).

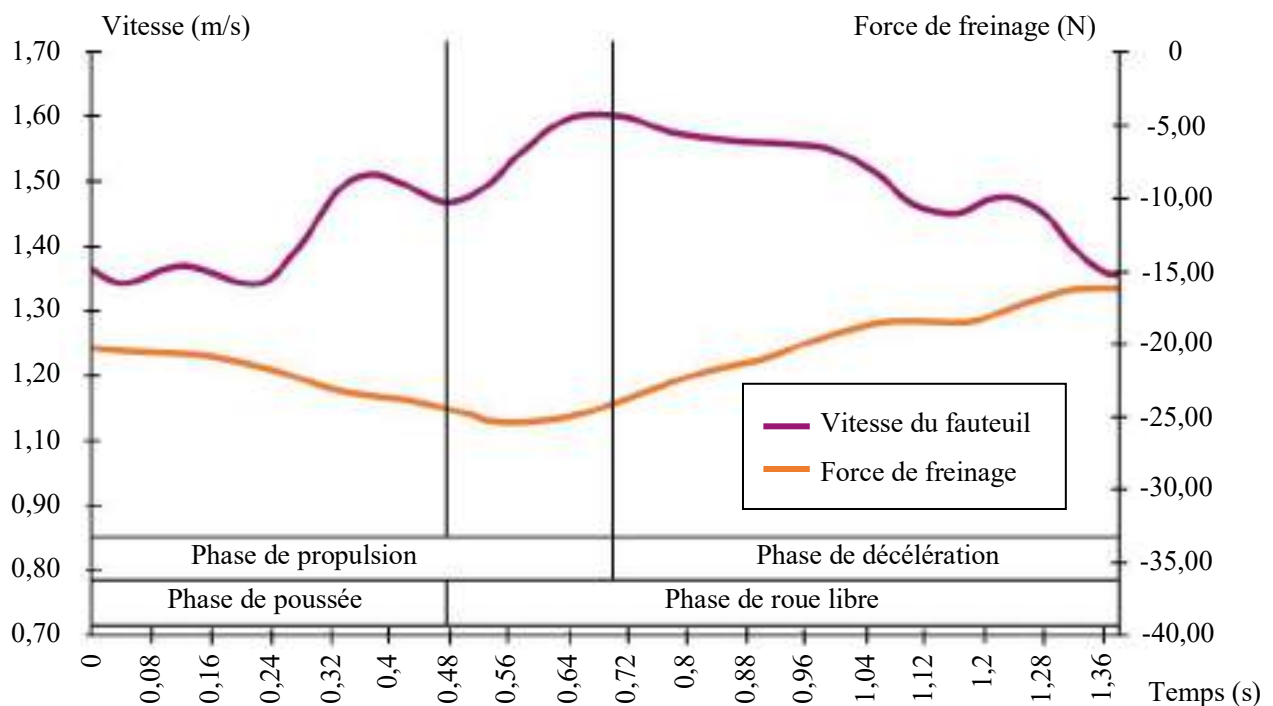


Figure 7 : Évolution temporelle de la vitesse du fauteuil roulant et de la force de freinage résultante au cours d'un cycle de propulsion (adaptée de Sauret et al., 2009).

En effet, Sauret et al. (2009), montrent que la phase de poussée occupe 34% du temps de cycle, avec une durée de 0.472s, tandis que la phase de propulsion correspond à 52% du cycle, pour une durée de 0.712s. Les différences de proportions compte tenu des différentes phases existantes peuvent être expliquées par le protocole de mesures. Dans leur étude, Sauret et al. (2009), ont utilisé des données d'analyses de capture du mouvement, tandis que Vanlandewijck et al. (2001), ont utilisé un ergomètre à rouleau dans leur étude. Ces deux outils permettent d'acquérir différents types de données, parmi cinétiques et cinématiques. Il semblerait ainsi que les différentes phases inhérentes au cycle de propulsion dépendent du type de données considérées.

3.1.3 Phase de décélération vs phase de recouvrement

De la même manière que pour la phase de poussée, Vanlandewijck et al. (2001), ont défini la phase de recouvrement comme étant la phase non-propulsive durant laquelle la main du sportif n'est plus en contact avec la main courante, et jusqu'à ce qu'elle revienne en position de départ pour démarrer une nouvelle phase de poussée.

En revanche, Sauret et al. (2009), définissent une autre phase que la phase de recouvrement : la phase de décélération. Cette phase est définie comme la période durant laquelle le système fauteuil roulant-utilisateur décélère jusqu'au début de la phase de propulsion. Dans leur étude, ils comparent les deux phases et montrent également des différences au niveau des valeurs temporelles. En effet, ils identifient la phase de recouvrement comme représentant 66% du cycle de propulsion, avec une durée

de 0.634s, tandis que la phase de décélération correspondrait à 48% du cycle de propulsion, pour un temps de 0.664s. Ces travaux confirment le postulat précédent selon lequel les différentes phases inhérentes au cycle de propulsion semblent dépendre de l'instrument de mesure considéré pour la mesure réalisée.

Dans le cadre de cette thèse, les systèmes de définition proposés par Vanlandewijck et al. (2001) et Sauret et al. (2009) seront adoptés en fonction de l'outil de mesure utilisé. Plus précisément, le système de Vanlandewijck et al. (2001) sera appliqué pour les mesures effectuées à l'aide d'une roue instrumentée, tandis que celui de Sauret et al. (2009) sera privilégié pour les mesures réalisées à l'aide de centrales inertielles.

3.1.4 Paramètres cinématiques et performance

Plusieurs paramètres cinématiques sont susceptibles d'être liés à la performance des sportifs en fauteuil roulant, une dimension cruciale pour le développement de ce sport et pour les sportifs eux-mêmes. L'une des variables cinématiques les plus couramment utilisées pour l'étude de la performance est la vitesse. Dans le domaine du tennis en fauteuil roulant, une discipline proche du badminton en fauteuil, cette variable a été largement étudiée en tant que paramètre de performance (Rietveld et al., 2022 ; Janssen et al., 2022 ; de Groot et al., 2017, 2018 ; Alberca et al., 2022 ; Goosey-Tolfrey et Moss, 2005). Dans le contexte du badminton en fauteuil, la vitesse pourrait tout à fait être un indicateur de la performance des sportifs lors des phases de propulsion vers l'avant et de propulsion vers l'arrière, étant donné que le sport privilégie principalement ces deux types de propulsion. Plus précisément, la distance parcourue par les sportifs lors d'un match de badminton est relativement réduite puisque le terrain est d'une dimension d'environ 3 m de longueur. Compte tenu de cette faible distance à parcourir, la capacité à atteindre des vitesses maximales très rapidement apparaît comme un indicateur important de la performance des sportifs. Ainsi, la vitesse pic atteinte lors de la première poussée des sportifs pourrait être un indicateur important de performance à prendre en compte. Comme mentionné dans le chapitre précédent, les capacités d'accélération, de sprint et de freinage sont essentielles dans le badminton en fauteuil. Par conséquent, l'accélération et la décélération pourraient constituer deux autres variables cinématiques importantes reflétant la performance des sportifs.

En plus de ces paramètres cinématiques, plusieurs paramètres temporels tels que le temps de poussée (TP), le temps de recouvrement (TR) et le temps de cycle (TC) ont été utilisés pour analyser les différentes phases décrites précédemment, en association avec un paramètre spatial comme l'angle de poussée (AP). Certaines études ont établi des liens entre ces paramètres et l'efficacité de propulsion. En effet, la fréquence de poussée est associée à l'efficacité de propulsion puisqu'une réduction de cette fréquence de poussée est notamment associée à une augmentation de l'économie biomécanique et physiologique de poussée (Jones et al., 1992 ; Goosey and Campbell, 1998 ; Goosey et al., 2000 ; Goosey-Tolfrey and Kirk, 2003), ce qui se traduit par une amélioration de l'efficacité mécanique (de Groot et al., 2002a ; 2008). Le temps de poussée et l'angle de poussée sont également associés à une amélioration de l'efficacité mécanique, car une augmentation de ces deux paramètres permettrait d'accroître la continuité de l'application des forces sur la main courante lors de la propulsion (Chow et al., 2001 ; de Groot et al., 2002a ; 2008). De manière plus spécifique au badminton fauteuil, le temps de transition

pourrait également être une donnée importante à connaître. Ce temps de transition correspond au temps où le sportif bascule d'une direction de propulsion vers une autre. Ce paramètre se doit d'être le plus réduit possible pour optimiser la performance des joueurs de badminton fauteuil.

3.2 Cinétique

Contrairement à la cinématique, qui s'intéresse au mouvement lui-même sans se préoccuper de son origine, la cinétique vise à expliquer comment le mouvement est créé, en se penchant sur les phénomènes (force musculaire, moment de force, adhérence... etc.) qui en sont à l'origine. Combiner la cinématique et la cinétique permet d'obtenir une analyse biomécanique complète de la propulsion en fauteuil roulant.

3.2.1 Forces et moments de forces

De nombreuses études portant sur l'analyse des forces de propulsion en fauteuil roulant ont été menées dans la littérature. L'étude des forces appliquées par le sportif sur la main courante lors de la propulsion d'un fauteuil roulant se fait au travers d'une mesure tridimensionnelle où les forces sont définies dans deux systèmes de coordonnées (Cooper, 1997). Le premier système de coordonnées est défini comme le système de coordonnées global avec la force F_x définie comme horizontale, la force F_y verticale, et la force F_z médiolatérale (Cooper, 1997). Les moments associés à ces forces sont également utilisés dans l'analyse cinétique de la propulsion du fauteuil roulant : M_x , M_y et M_z . Le second système de coordonnées est défini comme le système de coordonnées de la roue avec la force radiale (F_r) dirigée vers le moyeu de la roue le long des rayons, la force tangentielle à la main courante du fauteuil et la force F_z médiolatérale (Cooper, 1997). La Figure 8 illustre ces différents systèmes de coordonnées.

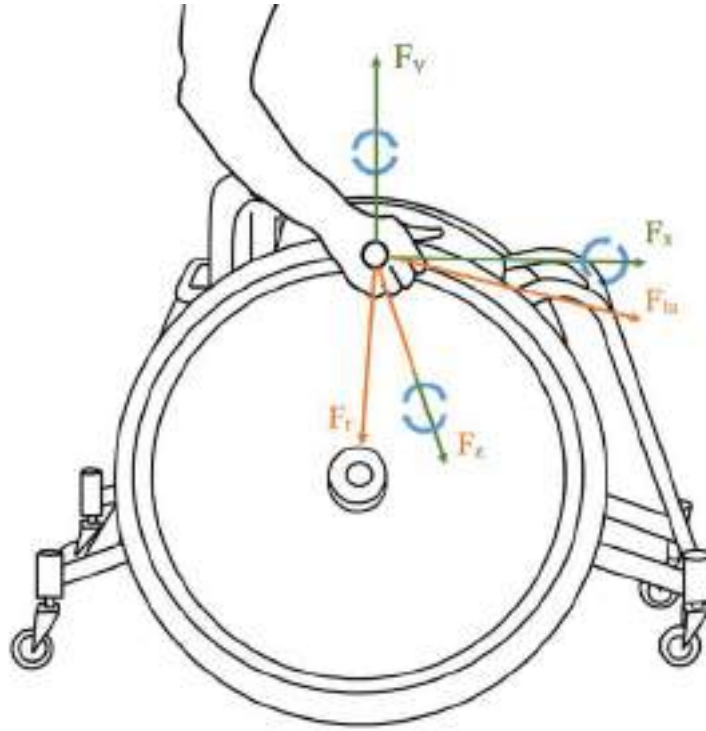


Figure 8 : Représentation des forces appliquées sur la main courante.

3.2.2 Paramètres cinétiques et performance

La force tangentielle est la seule force utile à la propulsion du fauteuil roulant puisqu'elle contribue directement à la rotation de la roue. Les autres forces mentionnées dans les différents systèmes servent à créer suffisamment de friction entre la main et la main courante pour permettre d'appliquer la force de propulsion à la main courante du fauteuil roulant. Dans ce contexte, la force tangentielle est d'une importance cruciale dans la propulsion du fauteuil roulant. La force tangentielle (F_{tan}) se calcule selon la formule suivante (1) :

$$F_{tan}[N] \approx \frac{Mz[N.m]}{r[m]} \quad (1)$$

Avec Mz le moment propulsif et, r le rayon de la roue.

Il est toutefois important de noter que le calcul de F_{tan} est une approximation, car il peut être influencé par le « gripping moment », étant donné que la position de la main sur la main courante n'est pas connue (Jahanian et al., 2022). Cet effet peut s'expliquer par le fait que la main peut générer un moment au niveau de la main courante pouvant influencer celui créé autour de l'axe de la roue. Effectivement, si le « gripping moment » est important et que la force appliquée est faible, le calcul de F_{tan} peut être surestimé et dépasser la force totale résultante (Jahanian et al., 2022).

La force totale (F_{tot}) résultante peut être définie à l'aide de la formule suivante (2) :

$$F_{tot} [N] = \sqrt{F_x^2 [N] + F_y^2 [N] + F_z^2 [N]} \quad (2)$$

Avec F_x : force horizontale ; F_y : force verticale ; F_z : force médiolatérale.

L'efficacité de propulsion peut être exprimée avec différents paramètres cinétiques. Le plus couramment utilisé est la Fraction Efficace de la Force totale (FEF). Veeger et al. (1992), définissent la FEF par la formule suivante (3) :

$$FEF[\%] = \left(\frac{F_{tan}[N]}{F_{tot}[N]} \right) \times 100 \quad (3)$$

Avec F_{tan} : force tangentielle ; F_{tot} : force totale.

La FEF est donc le ratio entre la force tangentielle et la force totale. Comme mentionné précédemment, étant donné que le calcul de la force tangentielle peut surestimer cette force, la FEF peut également être surestimée. Par conséquent, la FEF est également influencée par le « gripping moment », ce qui limite la validité de cet indice.

Les recommandations concernant la FEF sont contradictoires dans la littérature. En effet, plusieurs auteurs se sont intéressés à évaluer la composante tangentielle, la seule réellement utile à la propulsion du fauteuil roulant, et ont constaté qu'elle restait relativement faible (Robertson et al., 1996 ; Dallmeijer et al., 1998 ; Boninger et al., 1999). Cela suggère une mauvaise direction des forces appliquées à la main courante et expliquerait une efficacité mécanique faible pour la propulsion du fauteuil roulant (Robertson et al., 1996 ; Dallmeijer et al., 1998 ; Boninger et al., 1999). Pour tenter d'augmenter la valeur de la force tangentielle et donc de la FEF, de Groot et al. (2002b), ont utilisé des feedbacks en temps réel sur la vitesse et la FEF. Leur étude a permis d'augmenter la FEF chez des utilisateurs de fauteuil roulant manuel novices. De plus, Blouin et al. (2014), ont également montré que des biofeedback haptiques permettent d'augmenter la FEF chez des utilisateurs, cette fois-ci expérimentés en fauteuil roulant. Cependant, ces résultats contredisent ceux des études de de Groot et al. (2002a ; 2002b ; 2003 ; 2003a ; 2003b ; 2004 ; 2005), qui ont montré l'inefficacité de l'apprentissage de la propulsion en fauteuil roulant pour augmenter la FEF. De plus, il semble que la FEF ne soit pas corrélée à l'efficacité mécanique (de Groot et al., 2002a ; de Groot et al., 2003). Or, de Groot et al. (2002a), ont montré dans leur étude qu'une amélioration de la technique de propulsion est positivement associée à une meilleure efficacité mécanique. L'Efficacité Mécanique (EM) brute peut être définie selon la formule suivante (4) :

$$EM[\%] = \frac{\text{Puissance moyenne [W]}}{\text{Dépense énergétique [W]}} \times 100 \quad (4)$$

Ici, la puissance (P) correspond à celle développée par l'utilisateur au niveau de la main courante lors de chaque poussée. Elle a été moyennée sur l'ensemble des cycles de propulsion réalisés. La puissance est également un paramètre important à prendre en compte dans l'analyse cinétique du fauteuil roulant. En effet, elle permet à l'utilisateur de maintenir le fauteuil roulant à une certaine vitesse

et sa valeur maximale est un déterminant important de la performance maximale (de Groot et al., 2006 ; Pellegrini et al., 2004). Elle peut être exprimée selon l'équation suivante (5) :

$$P [W] = \left(\frac{d\theta [rad]}{dt [s]} \right) \times M_z [N.m] \quad (5)$$

Avec θ : angle de la roue ; t : temps d'un cycle de propulsion ; M_z : moment propulsif.

Boninger et al. (1997) ainsi que par Wu et al. (1998), ajoutent des éléments sur la compréhension de la relation entre FEF et efficacité mécanique en suggérant que des forces inefficaces et mal dirigées seraient basées sur de fausses conceptions de l'interaction entre le sportif et son fauteuil roulant. D'autres auteurs estiment qu'une force plus efficace n'est pas nécessairement plus tangentielle, mais au contraire, plus verticale afin d'augmenter les frottements entre la main et la main courante du fauteuil roulant (van der Woude et al., 2001 ; Vanlandewijck et al., 1997). Au-delà de ces résultats contradictoires, la FEF reste très utilisée pour apprécier l'efficacité de la propulsion

3.3 Synthèse

L'analyse biomécanique de la propulsion en fauteuil roulant peut être divisée en deux volets complémentaires : l'analyse cinématique et l'analyse cinétique. La cinématique du mouvement de propulsion permet d'examiner l'action elle-même et d'en déduire ses implications. Elle englobe divers paramètres tels que les patterns de propulsion, les mesures spatio-temporelles et les techniques de propulsion. Notamment, le pattern de propulsion semi-circulaire est souvent considéré comme le plus efficace, en contraste avec le pattern en arc de cercle. Des paramètres techniques et spatio-temporels peuvent être étudiés à travers les différentes phases identifiées du cycle de propulsion, notamment la phase propulsive ou d'accélération, ainsi que les phases de recouvrement ou de décélération. Ces distinctions ont été rendues possibles grâce aux avancées technologiques, en particulier celles prenant en compte les mouvements du tronc.

La cinétique s'intéresse à expliquer comment le mouvement est créé, en se penchant sur les phénomènes qui en sont à l'origine. Elle regroupe plusieurs paramètres de forces et moments de force. Notamment, la force tangentielle et le moment propulsif sont des paramètres essentiels de la compréhension de la propulsion du fauteuil roulant. Ils permettent de calculer d'autres paramètres tels que la fraction de force efficace ou bien, la puissance.

Tous ces paramètres cinématiques et cinétiques sont étroitement liés à la performance des sportifs et peuvent offrir une meilleure compréhension de la pratique du badminton en fauteuil. Cependant, leur évaluation nécessite des conditions spécifiques pour refléter la réalité de cette pratique. Dans la section suivante, les divers tests de terrain décrits dans la littérature conçus pour évaluer les sportifs évoluant sur de petits terrains en fauteuil dans des conditions écologiques seront examinés.

4 Chapitre IV : Tests de terrain

Avec le développement du sport paralympique, l'importance de mesurer et de suivre les performances des sportifs, notamment pour les processus de sélection, s'est renforcée (Gavel et al., 2022). Dans les sports de petit terrain, tels que le badminton fauteuil, l'endurance anaérobie et aérobie, ainsi que la mobilité en fauteuil roulant, sont des éléments clés (Croft et al., 2010 ; Gavel et al., 2022 ; Mason et al., 2013). L'évaluation des variables cinétiques et cinématiques de propulsion doit donc tenir compte de ces spécificités.

Les tests en laboratoire fournissent des données fiables dans un environnement contrôlé (Janssen et al., 2021 ; Vinet et al., 2002 ; Goosey-Tolfrey & Tolfrey, 2008 ; Goosey-Tolfrey et al., 2021 ; Weissland et al., 2015a ; Weissland et al., 2015b ; Kelly et al., 2018 ; Vanlandewijck et al., 1999 ; Verschuren et al., 2013), mais ne reflètent pas toujours les conditions réelles de jeu. Pour y remédier, des tests sur le terrain ont été développés afin d'évaluer les sportifs dans des contextes plus proches de la compétition (Goosey-Tolfrey & Leicht, 2013). Ces tests permettent de gagner du temps tout en évaluant les sportifs dans leur environnement habituel, avec leurs fauteuils spécifiques, bien que leur validité externe soit parfois limitée par rapport aux indicateurs clés de performance sur le terrain (Goosey-Tolfrey & Leicht, 2013). Toutefois, ils sont souvent préférés par les entraîneurs pour leur spécificité au sport, leur coût et leur efficacité (Johnston et al., 2021).

En associant ces tests à des capteurs embarqués, l'évaluation biomécanique des sportifs peut se faire dans des conditions proches de leur pratique tout en respectant les sollicitations énergétiques et les logiques internes de la discipline pratiquée.

4.1 Capacités aérobies

La filière aérobie utilise de l'oxygène pour générer de l'énergie, ce qui en fait un système efficace pour les efforts de longue durée à intensité modérée. La littérature propose plusieurs tests exposés en Table 6.

Table 6 : Principaux tests de terrain permettant la sollicitation des capacités aérobiques des sportifs en fauteuil roulant adapté de Gavel et al. (2022).

Nom		Principe	Références	Population	Mesures
Continu	Léger et Boucher adapté	Test incrémental continu à l'épuisement qui consiste à propulser sur une piste en tartan à une vitesse initiale de 4 km/h. La vitesse augmente de 1 km/h toutes les 2 min.	Vinet et al. (2002)	Sportifs en fauteuil de différentes disciplines	Consommation d'oxygène, fréquence cardiaque, résistance du fauteuil roulant, nombre de poussées, distance parcourue, ventilation
	MFT	Test incrémental continu à l'épuisement qui consiste à propulser le long d'un carré avec les angles coupés pour permettre les virages des sportifs à une vitesse de départ imposée. Les incréments de vitesse se font toutes les minutes	Vanderthommen et al. (2002)	Joueurs de basket fauteuil	Consommation d'oxygène, fréquence cardiaque
	MFT adapté	Test incrémental continu à l'épuisement similaire au MFT. La différence se fait au niveau de la figure : il s'agit ici de tourner autour de deux carrés de 15 m aux angles coupés, en réalisant une trajectoire en forme de 8. La figure mesure 32 m de long.	Weissland et al. (2015a)	Joueurs de basket fauteuil	Fréquence cardiaque, consommation d'oxygène, ventilation, taux de lactate, perception de l'effort
			Goosey-Tolfrey et al. (2021)	Joueurs de rugby fauteuil	Consommation d'oxygène
Intermittent	Shuttle run	Test incrémental intermittent à l'épuisement qui consiste à propulser sur une ligne droite de 25 m. Les sportifs démarrent à une vitesse de 5 km/h et cette vitesse augmente de 0.5 km/h toutes les minutes.	Vanlandewijck et al. (1999)	Joueurs de basket fauteuil	Fréquence cardiaque
	30-15 _{IFT}	Test incrémental intermittent à l'épuisement qui consiste à propulser durant 30 s sur une distance de 40 m avec 15 s de récupération passive entre. La vitesse de départ est fixée à 6 km/h et augmente de 0.5 km/h toutes les 45 s.	Weissland et al. (2015b)	Joueurs de basket fauteuil	Temps jusqu'à épuisement, vitesse, fréquence cardiaque, ventilation, consommation d'oxygène, taux de lactate, perception de l'effort
	30-15 _{IFT} -28m	Test incrémental intermittent à l'épuisement similaire au 30-15 _{IFT} . La différence est au niveau de la distance à parcourir : les sportifs évoluent ici entre trois lignes de 0 m, 14 m et 28 m.	Kelly et al. (2018)	Joueurs de rugby fauteuil	Vitesse, fréquence cardiaque, taux de lactate, perception de l'effort
	Yo-Yo test	Test incrémental intermittent à l'épuisement qui consiste à propulser sur une ligne droite de 20 m avec 10 s de récupération active entre chaque sprint. La vitesse de départ est fixée à 10 km/h et augmente de 1 km/h toutes les minutes.	Yanci et al., (2014)	Joueurs de basket fauteuil	Taux de lactate, fréquence cardiaque, distance parcourue

Sprints répétés	20 x 20 m	Test de 20 sprints de 20 m, avec un temps de repos de deux fois le temps de leur meilleur sprint entre chaque sprint.	Gee et al. (2018)	Joueurs de rugby fauteuil	Taux de lactate, perception de l'effort, fréquence cardiaque, nombre de sprints, indice de fatigue, vitesse
	MPST	Test de 6 sprints de 15 m avec 10 s de pause entre chaque sprint.	Verschuren et al. (2013)	Non sportif	Puissance, temps de sprint
	12 x 20 m	Test de 12 sprints de 20 m, avec un temps de repos de 20 s entre chaque sprint.	Iturricastillo et al. (2018)	Joueurs de basket fauteuil	Vitesse

Avec MFT : Multistage Field Test, MPST : Muscle Power Sprint Test.

Les premiers tests correspondent aux tests incrémentaux et sont classés en deux catégories : les tests continus et les tests intermittents. Parmi les tests continus, on retrouve le test de Léger-Boucher adapté (Vinet et al., 2002), le Multistage Field Test (Vanderthommen et al., 2002) et le Multistage Field Test adapté (Weissland et al., 2015a). Ces tests consistent en un test de condition physique à plusieurs paliers, où les sportifs propulsent leur fauteuil autour d'un parcours octogonal ou en huit, en commençant à une vitesse fixe et en augmentant progressivement l'intensité pour chaque palier.

Les tests intermittents, quant à eux, incluent des navettes sur une distance fixe (Vanlandewijck et al., 1999 ; Weissland et al., 2015b ; Yanci et al., 2014 ; Iturricastillo et al., 2016 ; Goosey-Tolfrey et al., 2008) ou variable (Kelly et al., 2018), avec une augmentation progressive de la vitesse à chaque série.

De la même manière que pour les tests anaérobies, divers paramètres biomécaniques peuvent être mesurés grâce à des outils de mesure embarqués. Par exemple, dans une étude d'Astier et al. (2016), plusieurs joueurs de basket en fauteuil roulant ont réalisé un test continu incrémental dans deux modes de propulsion différents (synchrone et asynchrone) afin de comparer leurs performances en termes de vitesse et de nombre de poussées.

En plus des tests continus et intermittents, un autre type de test permet d'évaluer les capacités aérobies des sportifs en fauteuil roulant : les tests de sprints répétés (Gee et al., 2018 ; Iturricastillo et al., 2019 ; Verschuren et al., 2013). Ces tests consistent en une série de sprints sur 20 mètres avec des temps de repos variables entre chaque sprint.

Bakatchina et al. (2023) se sont penchés sur les différences de performances entre les joueurs de rugby en fauteuil roulant, en comparant les joueurs défensifs et offensifs à travers un test de sprint répété avec des centrales inertielles. Les résultats ont montré que les joueurs offensifs atteignaient des vitesses maximales plus élevées que les joueurs défensifs. En outre, l'utilisation des centrales inertielles a permis d'analyser la composante de fatigue, en comparant les performances réalisées lors du premier et du dernier sprint (Bakatchina et al., 2023).

4.2 Capacités anaérobies

Les capacités anaérobies sont sollicitées lors d'efforts très intenses et de courte durée. En général, l'intensité d'un exercice anaérobie se situe entre 90 % et 130 % de la Vitesse Maximale Aérobie (VMA) d'un sportif. Dans les sports en fauteuil roulant, plusieurs tests ont été développés pour évaluer cette composante et sont disponibles en Table 7.

Table 7 : Principaux tests de terrain permettant la sollicitation des capacités anaérobies des sportifs en fauteuil roulant adapté de Gavel et al. (2022).

Nom		Principe	Références	Population	Mesures
Sprint	20 m sprint	Test d'un sprint de 20 m en ligne droite.	Brasile et al. (1986)	Joueurs de basket fauteuil	Temps de sprint
	30 s sprint	Test d'un sprint en ligne droite durant 30 s.	Vanlandewijck et al. (1999)	Joueurs de basket fauteuil	Distance maximale parcourue
	12 m sprint	Test d'un sprint en ligne droite de 12 m.	de Witte et al. (2017)	Joueur de basket fauteuil	Temps de sprint
	10 m sprint	Test d'un sprint en ligne droite de 10 m.	Altmann et al. (2017)	Joueur de rugby fauteuil	Temps de sprint
	5 m sprint	Test de sprint en ligne droite de 5 m.	de Groot et al. (2012)	Joueur de basket fauteuil	Temps de sprint
Variantes du sprint	12 m sprint and rotation	Test d'un sprint en ligne droite de 12 m suivi d'une rotation à droite ou à gauche en fin de sprint.	de Witte et al. (2017)	Joueur de basket fauteuil	Temps de sprint,
	10 m sprint and rotation	Test d'un sprint en ligne droite de 10 m suivi d'une rotation à droite ou à gauche en fin de sprint.	Altmann et al. (2017)	Joueur de rugby fauteuil	Temps de sprint
	3-6-6 m sprint with or without rotation	Test de sprint et d'arrêts répétés entre 3 m, 3 m et 6 m avec ou non rotation à droite ou gauche en fin de test	de Witte et al. (2017)	Joueur de basket fauteuil	Temps de sprint
	Acceleration/deceleration test	Test de sprint de 5 m en avant, puis 2,5 m en arrière et 12,5 m vers l'avant	West et al. (2014)	Joueur de rugby fauteuil	Temps de sprint
	Suicide	Test de sprints aller-retour sur des distances progressives	de Groot et al. (2012)	Joueur de basket fauteuil	Temps de sprint
Agilité	Change of direction left or right	Test de sprint de 15 m, suivi d'une rotation de 180° à droite ou à gauche et d'un sprint de 5 m.	Iturricastillo et al. (2019)	Joueur de basket fauteuil	Temps de sprint
	180° turn on spot right or left	Test de rotation de 180° à droite ou à gauche dans une position stationnaire.	de Witte et al. (2017)	Joueur de basket fauteuil	Temps de rotation
	90°-90° turn on spot right or left	Test de rotation de 90° dans le sens inverse des aiguilles d'une montre, puis 90° dans le sens des aiguilles d'une montre, en position stationnaire.	de Witte et al. (2017)	Joueur de basket fauteuil	Temps de rotation
	Figure eight	Test dans lequel le joueur doit contourner des cônes placés à 5 m l'un de l'autre dans la direction d'un huit.	Vanlandewijck et al. (1999)	Joueur de basket fauteuil	Nombre de tour réalisé
	Slalom	Test de slalom aller-retour de 5 cônes séparés de 1,5 m chacun.	de Groot et al. (2012)	Joueur de basket fauteuil	Temps de sprint

	Spider test	Test de manœuvrabilité avec 4 cônes espacés de 1,2 m chacun	D'Elia et al. (2011) ; Rietveld et al. (2019)	Joueur de tennis fauteuil	Temps de réalisation du parcours
	Butterfly test	Test de manœuvrabilité avec 3 cônes placés à 7 m en ligne droite, 4 m à gauche et 4 m à droite	Rietveld et al. (2019)	Joueur de tennis fauteuil	Temps de réalisation du parcours
	Illinois test	Test de manœuvrabilité complexe	Rietveld et al. (2019)	Joueur de tennis fauteuil	Temps de réalisation du parcours
	T-test	Test de manœuvrabilité composé de 4 plots disposés en forme de T.	Yanci et al. (2015)	Joueur de basket fauteuil	Temps de réalisation du parcours

Une revue systématique récente de Gavel et al. (2022) a recensé les principaux tests anaérobies dans la littérature scientifique. Les plus utilisés sont les sprints linéaires de 20 mètres (Brasile, 1986 ; D'Elia et al., 2011 ; De Groot et al., 2012 ; Ferro et al., 2016, 2021 ; Rietveld et al., 2019 ; Vanlandewijck et al., 1999), principalement avec des sportifs de basket et de tennis en fauteuil roulant. Des variantes incluent les sprints de 12 mètres (de Witte et al., 2018), 10 mètres (Altmann et al., 2017), 5 m (de Groot et al., 2012), ou 30 s (Vanlandewijck et al., 1999).

Le sprint sur 20 mètres est particulièrement prisé pour évaluer les paramètres biomécaniques des sportifs en fauteuil roulant. Divers outils de mesure, tels que des centrales inertielles, des roues instrumentées, des radars ou des cellules photoélectriques, sont utilisés pour analyser les performances (Bergamini et al., 2015 ; Ferro et al., 2016 ; Soylu et al., 2020 ; Gök & Makaracı, 2022 ; Alberca et al., 2022a ; Bakatchina et al., 2022). Ces technologies recueillent des données cinétiques et cinématiques lors d'efforts maximaux. La simplicité du sprint linéaire permet de diviser le test en différentes phases, comme le départ et la phase stabilisée, ce qui offre une analyse plus précise de chaque étape (Bakatchina et al., 2022). Par exemple, les trois premières poussées peuvent être étudiées pour analyser l'explosivité du sportif, tandis que la phase stabilisée permet de déterminer la vitesse maximale atteinte et la distance sur laquelle elle peut être maintenue.

Des variantes du sprint linéaire, comme les sprints avec rotation (courses de 10 à 12 mètres avec pivots à droite ou à gauche), ou le test stop-and-go (3-3-6 mètres avec rotations à droite ou à gauche), ainsi que des tests d'accélération/décélération (West et al., 2014), et suicide test (de Groot et al., 2012), ajoutent une dimension de maniabilité essentielle dans les sports en fauteuil roulant pratiqués sur petits terrains (de Witte et al., 2017 ; Altmann et al., 2017).

En complément des sprints, d'autres tests sollicitant les composantes anaérobies, comme les tests d'agilité, ont été développés (Gavel et al., 2022). Ces tests incluent des exercices de changement de direction (Iturricastillo et al., 2019), des parcours en huit (Vanlandewijck et al., 1999), des slaloms (de Groot et al., 2012), le spider test (Rietveld et al., 2019 ; D'Elia et al., 2011), le butterfly test (Rietveld et al., 2019), le test Illinois (Rietveld et al., 2019), des tests en T (Yanci et al., 2014). Plus spécifiques que les tests de sprint, ces exercices reflètent de manière plus précise les mouvements rencontrés en compétition.

Des outils de mesures comme les centrales inertielles ont été utilisés chez des joueurs de tennis en fauteuil roulant d'élite, fournissant des informations détaillées sur les vitesses linéaires et rotatives, les accélérations et la détection des poussées (Rietveld et al., 2019). De plus, une nouvelle méthode d'identification et de classification des différents mouvements du fauteuil roulant, tels que la propulsion avant/arrière et les rotations, a été développée grâce à ces tests et aux centrales inertielles (Deves et al., 2024). Cette méthode vise à améliorer le suivi des performances des sportifs en fournissant des informations précises sur leurs schémas de mouvement et l'intensité des efforts. Ces tests et outils de mesure constituent des ressources précieuses pour évaluer et suivre les performances physiques des sportifs en fauteuil roulant dans divers sports, tout en sollicitant leurs capacités anaérobies.

4.3 Test dans le badminton fauteuil

La plupart des tests existant dans la littérature ont été validés principalement sur des joueurs de basket en fauteuil (Goosey-Tolfrey and Tolfrey, 2008 ; Weissland et al., 2015a, 2015b ; Vanlandewijck et al., 1999) ou de rugby en fauteuil (Goosey-Tolfrey et al., 2011 ; Kelly et al., 2018). Cependant, aucun test n'a été spécifiquement validé pour le badminton fauteuil. Dans cette discipline de petit terrain, les capacités à accélérer, sprinter, freiner et propulsion en arrière ont été identifiées comme des indicateurs clés de la mobilité et de la performance (Mason et al. 2013). De plus, la logique interne du badminton fauteuil impose aux sportifs de réaliser des déplacements majoritairement avant et arrière sur de courtes distances, compte tenu de la dimension du terrain. Un test de terrain devra prendre en compte ces caractéristiques pour permettre une évaluation des sportifs.

4.4 Synthèse

Dans la littérature, diverses méthodes d'évaluation des sportifs en fauteuil roulant sont disponibles, y compris les évaluations en laboratoire, offrant un contrôle précis des variables expérimentales, mais éloignées de la réalité de la pratique sportive. Ainsi, pour se rapprocher des conditions écologiques, des tests sur le terrain ont été développés.

Ces tests sur le terrain doivent prendre en considération les aspects spécifiques de la pratique sportive, notamment les différentes filières énergétiques sollicitées. Ils comprennent des évaluations des capacités aérobies et anaérobies, impliquant des tests incrémentaux à l'épuisement pour les capacités aérobies, ainsi que des sprints courts et intenses pour les capacités anaérobies. Cependant, ces tests ont principalement été validés sur des sportifs de basket-ball ou de rugby en fauteuil, ce qui ne reflète pas entièrement les exigences du badminton en fauteuil.

Le badminton en fauteuil implique des éléments comme accélérer, sprinter, freiner et propulsion en arrière qui ont été identifiés comme des indicateurs clé de la mobilité et de la performance (Mason et al. 2013). Ces différents éléments peuvent être évalués à l'aide d'outils détaillés dans la partie suivante.

5 Chapitre V : Outils d'évaluation des sportifs en fauteuil roulant

L'étude de la biomécanique du fauteuil roulant nécessite l'utilisation d'outils d'évaluation permettant de reproduire la propulsion du fauteuil roulant et de recueillir des données cinétiques et cinématiques. Plusieurs outils ont été développés et seront présentés dans la section suivante, en examinant les avantages et limites de chacun. Ces outils d'évaluation peuvent être utilisés en laboratoire ou en condition de terrain, peuvent mesurer des paramètres cinétiques (roue instrumentée), cinématiques (centrales inertielles) ou les deux (tapis pour fauteuil roulant instrumenté).

5.1 Ergomètre à rouleaux

La plupart des ergomètres répertoriés dans la littérature peuvent être classés comme des ergomètres à rouleaux, outil d'évaluation du laboratoire (cf. Figure 8). Ils se composent d'une plateforme sur laquelle des rouleaux bilatéraux, qu'ils soient dépendants ou indépendants, sont disposés et tournent autour d'un axe (Chénier, 2018). Ces ergomètres sont conçus pour simuler une propulsion en appliquant une force de réaction aux forces exercées (Chénier, 2018). Cette simulation engendre la création d'une force de résistance et d'un moment d'inertie, similaire à l'inertie translationnelle d'un système utilisant un fauteuil roulant manuel, offrant ainsi une friction passive (Chénier, 2018 ; de Klerk et al., 2020). La mise en œuvre de cette simulation est rendue possible grâce à l'utilisation d'un capteur de vitesse et d'un frein électromagnétique (Bakatchina, Weissland, & Faupin, 2021). L'utilisation de ces ergomètres offre la possibilité de mesurer des signaux de force et de vitesse, permettant ainsi le calcul de divers paramètres tels que l'accélération et la puissance.

5.1.1 Installation

Les roues arrière du fauteuil roulant manuel reposent sur des rouleaux. L'ajustement angulaire de ces deux rouleaux peut être modifié afin de maximiser la propulsion des fauteuils roulants présentant différents carrossages, notamment ceux utilisés dans le cadre des sports (Faupin et al., 2017). L'objectif est d'obtenir un angle identique au niveau de la roue et du rouleau en question (Bakatchina et al., 2021). Un angle roue/rouleau optimisé conduit à une réduction du couple résiduel (Faupin et al., 2008).

Certains ergomètres à rouleaux sont équipés de plateformes inclinables permettant de créer des pentes ascendantes ou descendantes. Cet outil laisse l'utilisateur décider de sa vitesse et de sa trajectoire et peut également comporter des rouleaux capables de modifier la résistance au roulement pour reproduire ces conditions spécifiques (Chénier, 2012 ; de Klerk et al., 2020 ; Theisen et al., 1996).

En complément de ces ajustements, il est crucial de sécuriser le sportif sur l'ergomètre à rouleaux et de l'immobiliser. À cette fin, l'utilisation courante de sangles est préconisée. Par exemple, l'ergomètre à rouleaux pour fauteuil roulant Lode Esseda est équipé de quatre sangles permettant de bloquer et de sécuriser le sportif sur l'appareil (de Klerk et al., 2020) (cf Figure 9).

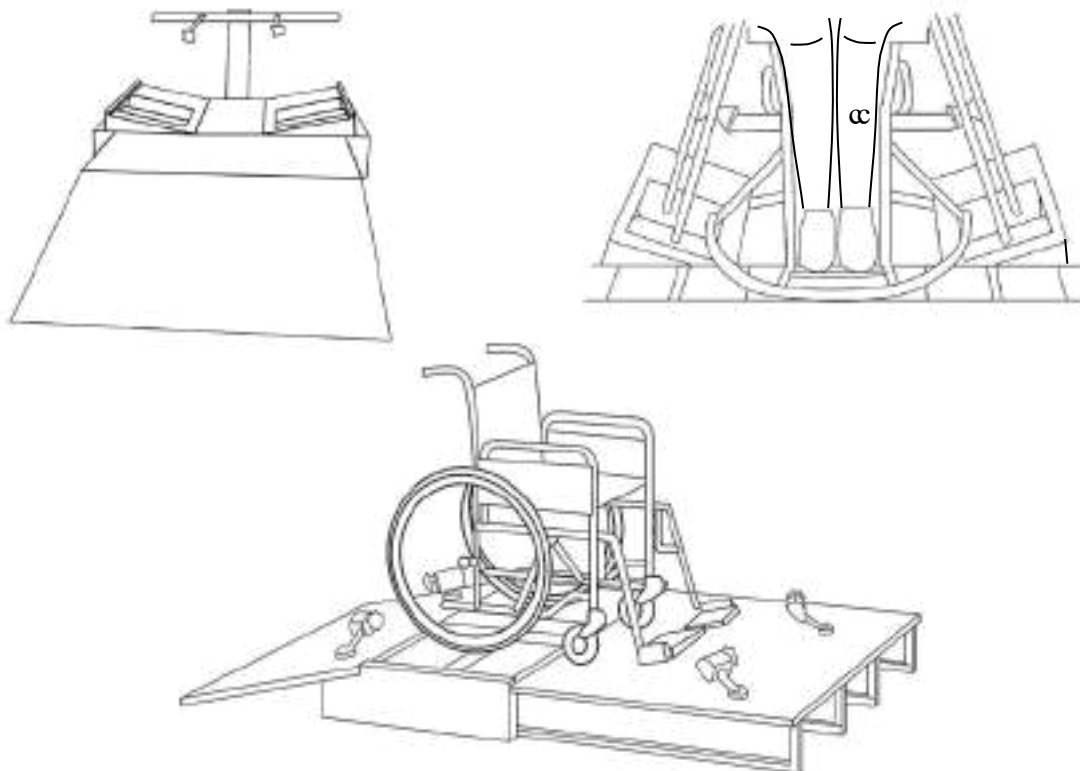


Figure 9 : Différents types d'ergomètres à rouleaux.

Avec le panel a : Ergomètre à rouleaux communs aux deux roues arrière offrant une résistance de roulement et une inertie commune (Devillard et al., 2001) ; les panels b et c : Ergomètre à rouleaux indépendants offrant une vitesse propre à chaque rouleau permettant la propulsion asymétrique (Devillard et al., 2001).

5.1.2 Avantages

L'ergomètre à rouleaux présente plusieurs avantages, car il permet d'utiliser le fauteuil roulant manuel de l'utilisateur pour simuler un pattern de propulsion, accélérant ainsi le processus des expérimentations. Il élimine la nécessité d'effectuer des installations ou des réglages sur le fauteuil roulant pour le positionner sur l'ergomètre (de Klerk et al., 2020). Cet outil offre également la possibilité d'une mesure de forces individuelles appliquée sur chaque roue du fauteuil roulant (Bakatchina et al., 2021). De plus, la capacité à ajuster les deux roues arrière à des vitesses différentes permet à l'ergomètre de simuler des manœuvres curvilignes, offrant ainsi une flexibilité dans les scénarios d'expérimentation (Chénier, 2018). Enfin, puisque l'utilisateur n'a pas à se soucier de sa vitesse ou de sa direction, la tâche de propulsion elle-même devient cognitivement moins complexe. Cette caractéristique se révèle particulièrement intéressante pour l'entraînement et l'amélioration des techniques de propulsion (Chénier, 2018).

5.1.3 Limites

L'utilisation d'un ergomètre à rouleaux présente également certaines limitations. Comme souligné par les travaux de Martin et al. (2002), cet outil ne prend pas en compte la résistance au roulement des petites roues avant, un élément essentiel pour simuler une situation de terrain chez les sportifs en fauteuil roulant (Martin et al., 2002 ; Sauret et al., 2009). De plus, la résistance au roulement est considérée comme constante lors de la propulsion du fauteuil roulant manuel sur l'ergomètre à rouleaux. Cependant, des études menées par de Saint Remy et al. (2003) ainsi que Sauret et al. (2009) ont démontré que les mouvements des membres supérieurs et du tronc pendant le cycle de propulsion influencent la dynamique de friction entre le sol et le fauteuil roulant, impactant ainsi la résistance au roulement. De plus, l'orientation des roues avant, qui n'est pas prise en compte, joue également un rôle dans cette dynamique.

La résistance de base du système rouleaux/fauteuil roulant pourrait s'avérer trop élevée pour certains individus, étant nettement supérieure à celle du sol, ce qui pourrait limiter les sportifs dans leurs tests (de Klerk et al., 2020). De plus, ce type d'outil restreint les mouvements latéraux du fauteuil roulant, comme les changements de direction. Bien que cela puisse être bénéfique pour des tâches d'apprentissage, l'absence de corrections de trajectoire s'éloigne des conditions réelles. Pour des expérimentations visant à reproduire des conditions de terrain, cela doit être pris en compte, car les données pourraient être surestimées en raison de la simplification de la tâche de propulsion. Enfin, l'installation du fauteuil sur le dispositif de mesure peut prendre du temps, prolongeant ainsi la durée totale de l'expérimentation (Bakatchina, Weissland, & Faupin, 2021).

5.2 Tapis roulant

En plus des expérimentations réalisées sur les ergomètres, il est également possible d'en effectuer sur un tapis roulant adapté pour les fauteuils roulants manuels, outil d'évaluation également de laboratoire (cf Figure 9). Ces tapis roulants destinés aux fauteuils roulants sont similaires à ceux utilisés par les personnes valides, à l'exception du fait qu'ils sont plus larges pour accommoder le fauteuil roulant (Haisma et al., 2006 ; Mason et al., 2014 ; van der Woude et al., 2006). Ils sont notamment équipés de capteurs de vitesse permettant de contrôler la rotation de la bande roulante (Gass et al., 1980 ; Gass & Camp, 1987 ; Horvat et al., 1984 ; Mason et al., 2014 ; Voigt & Bahn, 1969), ainsi que de capteurs de forces et de moments de forces pour l'ensemble du fauteuil roulant (pas de dissociation possible de mesures pour la roue droite et gauche). Le contrôle du tapis s'effectue à travers un écran, en fonction d'une vitesse prédéfinie ou d'une durée donnée, et il permet l'affichage de différentes variables pour les sportifs.

5.2.1 Installation

L'installation du sportif sur le tapis roulant est rapide, car la bande roulante du tapis est plus large que celle d'un tapis classique, permettant d'accueillir les roues motrices, avant, et anti-bascule du fauteuil roulant (Mason et al., 2014 ; Voigt & Bahn, 1969) (cf Figure 10). Une fois que le sportif est

positionné sur le tapis, il est sécurisé à l'aide d'un système de harnais ou d'une barre de maintien fixée à la structure du tapis pour prévenir tout risque de chute (Astier, Watelain, et al., 2017 ; Chénier, 2018 ; Mason et al., 2014 ; Voigt & Bahn, 1969). Comme mentionné précédemment, la vitesse de la bande roulante est ajustable et constante, contrairement au fauteuil roulant qui subit des accélérations et des décélérations qui font varier sa vitesse (Bakatchina et al., 2021). De plus, il est possible d'incliner le tapis roulant pour créer des pentes montantes ou descendantes. Selon les travaux de Mason et al. (2014), l'utilisation de pentes combinées à des vitesses spécifiques permet de recréer des conditions de propulsion du fauteuil roulant identiques à celles rencontrées sur le terrain. Ils recommandent notamment une pente de 0,70% pour des vitesses allant de 4 à 6 km/h, ainsi qu'une pente de 1% pour une vitesse de 8 km/h (Mason et al., 2014).

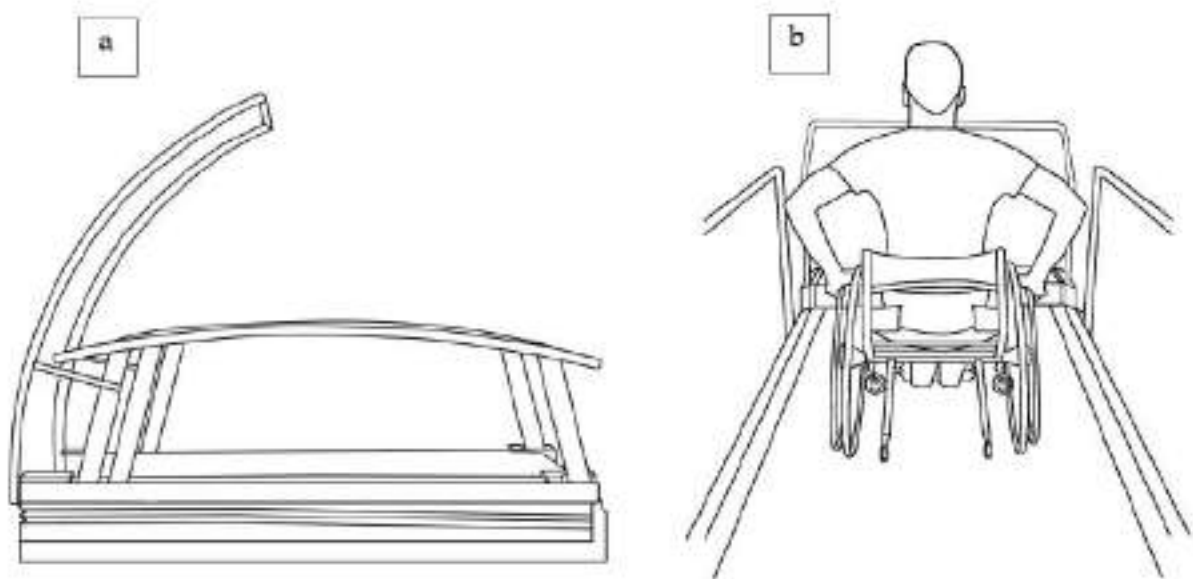


Figure 10 : Tapis roulant pour FRM (h/p/cosmos saturn® 250/75 r) vu de profil (panel a) et vu de face (panel b).

5.2.2 Avantages

Tout comme l'ergomètre à rouleau, le tapis pour fauteuil roulant permet de simuler une propulsion similaire à celle sur le terrain en utilisant le fauteuil roulant personnel des sportifs, sans nécessiter de réglages (Kwarciak et al., 2012 ; Martin et al., 2002 ; Mason et al., 2014 ; Spaepen et al., 1996). Le tapis roulant est considéré comme l'outil stationnaire le plus proche de la propulsion en condition de terrain, car il reproduit en partie les variations de résistance et d'accélération dues à la dynamique du haut du corps. Par conséquent, il permet une meilleure reproduction de la dynamique du fauteuil roulant manuel par rapport à un ergomètre (Chénier, 2018 ; Martin et al., 2002). En ce qui concerne la propulsion elle-même, le tapis permet aux sportifs de propulser de manière synchrone (propulsion de manière simultanée des deux membres supérieurs) ou asynchrone (propulsion de manière alternée des membres supérieurs) en prenant en compte la résistance au roulement, ce qui

n'était pas possible avec l'ergomètre à rouleau. Enfin, il permet d'inclure les petites roues avant, offrant ainsi une résistance au roulement plus réaliste.

5.2.3 Limites

Malgré sa facilité d'installation, la propulsion sur un tapis roulant est souvent complexe et nécessite une période d'apprentissage. Certains utilisateurs peuvent être réticents à l'utiliser par crainte de tomber du tapis, même en présence d'un système de sécurité. De plus, bien que la propulsion asynchrone soit autorisée, le système de fixation de sécurité limite les mouvements de direction du fauteuil roulant manuel et la capacité du sujet à corriger sa trajectoire lui-même (Chénier, 2018). Contrairement à l'ergomètre à rouleaux, le tapis roulant ne permet pas la différenciation des données entre la roue droite et la roue gauche, ce qui peut réduire les possibilités d'analyse biomécanique de la propulsion. Bakatchina et al. (2021), ont également noté que les forces aérodynamiques auxquelles sont soumis les sportifs en conditions réelles sur le terrain sont absentes lors des tests sur tapis roulant, ce qui peut altérer les valeurs des variables mesurées. Enfin, Chénier et al. (2018), ont démontré que la vitesse de propulsion perçue par les sportifs est supérieure à leur vitesse réelle. Cette perception erronée peut entraîner une réduction de la puissance et du travail développés, rendant ainsi l'entraînement sur tapis roulant moins efficace (Chénier, 2018).

5.3 Système de capture du mouvement

L'évaluation des mouvements du corps humain a suscité un intérêt croissant dans la recherche ces dernières années et connaît une évolution significative. Les systèmes de capture du mouvement sont utilisés pour recueillir des données cinématiques sur diverses parties du corps humain, telles que la main (Brown, 2018 ; Gabra et al., 2012), du bras (Isableu et al., 2013 ; Murphy et al., 2006 ; Neves et al., 2011), du dos, de la colonne vertébrale (Choi et al., 2007 ; Lee & Wong, 2002 ; Leitch et al., 2011) et, du bas du corps (Dowling et al., 2010 ; Glaister et al., 2009 ; Rouhani et al., 2012). Les applications de ces systèmes sont également variées, telles que la mesure des amplitudes de mouvement, le contrôle postural, l'analyse de la marche, l'analyse sportive et la réadaptation après un accident vasculaire cérébral (Yahya et al., 2019). Notamment, le système de capture du mouvement est utilisé dans le domaine du sport en fauteuil pour mesurer la cinématique de propulsion dans un but d'amélioration de la performance ou de diminution des risques de blessures (Chénier et al. 2022 ; Hybois et al., 2019 ; Kukla et Maliga, 2022). D'autres applications se font également dans le domaine de la réadaptation après un arrêt vasculaire cérébral afin de traiter divers troubles occasionnés par l'arrêt vasculaire cérébral (Hondori et al., 2013 ; Pridmore et al., 2004 ; Burke et al., 2008 ; Pastor et al., 2012). Dans le cadre de cette thèse, l'intérêt se porte exclusivement sur la mesure des mouvements des membres supérieurs, étant donné que les études s'intéressent à des sportifs en fauteuil roulant. En ce qui concerne la cinématique des membres supérieurs, différents types de systèmes sont disponibles, tels que les systèmes optiques ou visuels, les systèmes inertiels, ou encore ceux basés sur la fusion de différents systèmes (Yahya et al., 2019 ; Pang et al. 2015). Les systèmes de capture du mouvement basés sur la fusion s'intéressent à utiliser conjointement deux systèmes de mesures afin d'obtenir un outil "low-cost"

comparativement à d'autres outils plus coûteux. En fonction du système considéré, le matériel utilisé n'est pas le même, puisque certains systèmes vont nécessiter une ou des caméras, tandis que d'autres vont utiliser des capteurs de type centrales inertiels ou bien des électrodes ou des systèmes avec des kinects (Yahya et al., 2019).

5.3.1 Installation

Dans le cadre de cette thèse, la décision a été prise de présenter un système optique ou visuel couramment utilisé en biomécanique. Dans le domaine des sportifs en fauteuil roulant, plusieurs études se sont penchées sur la cinématique de propulsion (Boninger et al., 1998 ; Chénier et al., 2022 ; Haydon et al., 2018 ; Veeger et al., 1998 ; Veeger et al., 1991). Différents types de systèmes visuels sont disponibles, comprenant des systèmes avec des caméras de profondeur, une seule caméra ou plusieurs caméras. Le choix se porte ici sur le système de capture du mouvement visuel multi-caméras nommé Vicon (Vicon Motion Systems Ltd, Oxford, Royaume-Uni), avec une fréquence d'acquisition allant jusqu'à (Yahya et al., 2019). Ce système optique multi-caméras requiert l'installation de plusieurs caméras fixes disposées de manière circulaire ou linéaire, en fonction de la zone d'acquisition souhaitée. En complément des caméras, l'utilisation de marqueurs, anatomiques ou techniques, est nécessaire. Ces marqueurs, sous forme de boules réfléchissantes, peuvent être positionnés sur des points anatomiques précis, directement sur la peau des participants, conformément aux recommandations de l'International Society of Biomechanics (ISB) (Wu et al., 2005), comme illustré en Figure 11 (Hybois, 2019 ; Wu et al., 2005).



Figure 11 : Set de marqueurs en accord avec les recommandations de l'ISB.

Les caméras enregistrent les mouvements du sujet en capturant des images. En utilisant la connaissance de la position de chaque caméra et de la position relative de chaque marqueur dans ces images, il est possible de calculer la position de chaque marqueur dans chaque image grâce à une méthode de triangulation. Ainsi, les coordonnées de ces points peuvent être déterminées par rapport au système de référence, correspondant à un système de coordonnées globales fixe, souvent défini à l'aide

d'une structure triangulaire avec 4 marqueurs, au fil du temps d'enregistrement (Royo Sánchez et al., 2014).

Pour réaliser ces mesures, une phase de calibration est nécessaire. La calibration des marqueurs placés sur le participant peut également être effectuée de manière statique ou dynamique (Hybois, 2019).

5.3.2 Avantages

Le principal avantage du système de mesure Vicon réside dans sa précision. En effet, il est largement reconnu comme la référence en matière de mesure cinématique du corps humain, notamment pour l'analyse des membres supérieurs exclusivement (Yahya et al., 2019). Merriault et al. (2017), se sont notamment intéressés à quantifier la précision de ce système de capture du mouvement et ont constaté que la précision statique du Vicon était de 0,15 mm et de l'ordre de 2 mm en dynamique. De plus, le système Vicon est considéré comme l'outil privilégié pour les programmes de réhabilitation clinique (Yahya et al., 2019).

5.3.3 Limites

Le principal inconvénient associé à l'utilisation du Vicon réside dans la nécessité d'avoir recours à plusieurs caméras, ce qui engendre un coût important non négligeable. En effet, la précision est influencée par divers facteurs, notamment la configuration de la caméra, le volume d'étalonnage, la taille du marqueur et les filtres de l'objectif (Windolf et al., 2008). De plus, le système requiert l'application de nombreux marqueurs ainsi que des paramètres normalisés pour mesurer les mouvements des articulations humaines, ce qui peut être considéré comme des obstacles à son utilisation (Vito et al., 2014). Enfin, l'environnement doit être calibré et bien structuré pour que le système fonctionne correctement, ce qui rend son utilisation dans des conditions écologiques complexes (Yahya et al., 2019). Notamment, le nombre de caméras, la hauteur de mesure et les conditions de mouvement influencent considérablement la précision du système (Eichelberger et al., 2016). Ainsi, l'intégration d'un tel dispositif dans un contexte sportif pourrait être complexe en raison des diverses sources de perturbations possibles telles que l'éclairage et les interférences.

5.4 SMARTWheel

Le questionnement sur les effets physiologiques et physiques de la propulsion du fauteuil roulant manuel a conduit à l'émergence de nouveaux outils d'analyse : les roues instrumentées. Leur utilisation a évolué pour permettre l'étude de la biomécanique de la propulsion du fauteuil roulant, que ce soit en conditions de terrain ou sur tapis roulant. La SMARTWheel®, figure parmi les roues instrumentées les plus couramment utilisées dans le domaine de la biomécanique du fauteuil roulant (cf Figure 12) (Three Rivers Holdings, Inc., Mesa, AZ ; Cowan et al., 2008).

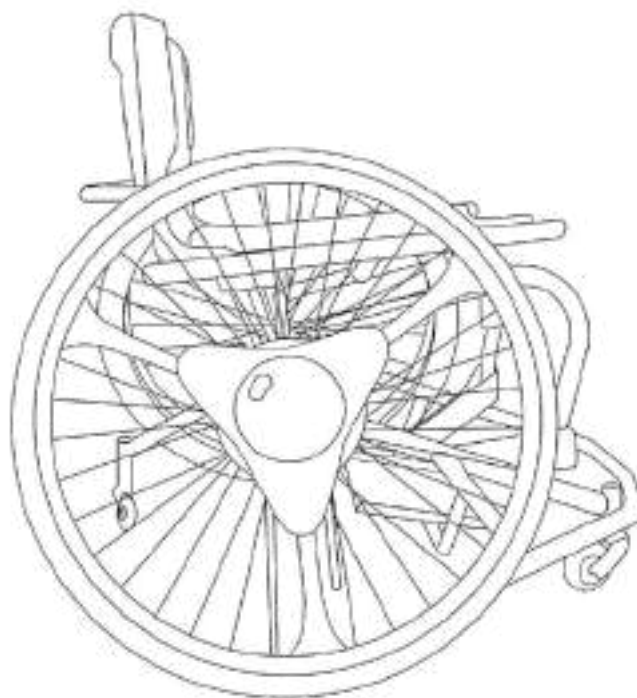


Figure 12 : Le dispositif SMARTWheel.

Cette roue instrumentée a un poids standard de 4,7 kg et une taille de 24 ou 26 pouces, ou plus récemment, de 22 pouces pour le modèle pédiatrique de la SMARTWheel. Les données sont recueillies sur un ordinateur via une communication sans fil à une fréquence de 240 Hz, permettant notamment d'afficher en temps réel certaines variables mesurées. La SMARTWheel est un instrument largement utilisé pour mesurer la cinétique de la propulsion en fauteuil roulant, fournissant des données avec des incertitudes généralement inférieures à 5-10% (Cooper et al., 1997). Des études récentes ont démontré sa précision dans le comptage des poussées, avec un taux d'erreur de seulement 4,5 % par rapport au comptage manuel (Soleymani et al., 2023).

Ces roues sont équipées de dynamomètres, permettant la collecte de données sur les forces et les moments de forces appliquées au niveau de la main courante à chaque instant, dans les trois plans de l'espace : F_y verticale, F_z médio-latérale, ainsi que les moments M_x (moment de rotation autour de l'axe x), M_y (moment de rotation autour de l'axe y) et M_z (moment de rotation autour de l'axe z et moment propulsif) (Asato et al., 1993 ; Cooper, 1997 ; Goosey-Tolfrey & Kirk, 2003). Le moment de l'action mécanique mesuré par la SMARTWheel est exprimé au niveau du centre de rotation de la roue (moyeu). L'utilisation d'un tel instrument, couplé à des capteurs de position angulaire après avoir filtré et dérivé l'angle pour obtenir la vitesse du fauteuil roulant, permet d'obtenir des paramètres cinétiques de propulsion. Ces paramètres ont été au centre de nombreuses études portant sur la validité des tests sur le terrain, la performance, l'efficacité, ainsi que les risques de blessures (Astier et al., 2017 ; Boninger et al., 2005 ; Chaves et al., 2004 ; Chénier et al., 2017 ; Hurd et al., 2008 ; Koontz et al., 2005 ; Soltau et al., 2015 ; Vegter et al., 2013).

5.4.1 Installation

La roue instrumentée se place sur le fauteuil roulant du sportif de la même manière qu'une roue classique qu'elle remplace (Asato et al., 1993 ; *SMARTWheel 2008 Users Guide*, 2014). Plusieurs éléments sont à prendre en compte lors de l'installation de la roue instrumentée. Notamment, le diamètre de l'axe de la roue instrumentée doit correspondre à celui du châssis du fauteuil roulant. Dans le cas des SMARTWheel, un axe biseauté pouvant se rétrécir et s'agrandir de plusieurs millimètres a été conçu (*SMARTWheel 2008 Users Guide*, 2014). La taille de la roue est également à prendre en compte pour correspondre aux réglages initiaux du fauteuil roulant de sport. Les SMARTWheel disposent notamment d'adaptations permettant d'avoir le dispositif de mesure en différentes dimensions (22, 24, 25 et 26 pouces) (*SMARTWheel 2008 Users Guide*, 2014). Les roues instrumentées peuvent être utilisées par deux, remplaçant les deux roues du fauteuil roulant, ou bien seules, remplaçant une seule des deux roues.

5.4.2 Avantages

L'utilisation de la SMARTWheel permet de réaliser des expérimentations dans des conditions plus écologiques que celles menées en laboratoire, car elles peuvent avoir lieu directement sur le terrain, en incluant des mouvements de pivots et autres, avec le fauteuil roulant personnel des sportifs (Asato et al., 1993). De plus, avec deux SMARTWheel, il est possible d'étudier simultanément le côté droit et le côté gauche, offrant ainsi la possibilité d'analyser individuellement chaque roue, ainsi que l'asymétrie et les techniques synchrone vs asynchrone. La mesure de la résistance au roulement est également possible. À la différence du tapis pour fauteuil roulant, les SMARTWheel permettent également de prendre en compte les mouvements de direction du fauteuil.

5.4.3 Limites

Le poids de la SMARTWheel est cependant l'une de ses principales limites. En effet, son poids de 4,7 kg, contre 3,6 kg pour une roue standard et 1 à 2kg pour une roue de sport, peut augmenter la résistance au roulement du fauteuil roulant (Mason et al., 2014 ; Mason et al., 2012 ; Jahanian et al., 2022). De même, l'ergonomie de sa main courante n'est pas optimale pour la préhension de l'utilisateur. Les attaches des dynamomètres étant conséquentes (cf Figure 13), la main de l'utilisateur peut venir buter contre celles-ci et gêner la propulsion réalisée.

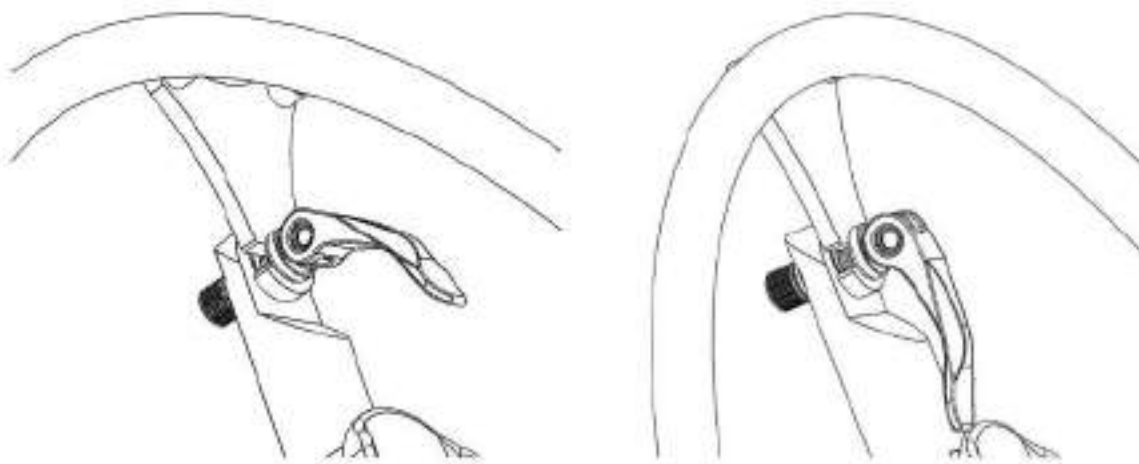


Figure 13 : Représentation d'une SMARTWheel et des attaches des dynamomètres (SMARTWheel 2008 Users Guide, 2014).

Les dimensions des roues de la SMARTWheel sont également limitées, ce qui empêche de tester l'ensemble des configurations de fauteuil roulant de sport. Enfin, il est important de tenir compte du fait qu'il est possible d'avoir des pertes d'informations si le sportif agrippe le pneu de la roue ou alors des erreurs de mesures lors des phénomènes de glissement du fauteuil roulant sur le sol (Bakatchina, et al., 2021).

5.5 Centrales inertielles

Les centrales inertielles ou Inertial Measurement Units (IMU) ont été développées dans les années 30 à des fins militaires (Figure 14) (Zhao & Wang, 2012). Ces dispositifs embarqués offrent désormais la possibilité aux utilisateurs de réaliser des collectes de données sur le terrain, dans des conditions écologiques, avec un poids et une taille nettement réduits par rapport aux SMARTWheel (Bakatchina, Weissland, & Faupin, 2021 ; van der Slikke et al., 2015 ; Xu et al., 2010). Les IMU peuvent être connectées en Bluetooth à des ordinateurs ou tablettes pour l'enregistrement des données brutes. La fréquence d'acquisition varie selon le modèle d'IMU utilisé. Dans le cadre de cette thèse, un modèle d'IMU en particulier a été utilisé avec une fréquence d'acquisition de 128 Hz (WheelPerf System, AtoutNovation, France). Elles permettent de déterminer les mouvements de l'objet étudié en termes d'accélération, de vitesse angulaire ou de rotation (Rong Zhu & Zhaoying Zhou, 2004). Pour cela, la vitesse, l'orientation et les forces gravitationnelles sont mesurées grâce à une technologie comprenant un accéléromètre, un gyromètre et un magnétomètre (Ahmad et al., 2013 ; Brodie et al., 2008a ; Dabonneville et al., 2005). Les IMU permettent donc de récolter des données cinématiques représentatives de la performance des sportifs en fauteuil roulant.

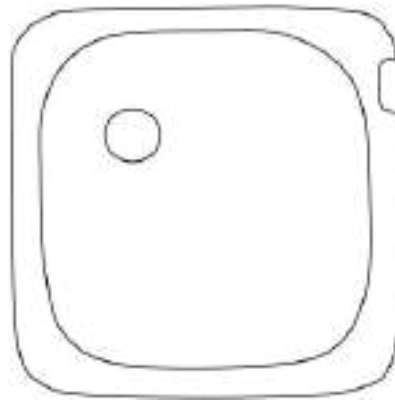


Figure 14 : Le dispositif IMU, WheelPerf system.

5.5.1 Installation

Les IMU peuvent être placées sur le cadre du fauteuil roulant ou bien sur les grandes roues à l'aide de supports de fixation et de sangles. Dans le cas d'un placement sur le cadre du fauteuil roulant, la centrale doit être placée de manière parallèle au sol. Lorsqu'il s'agit de la positionner sur les grandes roues, les IMU doivent être mises au niveau du moyeux avec l'axe z perpendiculaire au plan de la roue (Poulet et al., 2022) (cf Figure 15).

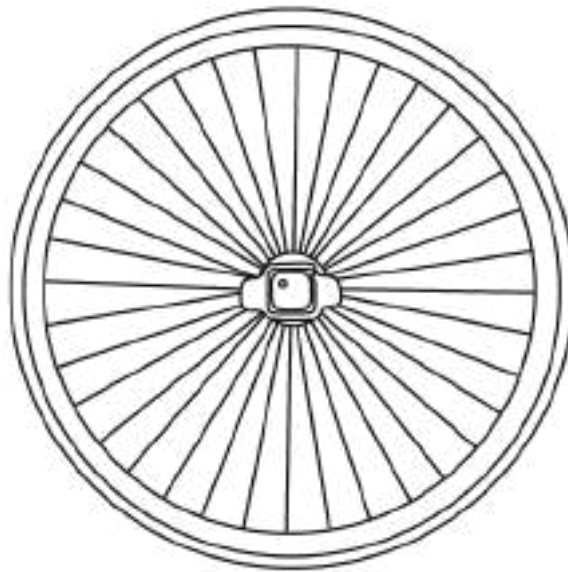


Figure 15 : Illustration du positionnement d'une IMU sur un moyeu de roue de fauteuil roulant.

Il est également possible de placer des IMU sur les membres supérieurs d'un participant et/ou le tronc (Aguilar, 2013 ; Jahanian et al., 2021 ; Ojeda & Ding, 2014 ; Popp et al., 2018). La fixation peut se faire via des sangles ou bien, avec des combinaisons sur lesquelles les IMU sont fixées.

5.5.2 Avantages

L'un des avantages des IMU est qu'elles ne modifient ni la configuration du fauteuil roulant, ni son poids, ni la propulsion du sportif. En effet, leur faible taille et leur poids en font des outils de mesure non invasifs et discrets. De la même manière que pour les SMARTWheel, elles offrent la possibilité de quantifier des données cinématiques individuellement pour chaque roue, de mesurer la résistance au roulement et de prendre en compte les mouvements de direction et les pivots du fauteuil roulant. De plus, une étude récente de Poulet et al. (2023), a permis de quantifier les mouvements du tronc des sportifs en fauteuil roulant, ce qui permet de compléter l'analyse biomécanique proposée par les outils précédents. Enfin, les IMU permettent également de caractériser les mouvements linéaires ou rotationnels en conditions de tests sur le terrain, d'entraînements ou de matchs (Rietveld et al., 2019 ; Van Der Slikke et al., 2017).

5.5.3 Limites

Le principal inconvénient des IMU est que leur précision de mesure peut varier. Les erreurs d'orientation statiques des IMU peuvent varier de $5,2^\circ$ à moins de 1° (Brodie et al., 2008b). La précision dynamique lors d'un mouvement pendulaire a montré des erreurs quadratiques moyennes entre $0,8^\circ$ et $1,3^\circ$ (Brodie et al., 2008a). Une autre étude a révélé une précision d'orientation statique de $0,6^\circ$ et une précision de vitesse angulaire de $4,4^\circ$ par seconde, avec de meilleures performances à des vitesses plus faibles (Taylor et al., 2017). De plus, il est important de souligner que, bien que nécessaire pour mesurer la cinématique du fauteuil roulant, l'utilisation de gyroscopes peut générer une dérive dans le temps en raison de l'accumulation d'erreurs lors de l'intégration de la vitesse angulaire (Groves, 2013). Enfin, de la même manière que pour les SMARTWheel, les IMU perdent des informations lors des phénomènes de glissement de la roue sur le sol, un phénomène courant dans plusieurs sports en fauteuil roulant.

6 Chapitre VI : Problématiques, objectifs et hypothèses

6.1 Questions de recherche

Les chapitres précédents ont mis en lumière plusieurs spécificités propres à la pratique du badminton en fauteuil roulant. L'utilisation de la raquette de badminton, les modes de déplacement et le système de classification sont des éléments distinctifs de cette discipline. En raison de la relative jeunesse de ce sport, la littérature scientifique manque de données spécifiques sur le badminton en fauteuil. Les recherches actuelles concernant l'utilisation de la raquette se concentrent uniquement sur des participants valides et novices. De plus, les comparaisons des modes de propulsion ont été réalisées en laboratoire, dans des conditions non écologiques, et avec des participants, là aussi, novices ou valides. Enfin, la distinction entre les deux classes repose sur des analyses techniques qui, bien qu'elles visent à établir une classification basée sur des preuves, restent encore embryonnaires et manquent de mesures biomécaniques objectives concrètes. Or, l'étude de ces spécificités revêt une grande importance, compte tenu de l'impact potentiel qu'elles pourraient avoir sur la performance des sportifs et leur système de classification (Fukui et al., 2020 ; Linden et al. 1993 ; Salvi et al. 1998 ; Mason et al. 2015 ; Strapasson et al. 2021 ; Mota Ribeiro & de Almeida, 2020).

La biomécanique est un outil large permettant la compréhension du sport. Les analyses cinétiques et cinématiques offrent la possibilité d'étudier notamment la propulsion du fauteuil roulant au travers de différents aspects tels que les forces appliquées sur la main courante du fauteuil roulant, la puissance, l'accélération ou bien la vitesse. Tous ces paramètres cinématiques et cinétiques sont étroitement liés à la performance des sportifs et peuvent offrir une meilleure compréhension de la pratique du badminton en fauteuil et un intérêt concret pour les sportifs. Dans le contexte de cette discipline, le manque de données biomécaniques concernant ces paramètres de performance est notoire. Cependant, leur évaluation nécessite des conditions spécifiques pour refléter la réalité de la pratique du badminton fauteuil.

Dans la littérature, diverses méthodes d'évaluation des sportifs en fauteuil roulant sont disponibles, y compris les évaluations en laboratoire, offrant un contrôle précis des variables expérimentales, mais éloignées de la réalité de la pratique sportive. Ainsi, pour se rapprocher des conditions écologiques, des tests sur le terrain ont été développés. En association avec des outils de mesures embarqués, une évaluation biomécanique complète des spécificités du badminton fauteuil et de leur impact sur la performance des sportifs pourrait être effectuée.

Plusieurs questions de recherche émergent de ces réflexions : Est-ce que l'utilisation d'une raquette de badminton impacte négativement la performance des sportifs ? Gêne-t-elle la préhension de la main courante ou modifie-t-elle l'application des forces sur la main courante ? Les paramètres biomécaniques sont-ils affectés de la même manière par la raquette en fonction de la direction de propulsion considérée ? Quelles différences biomécaniques existent entre la propulsion avant et arrière ? Cela impacte-t-il la performance des sportifs ? En quoi la classification influence-t-elle la performance des sportifs ? Est-il possible d'utiliser les paramètres biomécaniques mesurés pour aider à la classification dans le badminton en fauteuil roulant ?

6.2 Objectifs

Cette thèse cherche à répondre aux questions de recherche posées et à étudier de manière approfondie les trois spécificités du badminton en fauteuil roulant sur la performance des sportifs, en conditions de terrain et en utilisant des outils de mesure embarqués. Plus précisément, trois points sont abordés à travers trois études et une analyse étendue :

1. **Analyse de l'utilisation d'une raquette de badminton** : les deux premières études visent à identifier l'existence de différences entre la propulsion avec et sans raquette à l'aide de paramètres cinétiques, cinématiques et temporels reliés à l'efficacité et la technique de propulsion et la performance des sportifs, en tenant compte de la direction de propulsion.
2. **Comparaison de la propulsion avant et arrière en fonction de la classe** : dans cette analyse complémentaire, des données temporelles et cinématiques liées à la technique de propulsion et la performance des sportifs sont comparées en fonction de la direction de propulsion, en tenant compte de la classification de chaque sportif.
3. **Analyse de la relation entre la performance et les deux classifications de sportifs et utilisation des données biomécaniques pour la classification** : dans cette étude, l'existence de différences temporelles et cinématiques entre les joueurs des classes WH1 et WH2 est recherchée, et il est déterminé si ces mêmes données peuvent être utilisées comme une aide au système de classification actuel.

À la suite de ces objectifs, les hypothèses suivantes sont émises :

1. **Hypothèse 1** : l'utilisation de la raquette modifie les paramètres cinétiques, cinématiques et temporels de manière à diminuer l'efficacité de propulsion, la performance et modifier la technique de propulsion des sportifs/participants. Également, il est attendu que l'impact de la raquette soit majoré par la propulsion arrière.
2. **Hypothèse 2** : les sportifs ont de meilleures performances en propulsion avant par rapport à la propulsion arrière en termes de vitesse et de paramètres temporels (temps de phase de propulsion, de décélération de sprint). Il est attendu que les paramètres techniques de propulsion montrent une diminution temporelle du geste en propulsion arrière comparativement à la propulsion avant. Plus spécifiquement, la classification des sportifs accentue les différences entre propulsion avant et arrière.

3. Hypothèse 3 : les sportifs WH1 ont de moins bonnes performances et une technique de propulsion temporellement réduite comparativement aux sportifs WH2. Spécifiquement, il est attendu qu'une réduction des paramètres temporels et cinématiques soit observée en raison des limitations fonctionnelles plus sévères des sportifs WH1 en comparaison aux sportifs WH2. Également, il est supposé que les données récoltées pour chaque classe de sportifs permettent de les discriminer.

Deuxième partie : Contribution personnelle

7 Chapitre VII : Méthodologie générale

7.1 Organisation générale

En amont des Jeux Olympiques et Paralympiques de 2024 et dans le cadre de l'action « Programmes prioritaires de recherche » des Investissements d'avenir, l'Agence nationale de la recherche (ANR) a lancé l'appel à projets « Sport de Très Haute Performance » et a financé le projet de grande ampleur PARAPERF (N° : ANR-19-STHP-0005). Ce projet rassemble 13 laboratoires de recherche ainsi que des fédérations sportives et vise à favoriser l'émergence de sportifs médaillables aux Jeux Paralympiques de 2024. En plus de cet objectif principal, le projet cherche à augmenter les connaissances dans le domaine du Parasport, tout en fournissant des éléments d'éclairage et d'analyse aux fédérations sportives, aux staffs et aux sportifs pour les aider dans la prise de décision. Pour atteindre ces objectifs, trois lots de travail ont été créés :

- **Lot 1 : Trajectoires de performance et estimation de potentiels** : modélisation de la progression des sportifs dans un environnement compétitif en analysant les résultats de compétitions avec des méthodes statistiques afin de prédire les trajectoires de performance et les futurs résultats.
- **Lot 2 : Optimisation des performances des sportifs en fauteuil roulant manuel** : optimisation de l'équipement et évaluation des sportifs en fauteuil par une approche transdisciplinaire mélangeant biomécanique et physiologie, afin d'améliorer les techniques et stratégies d'entraînement et de proposer des améliorations technologiques individuelles.
- **Lot 3 : Facteurs psychosociaux, juridiques et environnementaux** : étude des environnements liés à la pratique sportive à l'aide de la sociologie, de la psychologie et du droit, afin de favoriser et d'optimiser des conditions propices à l'excellence sportive.

Ma thèse s'inscrit dans le projet PARAPERF, puisque la Fédération Française de Badminton y est intégrée. Plus précisément, je participe au lot de travail 2.

7.2 Expérimentation 1

7.2.1 Éthique

Les tests effectués dans le cadre de cette étude ont été réalisés à l'Université de Toulon (La Garde, France) le 21 novembre 2018. Bien qu'antérieurs au début de ma thèse, j'ai pris part à ces tests dans le cadre de mon stage de Master 1. Le protocole expérimental a été approuvé par le Comité d'Éthique pour les Recherches en Sciences et Techniques des Activités Physiques et Sportives (CERSTAPS) du Conseil National des Universités de France [certificat #CERSTAPS 201816-07-26], déposé le 6 juin 2018 et accepté le 7 juillet 2018. Les participants ont été recrutés à partir de septembre 2018.

7.2.2 Participants

Dans le cadre de cette première étude, 16 participants ont pris part aux expérimentations et ont réalisé l'entièreté des tests. Ces participants sont des étudiants valides novices en Licence 3ème année en STAPS et ont été recrutés en amont des tests au sein de l'Université de Toulon, campus La Garde. Plus précisément, 6 femmes et 10 hommes ont été recrutés. Les participants ont été inclus s'ils étaient valides et avaient pris part à une initiation à la maniabilité en fauteuil roulant et au badminton fauteuil au cours de 6 séances d'entraînement de 90 minutes. Ces séances d'entraînement faisaient partie de leur programme d'enseignement universitaire en STAPS et entraînaient les participants à la propulsion avant, arrière, avec et sans raquette de badminton et, la pratique en simple et en double du badminton fauteuil. Il était également inclus des sessions de sprints et de pivots pour travailler la maniabilité du fauteuil roulant. Les critères d'exclusion étaient les blessures ou les douleurs susceptibles d'interférer avec la propulsion du fauteuil roulant. Les caractéristiques des participants sont disponibles en Table 8.

Table 8 : Caractéristiques des participants de l'expérimentation 1.

Genre	Âge (années)	Taille (cm)	Masse corporelle (kg)	IMC (kg/m ²)	Côté raquette
Homme	22	180	60	18,5	D
Homme	27	179	58	18,1	D
Femme	20	165	60	22,0	D
Homme	22	175	67	21,9	D
Homme	21	180	64	19,8	D
Homme	21	179	75	23,4	D
Homme	21	171	68	23,3	D
Homme	20	174	71	23,5	D
Femme	21	169	60	21,0	D
Femme	24	172	43	14,5	G
Femme	19	161	63	24,3	D
Homme	19	176	58	18,7	G
Femme	20	170	70	24,2	D
Femme	22	163	94	35,4	G
Homme	19	175	60	19,6	D
Homme	22	175	68	22,2	D
Moyenne (ET)	22,5(5,6)	172,8(5,9)	64,9(10,7)	21,9(4,5)	

Avec IMC : Indice de Masse Corporelle ; D : droite ; G : gauche, ET : écart-type.

L'ensemble du protocole a été réalisé dans le gymnase du STAPS de l'Université de Toulon, dont la surface correspond à un balatum rigide. Les participants ont effectué un échauffement de 5 minutes en fauteuil roulant avant de commencer le test. Les fauteuils roulants utilisés étaient des modèles sportifs, différents pour chaque participant. L'échauffement consistait en des séries de propulsion à vitesse confortable, des sprints à vitesse maximale, de la propulsion en slalom et en propulsion arrière.

À la suite de cet échauffement, les participants se sont installés tour à tour dans le même fauteuil roulant de sport, ayant un angle de carrossage de 18° et des roues de 26 pouces. Une fois dans le fauteuil roulant, ils devaient se propulser le long d'une ligne droite de 20 mètres à une vitesse constante de 1,4 m/s (5 km/h) à l'aide d'un signal sonore régulier. La vitesse de 1,4 m/s a été choisie pour correspondre à une vitesse auto-sélectionnée, soit une vitesse de confort (Cowan et al., 2009 ; Cowan, 2007 ; Gagnon et al., 2015). Cette vitesse a été contrôlée à posteriori pour l'ensemble des participants et ne présente pas de différence significative, indiquant que la vitesse imposée de 1,4 m/s a bien été respectée. Pour cela, des plots ont été placés à intervalles réguliers le long de la ligne droite de 20 mètres. À chaque signal sonore, le participant devait se trouver au niveau du plot suivant, et ainsi de suite jusqu'à la fin des 20 mètres. Les participants devaient se propulser continuellement sans freiner ni accélérer brusquement. Pour s'habituer au système sonore, ils ont été autorisés à pratiquer le parcours deux fois avant l'enregistrement de l'essai. Le départ du test se faisait à l'arrêt.

Deux passages ont été effectués dans un ordre aléatoire : avec et sans raquette de badminton. La raquette, identique pour tous les participants (Yonex Astrox Smash Navy Blue, 73 g), était tenue du côté préférentiel du sportif, nommée « main dominante ». L'autre main est appelée « main non dominante ». Le test étant sous-maximal, un temps de récupération d'une minute a été mis en place entre chaque essai. Bien que la technique de propulsion n'ait pas été imposée, tous les sportifs ont utilisé une propulsion synchrone.

7.2.3 Outil de mesures

Le fauteuil roulant de sport a été équipé de deux roues instrumentées (SMARTWheel, édition 2013, Outfront LLC). Les roues instrumentées ont remplacé les roues d'origine du fauteuil roulant, avec un axe biseauté pouvant s'adapter aux moyeux du fauteuil roulant fixés sur le cadre (Figure 16).

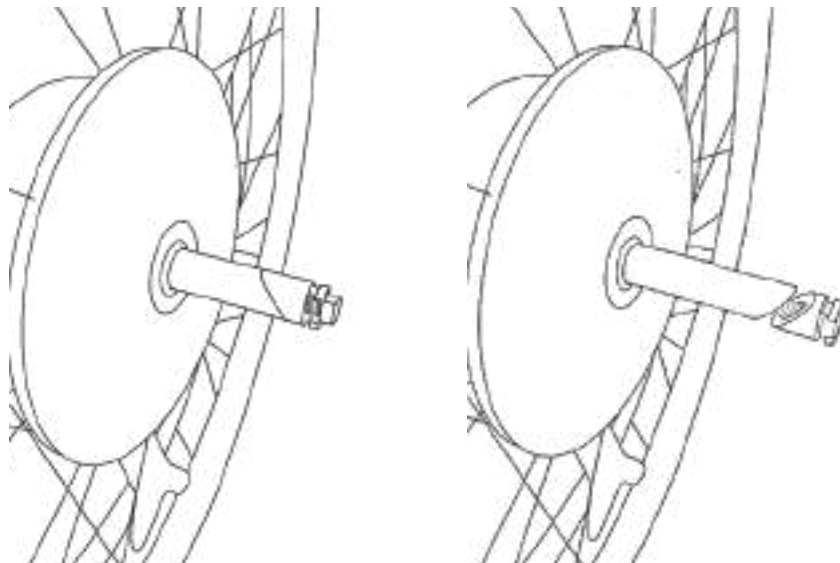


Figure 16 : Axe adaptable de la SMARTWheel (SmartWheel User's Guide 2014, 2014).

Les roues instrumentées permettent de mesurer certaines données dans des conditions proches de la discipline d'origine, sans entraver la propulsion. Ces roues pèsent environ 4,9 kg et ont un moment d'inertie d'environ 0,15 kg.m² (Sprigle et al., 2016). La fréquence d'acquisition a été fixée à 240 Hz pour chaque roue, avec une connexion Bluetooth à un ordinateur pour la collecte des données brutes.

7.2.4 Traitement des données

L'ensemble des données récoltées grâce aux roues instrumentées a été traité en utilisant Python/SciPy via l'interface Spyder en utilisant le paquet de fonctions Kinetics Toolkit développé par Chénier (2021). L'utilisation des roues instrumentées permet de mesurer les forces F_x , F_y , F_z (F_x est la force horizontale utile à la propulsion ; F_y est la force verticale ; F_z est la force médiolatérale) et les moments de force M_x , M_y , M_z appliqués sur chaque main courante pour chaque test. Les données ont été obtenues pour la roue droite et la roue gauche. La première étape consistait donc à synchroniser les deux séries de données. Pour cela, il a été nécessaire d'identifier un pic de force produit avant le test. Ce pic a été créé à l'aide d'une barre en bois tapant simultanément les deux roues instrumentées. La Figure 17 illustre cette procédure.

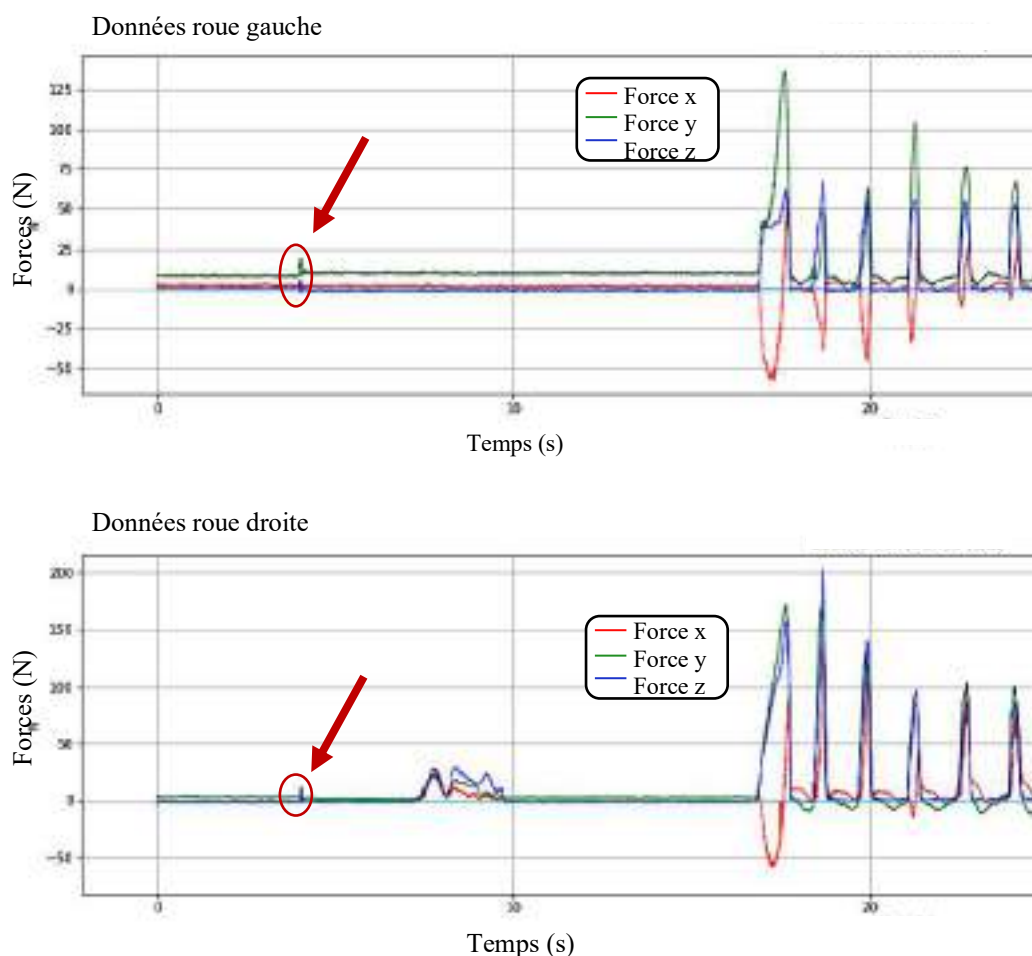


Figure 17 : Identification des pics de synchronisation sur les courbes de forces mesurées pour les roues instrumentées gauche et droite.

A la suite de cette étape, le décalage cinétique dynamique (biais ou erreur de mesures, qui varie au cours du temps en fonction de la position ou de l'orientation de la roue) a été annulé à l'aide d'une méthode décrite par Chénier et al. (2017), car les données cinétiques enregistrées peuvent inclure des décalages dynamiques affectant la précision des mesures. La vitesse et la puissance développées au niveau de chaque roue ont été calculées à partir des angles des roues à l'aide d'un filtre dérivé de Savitzky-Golay de premier ordre en 131 points (Chénier et al., 2015).

Une fois ces étapes réalisées, une segmentation des données a été effectuée pour permettre le calcul des différentes variables. Pour cela, une identification automatique des cycles a été réalisée sur la courbe de la norme des forces des données cinétiques à l'aide des paramètres suivants :

- Ajout des événements « push » et « recovery » pour le début et la fin de chaque poussée
- Seuil minimum de détection d'une poussée fixée à 10 N
- Seuil minimum de détection de la fin de chaque poussée fixée à 5 N
- Durée minimum d'une poussée fixée à 0.2 s
- Hauteur minimum d'un pic de force fixée à 30 N

Une vérification manuelle a ensuite été faite afin de corriger les éventuelles erreurs de détection. Les événements précédemment placés de manière automatique ont été déplacés manuellement en cas d'erreur, ainsi qu'illustré en Figure 18.

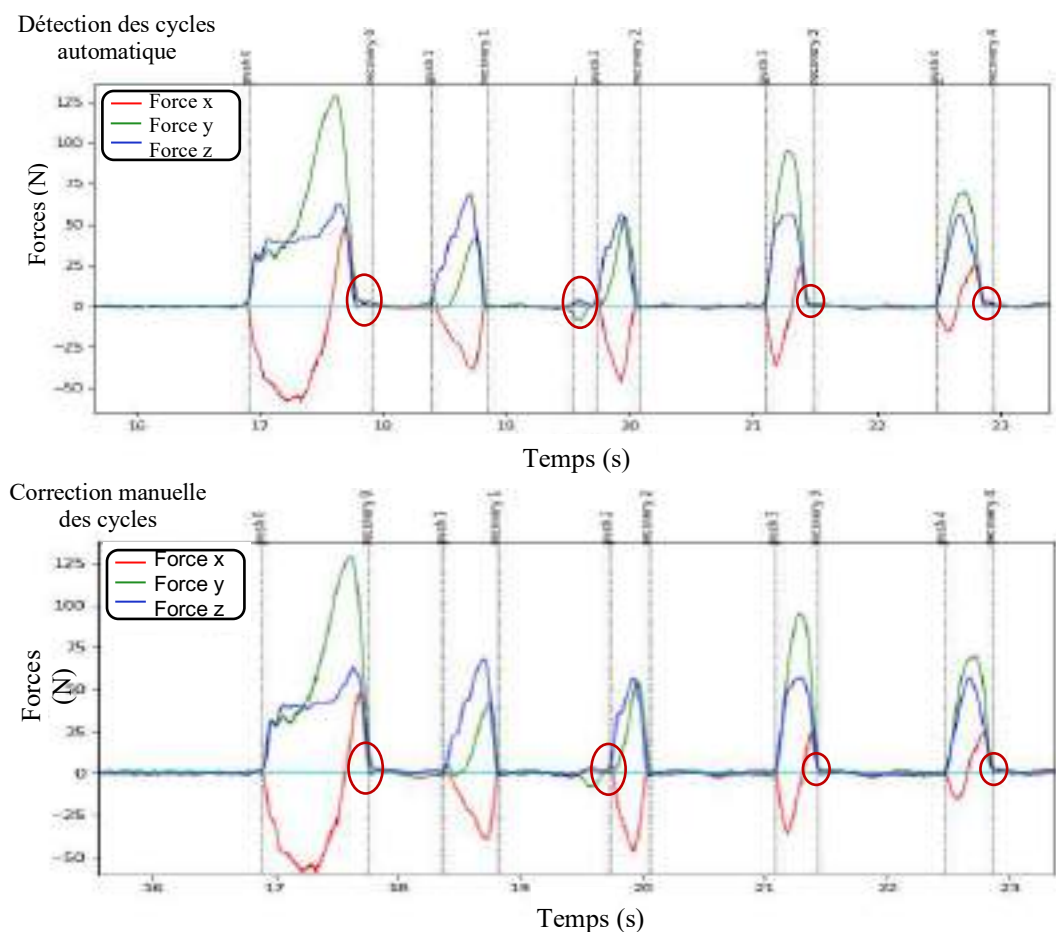


Figure 18 : Courbes de forces avec détection automatique et manuelle des cycles de propulsion du fauteuil roulant manuel.

7.2.5 Paramètres calculés

Une fois les évènements positionnés et corrigés, les différents paramètres présentés en Table 9 a pu être calculés ou mesurés pour chaque cycle de poussée identifié.

Table 9 : Description et équations des paramètres de l'étude 1.

Paramètres	Descriptions	Équations
Paramètres cinétiques		
Force totale maximale ($F_{tot_{max}}$) [N]	Somme des forces maximales dans les 3 plans de l'axe appliquées à la main courante pour chaque poussée	$moy(Fx^2_{max} + Fy^2_{max} + Fz^2_{max}) [N] \quad (6)$
Moment propulsif maximal (Mz_{max}) [Nm]	Moment de propulsion maximal appliqué à la main courante pour chaque poussée	Calcul effectué par le logiciel SMARTWheel
Fraction de Force Efficace (FEF) [%]	Pourcentage des forces utiles à la propulsion	$\left \frac{F_{tan}[N]}{F_{tot}[N]} \right \times 100 \quad (7)$
Puissance maximale (P_{max}) [W]	Puissance maximale développée par le participant sur la main courante pour chaque poussée.	$max\left(\frac{d\theta[^\circ]}{dt[s]} \times Mz[Nm]\right) \quad (8)$
Impulsion angulaire (IA) [Nm.s]	Gain du moment propulsif au cours d'une poussée	$Mz_{moy}[Nm] \times TP[s] \quad (9)$
Paramètres spatio-temporels		
Temps de poussée (TP) [s]	Temps de contact entre la main et la main courante	$t_{fin}(i)[s] \times t_{début}(i)[s] \quad (10)$
Temps de cycle (TC) [s]	Temps entre le début de la poussée et la poussée suivante	$t_{début2}(i)[s] \times t_{début1}(i)[s] \quad (11)$
Angle de poussée (AP) [°]	Évolution de l'angle formé par la main sur la main courante et le moyeu de la roue pendant le temps de poussée	Calcul effectué par le logiciel SMARTWheel

Avec F_x : force horizontale ; F_y : force verticale ; F_z : force médio-latérale ; F_{tan} : force tangentielle ; θ : angle de la roue ; début : début d'une poussée ; fin : fin d'une poussée ; t : temps ; i : poussée considérée.

Les premières et dernières poussées de chaque essai ont été retirées, car considérées comme des poussées de transition. Les paramètres présentés dans la Table 9 ont été calculés/mesurés et moyennés sur l'ensemble des poussées sélectionnées de manière bilatérale. Ainsi, nous avons obtenu des données cinétiques et spatio-temporelles pour la main dominante et non dominante de chaque participant. Il est important de préciser ici que le terme « cinétique » couvre un large champ de données qui n'est pas couvert dans son entièreté dans cette thèse. Ainsi, il est considéré comme paramètres cinétiques de cette

thèse les paramètres suivants : force totale maximale, moment de propulsion maximal, fraction de force efficace, puissance maximale et impulsion angulaire.

Parmi ces paramètres, la force totale, la puissance maximale, le temps de poussée, de cycle et l'angle de poussée sont considérés comme des paramètres de technique de propulsion. La fraction de force efficace, le moment propulsif maximal et l'impulsion angulaire sont considérés comme des paramètres d'efficacité de propulsion.

7.2.6 Traitements statistiques des données

Un total de 9 variables a été calculé ou mesuré. Les moyennes et les écarts-types de ces variables ont été calculés pour chaque condition (avec et sans raquette) et pour chaque membre séparément (dominant et non-dominant). Toutes les données ont été analysées à l'aide de SPSS version 20 (SPSS Inc., Chicago, Illinois, USA).

Le test de Shapiro-Wilk a montré que toutes les données n'étaient pas distribuées normalement. Ainsi, les analyses statistiques ont été effectuées sur les données transformées logarithmiquement. Une ANOVA à mesures répétées a ensuite été réalisée (avec deux facteurs intra-sujets : avec raquette *vs.* sans raquette ; main dominante *vs.* main non-dominante) pour examiner les différences existantes entre la main dominante et la main non-dominante selon la condition avec ou sans raquette. Un test de sphéricité de Mauchly a été effectué pour vérifier si l'hypothèse de sphéricité était violée. Cela a été le cas pour toutes les variables calculées. Une correction de Greenhouse-Geisser a été appliquée. Un ajustement de Bonferroni a été fait pour les comparaisons multiples avec $p = 0.05$. Pour chaque différence significative, la taille de l'effet η^2 a été calculée en utilisant l'équation suivante (12) :

$$\eta_p^2 = \frac{SC_{effet}}{SC_{effet} + SC_{erreur}} \quad (12)$$

Avec η^2 : taille de l'effet de la variable considérée ; SC_{effet} : somme des carrés des effets de la variable considérée ; SC_{erreur} : somme des carrés des erreurs de la variable considérée.

La taille de l'effet a été interprétée selon Cohen (1988) : petite ($\eta^2 = 0,01$), moyenne ($\eta^2 = 0,06$) et grande ($\eta^2 = 0,14$).

Nous avons également effectué un test t de Student apparié pour comparer les paramètres de la même main, avec et sans raquette, sur les données transformées logarithmiquement. La significativité a été fixée à $p < 0,05$. Pour chaque différence significative, la taille de l'effet d a été calculée en utilisant l'équation suivante (13) :

$$d = \frac{moy(X_0) - moy(X_1)}{e.t(X_0)} \quad (13)$$

Avec X : paramètre étudié ; 0 : données sans raquette ou main non dominante selon l'analyse statistique ; 1 : données avec raquette ou main dominante selon l'analyse statistique.

La taille de l'effet a été interprétée selon Cohen (1988) : petite ($d = 0,2$), modérée ($d = 0,5$) et grande ($d = 0,8$).

7.3 Expérimentation 2

Les données recueillies lors de l'expérimentation 2 ont été utilisées pour rédiger l'étude 2, l'analyse complémentaire et l'étude 3.

7.3.1 Éthique

Les campagnes expérimentales des études relatives à l'expérience 2 ont été menées lors de deux championnats de France de Parabadminton. Le premier s'est tenu à Nueil-les-Aubiers du 14 au 16 janvier 2022, et le second à Saint-Orens du 13 au 15 janvier 2023. Les participants ont été recrutés à partir de décembre 2021. Tous les participants ont signé un formulaire de consentement écrit pour participer à l'étude.

Le protocole expérimental a été approuvé par le CERSTAPS du Conseil National des Universités de France [certificat #CERSTAPS IRB00012476-2021-11-06-274], déposé en février 2021 et accepté en juin 2021.

Le projet PARAPERF, faisant partie du Programme Prioritaire de Recherche 'Sport de Très Haute Performance', a bénéficié d'une aide de l'État gérée par l'ANR dans le cadre du Programme d'Investissements d'Avenir sous la référence ANR-19-STHP-0005, qui a financé les différents tests réalisés.

7.3.2 Participants

Pour l'expérimentation 2, 22 joueurs de badminton en fauteuil ont été recrutés. Le recrutement des sportifs a eu lieu en amont des tests, en collaboration avec les membres de la Fédération Française de Badminton. Parmi ces sportifs, il y avait 9 femmes et 13 hommes présentant les pathologies suivantes : paraplégie ($n=15$), paraparésie ($n=2$), spina bifida ($n=1$), ostéogenèse imparfaite ($n=1$), poliomyélite ($n=1$), double amputation tibiale ($n=1$), et algoneurodystrophie ($n=1$). Ces parasportifs étaient répartis en deux catégories, WH1 ($n=12$) ou WH2 ($n=10$), correspondant à leur classification en badminton en fauteuil. Les critères d'inclusion exigeaient que les participants aient un niveau national ou supérieur en badminton en fauteuil et qu'ils aient au moins un an d'expérience dans la pratique de ce sport. Les participants étaient exclus s'ils présentaient des douleurs ou des blessures susceptibles d'entraver leur capacité à propulser leur fauteuil roulant. En raison de ces critères, trois sportifs ont été exclus, ce qui a porté le nombre final de participants à 19. Leurs caractéristiques sont disponibles dans la Table 10.

Table 10 : Caractéristiques des participants de l'expérimentation 2.

Genre	Âge (années)	Taille (cm)	Masse corporelle (kg)	IMC (kg/m2)	Années de pratique (années)	Côté raquette	Pathologie	Classification	Angle de carrossage (°)	Taille des roues (pouces)
Femme	55	162	60	22.9	9	D	Paraplégie (T12-L1)	WH2	20	24
Femme	45	165	58	21.3	10	D	Paraplégie (T6-T8)	WH1	18	25
Homme	31	180	60	18.5	6	G	Paraplégie (T12-L1)	WH2	18	26
Homme	37	176	67	21.6	6	D	Paraplégie (T7-T8)	WH1	20	25
Homme	45	158	64	25.6	17	D	Spinabifida	WH1	18	25
Homme	48	187	75	21.4	9	D	Paraplégie (T12)	WH2	20	26
Femme	53	171	68	23.3	8	D	Paraplégie (T12-L1)	WH1	20	25
Homme	45	168	71	25.2	12	D	Paraplégie (T5-T6)	WH1	20	25
Femme	33	165	60	22.0	2	D	Paraplégie (T12-T6)	WH1	20	24
Femme	22	135	43	23.6	6	D	Ostéogénèse imparfaite	WH2	18	24
Homme	38	185	63	18.4	2	D	Paraplégie (T5-T6)	WH2	20	25
Homme	44	165	58	21.3	9	D	Paraplégie (T12-L2/L3)	WH2	18	25
Homme	40	187	70	20.0	5	D	Paraplégie (T5-T6)	WH1	20	25
Homme	49	185	94	27.5	5	D	Paraplégie (T3-T4)	WH1	20	25
Homme	52	160	60	23.4	3	G	Poliomyélite	WH1	20	25
Femme	41	175	68	22.2	9	D	Paraplégie incomplète (L1-L2)	WH2	18	25
Femme	37	170	60	20.8	3	D	Paraplégie incomplète (T12-L1)	WH2	20	25
Femme	27	156	47	19.3	4	D	Algoneurodystrophie	WH2	20	25
Homme	33	178	100	31.6	14	D	Paraplégie (T6)	WH1	20	25
Moyenne (ET)	40.8(8.8)	169.9 (12.7)	65.6(13.1)	22.6(3.2)	7.3(4.0)					

Avec IMC : Indice de Masse Corporelle ; D : droite ; G : gauche ; ET: écart type.

7.3.3 *Protocole*

Le protocole de l'expérimentation 2 s'est déroulé dans un gymnase dont la surface correspondait à celle des terrains de badminton utilisés par les joueurs. Dans le cas de l'expérimentation 2, les tests ont lieu en laboratoire sur une surface de type parquet. Les phases de test ont débuté par une période d'échauffement libre de 5 minutes, comprenant de la propulsion en fauteuil roulant avec la raquette de badminton. Les sportifs ont alterné entre des phases de propulsion avant, arrière et des sprints. Les fauteuils roulants et les raquettes de badminton étaient spécifiques à chaque sportif.

Après cet échauffement, les sportifs ont été invités à réaliser des sprints consécutifs en propulsion avant et arrière pendant 1 minute, sur une distance de 3 mètres. Cette distance était symbolisée par deux plots au départ et deux plots à l'arrivée, comme illustré sur la Figure 19.

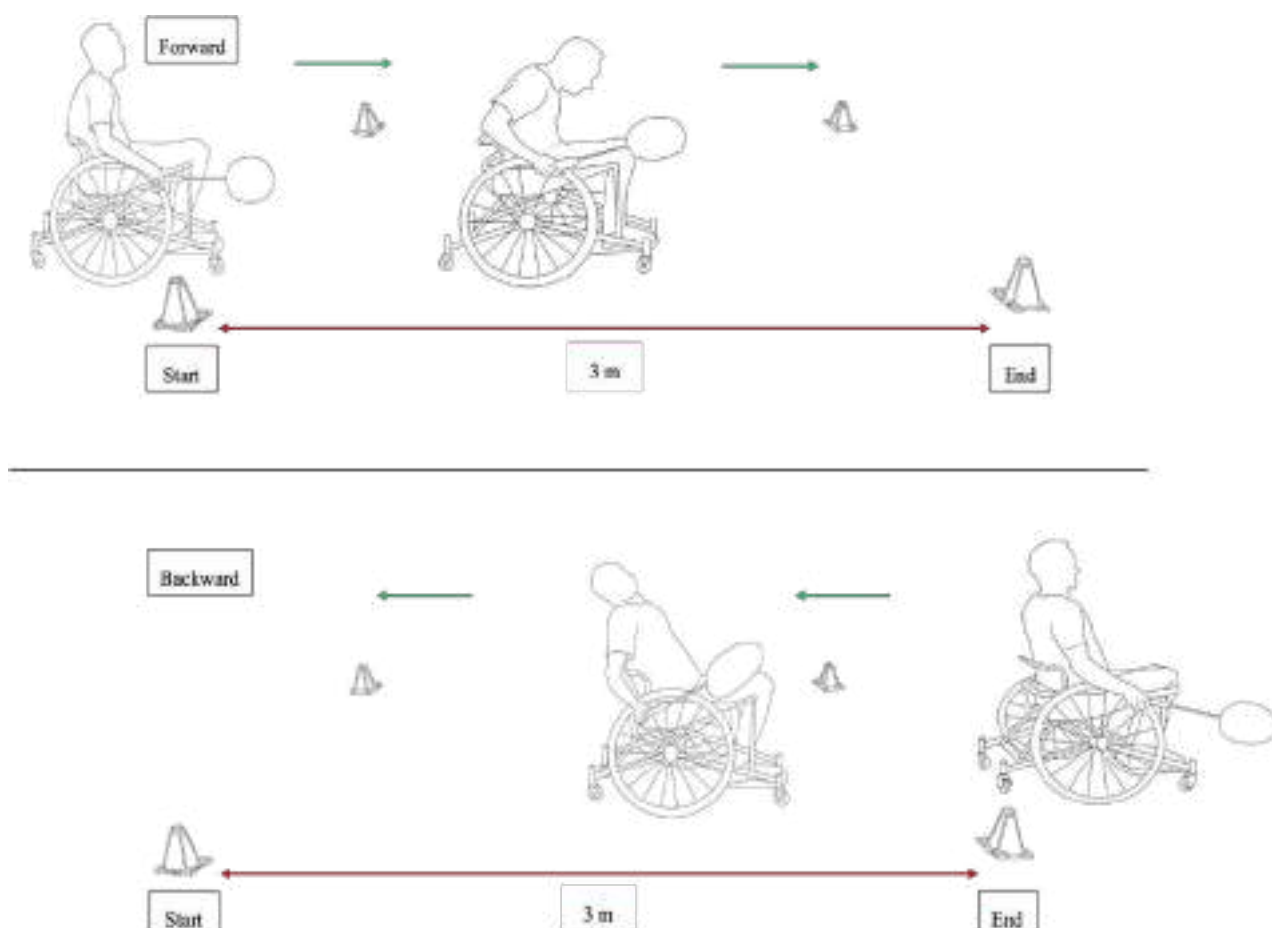


Figure 19 : Figure du test de propulsion avant et arrière.

Le départ se faisait à l'arrêt en propulsion avant, et la consigne était de faire systématiquement passer la grande roue du fauteuil roulant au-delà de la ligne de départ ou d'arrivée avant d'enchaîner un autre sprint. Deux essais par sportif ont été réalisés de manière aléatoire : avec et sans raquette de badminton. La raquette était tenue dans la main préférentielle du sportif, nommée « main dominante ». L'autre main est appelée « main non dominante ». Une pause de 5 minutes a été observée entre chaque essai. Bien que la technique de propulsion n'ait pas été imposée, tous les sportifs ont utilisé une propulsion synchrone.

7.3.4 Outil de mesures

Afin de recueillir les données de l'expérimentation 2, des centrales inertielles ont été installées bilatéralement sur les roues des fauteuils roulants de chaque participant. Ces centrales inertielles ont été placées sur chaque moyeu des grandes roues, avec les axes des gyroscopes suivant : l'axe x vertical, l'axe y horizontal et l'axe z médio-latéral, disposé perpendiculairement au plan de la roue, comme illustré à la Figure 20 (Poulet et al., 2022).

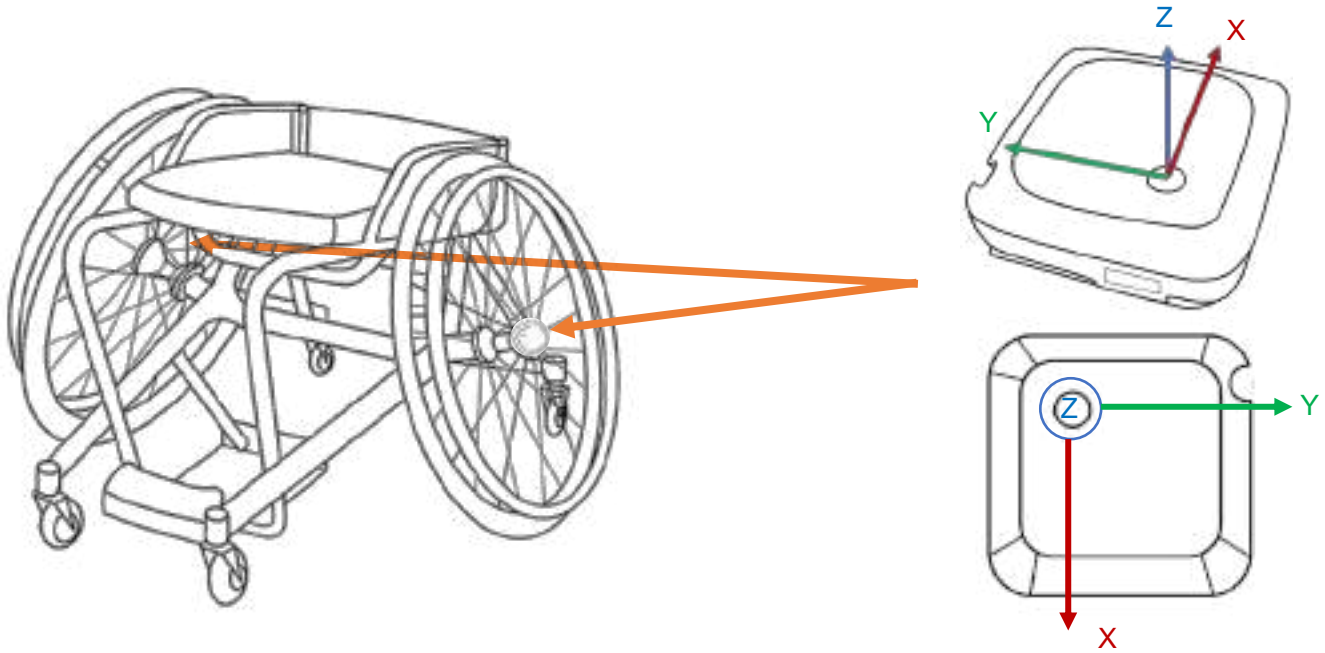


Figure 20 : Figure du positionnement des centrales inertielles sur le fauteuil roulant (adaptée de la thèse de Florian Brassart, 2023).

Chaque centrale inertielle enregistre à une fréquence 128 Hz via un module Bluetooth enregistrant les données sur une tablette. Elles sont composées de 3 accéléromètres, 3 gyroscopes et 3 magnétomètres (WheelPerf System, AtoutNovation, France).

7.3.5 Traitement des données

L'ensemble des données recueillies a également été traité à l'aide de Python/SciPy sur l'interface Spyder en utilisant le paquet de fonctions Kinetics Toolkit développé par Chénier (2021). Les données de l'expérimentation 2 collectées pour la roue droite et la roue gauche ont été traitées séparément, sans moyennage. La première étape du traitement des données consiste à extraire les données des gyroscopes de chaque centrale inertielle et à les convertir de données binaires en données brutes pouvant être traitées. Les roues des fauteuils roulants sont supposées rouler sans glisser. Il est donc possible de calculer la vitesse linéaire du fauteuil (V) du fauteuil roulant, pour la roue droite (VD) et la roue gauche (VG). Une hypothèse de translation pure est émise pour les déplacements étant donné qu'il s'agit, dans cette thèse, de traiter des données de sprints rectilignes. La vitesse linéaire est calculée à partir de l'équation suivante (Brassart et al., 2023) (14) :

$$VD = r \times \omega D \quad (14)$$

Avec r : le rayon de la roue ; ωD : vitesse de rotation de la roue droite au niveau de leurs axes.

Cependant, ainsi qu'indiqué dans la thèse de Florian Brassart (2023), les fauteuils roulants de sport sont équipés de roues avec un angle de carrossage pouvant potentiellement affecter la mesure de la rotation de la roue lors des pivots. En effet, les capteurs inertiels permettent de calculer la vitesse de rotation de la roue, mais aussi la vitesse de rotation du fauteuil autour de son axe vertical (θ) (Brassart et al., 2023). Pour compenser cette erreur potentielle, Pansiot et al. (2011), ensuite repris par Fuss

(2012), ont développé une nouvelle méthode de calcul de la vitesse de rotation de la roue ($T\omega$), déclinée pour la roue droite ($T\omega_{roue\ droite}$) et la roue gauche ($T\omega_{roue\ gauche}$), en incluant l'angle de carrossage (15) :

$$T\omega_{roue\ droite} = \omega D - \omega D_{xy} \tan(\alpha) \quad (15)$$

Avec ωD_{xy} : mesure de la résultante des vitesses de rotation pour la roue droite, autour de l'axe x (ω_x) et de l'axe y (ω_y) appartenant au plan de la roue et perpendiculaire à l'axe z de la centrale inertielle.

En suivant ces corrections, il est possible de calculer la vitesse linéaire réelle (V_T), déclinée pour la roue droite (VD_T) et la roue gauche (VG_T), à l'aide de l'équation suivante (16) :

$$VD_T = r \times T\omega_{roue\ droite} \quad (16)$$

Après avoir recalculé la vitesse linéaire des roues en prenant en compte les corrections liées à l'angle de carrossage, les données ont été filtrées à l'aide d'un filtre passe-bas de Butterworth d'ordre 2 avec une fréquence de coupure de 4 Hz.

Une fois les données filtrées, des événements ont été placés manuellement pour plus de précision afin de distinguer les phases de sprint en propulsion avant et arrière, ainsi que les phases de transition entre les deux types de sprints. Les phases de transition correspondent au laps de temps durant lequel le sportif bascule d'une direction de propulsion à une autre, caractérisée notamment par le dérapage des roues sur la surface. Les événements ont été placés manuellement pour garantir la précision du traitement des données. Cette étape a été réalisée deux fois par la même personne afin de vérifier l'exactitude des événements. Plusieurs règles ont été définies pour réaliser ce marquage d'événements en fonction des phases à identifier :

- « Début de sprint » : événement placé si on note une augmentation franche de la vitesse, supérieure à 1 m/s.
- « Fin de sprint » : événement placé si on note une diminution franche de la vitesse, jusqu'à atteindre les 0 m/s ou une vitesse négative.
- « Transition » : phase comprise entre la fin et le début d'un sprint si on note plusieurs pics de vitesse consécutifs en moins de 0,02s et de moins de 0,1 m/s ou bien, si aucune variation n'est notée dans la courbe de vitesse.

La Figure 21 illustre ces propos.

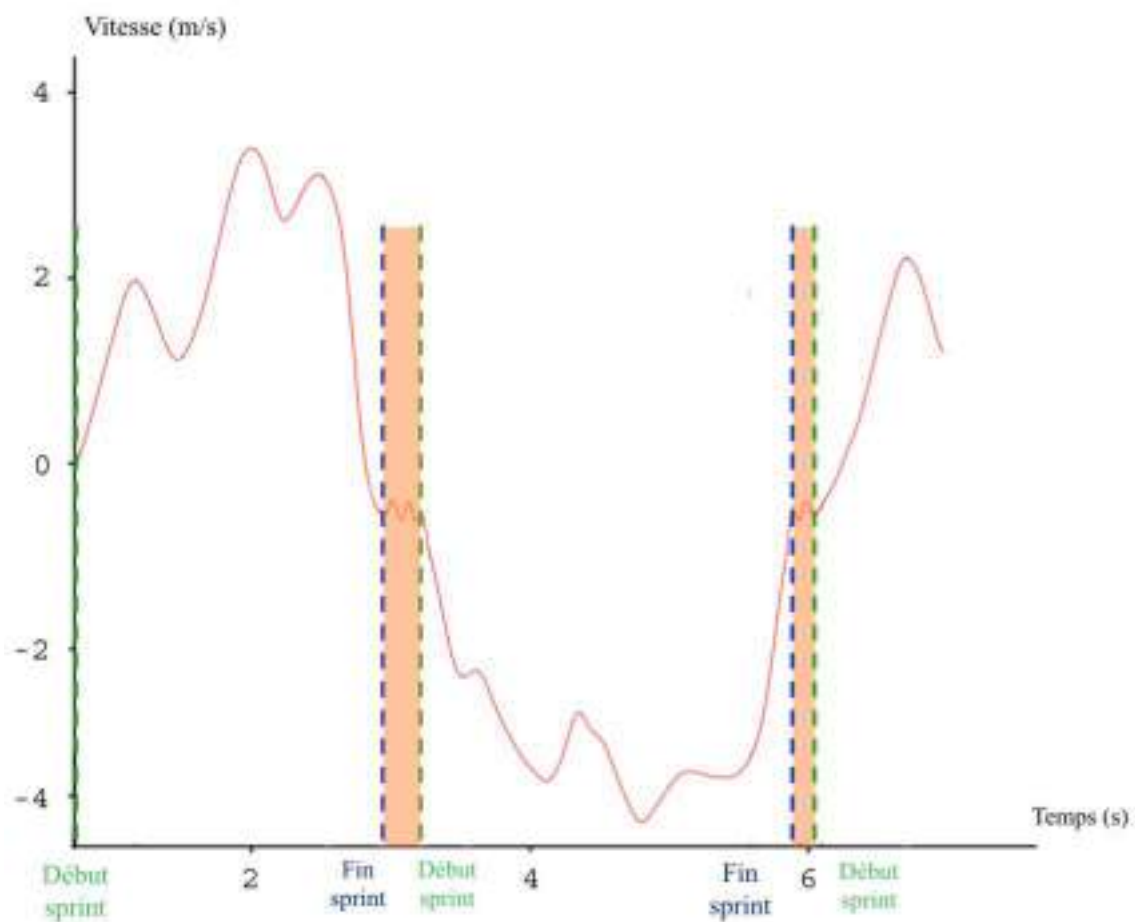


Figure 21 : Courbes de vitesse avec les différents évènements placés manuellement.

À la suite de ce premier marquage d'événements, deux autres événements ont été ajoutés manuellement, correspondant au « premier pic de vitesse » et au « dernier pic de vitesse » (cf Figure 22).

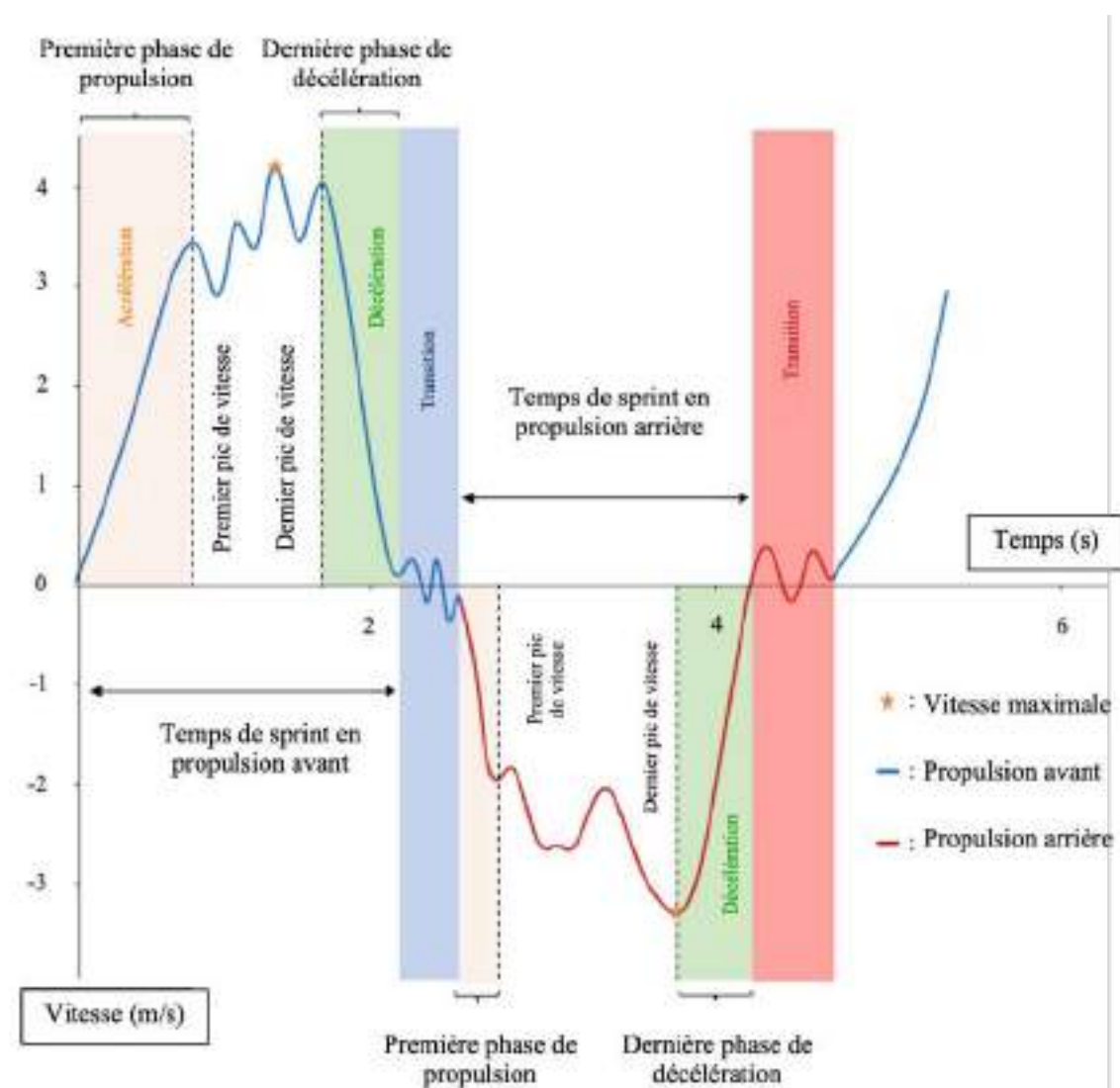


Figure 22 : Exemple de courbe de vitesse de propulsion pour un sprint en propulsion avant et arrière.

7.3.6 Paramètres calculés

À partir de l'ensemble de ces événements, plusieurs phases ont été identifiées et plusieurs paramètres ont été calculés, comme illustré en Figure 22. Les premiers et derniers sprints de chaque passage ont été retirés de l'analyse, car considérés comme sprints de transition. Entre 6 sprints, pour la valeur minimale, et 13 sprints, pour la valeur maximale, ont été pris en compte pour le calcul des paramètres.

D'après la littérature sur les sports en fauteuil roulant, il est établi que la capacité à accélérer, sprinter, freiner et se déplacer en arrière est un indicateur clé de la mobilité et de la performance réussies (Mason et al., 2013). De plus, compte tenu de la logique interne du badminton en fauteuil roulant et des observations sur le terrain, la capacité à atteindre rapidement une grande vitesse lors de la première poussée et la capacité à freiner et à passer rapidement à une autre direction de propulsion semblent être importantes pour la performance du sportif. Étant donné que l'objectif ici est de caractériser la performance des sportifs de badminton en fauteuil roulant et que cela n'a pas été fait précédemment

dans la littérature, les paramètres suivants ont été inclus dans cette étude en suivant les observations antérieures :

- Vitesse maximale
- Accélération
- Vitesse maximale et moyenne
- Décélération
- Temps de transition
- Temps de sprint

Deux autres paramètres ont également été intégrés : le temps de phase de propulsion et le temps de phase de décélération. Ces paramètres sont importants, car ils contribuent à la compréhension des processus d'accélération et de décélération, tout en fournissant des informations précieuses sur la technique de propulsion (Vanlandewijck et al., 2001). Tous les paramètres de résultats sont présentés et définis dans la Table 11 et regroupés en deux catégories : paramètres temporels et paramètres cinématiques.

Table 11 : Définitions et descriptions des paramètres de l'expérimentation 2.

Paramètres	Descriptions
Paramètres temporels	
Temps de phase de propulsion (PP_{moy}) [s]	Temps entre le début du sprint et la première vitesse pic
Temps de phase de décélération (PD_{moy}) [s]	Temps entre la dernière vitesse pic et la fin du sprint
Temps de sprint (TS_{moy}) [s]	Temps de sprint pour chaque direction de propulsion
Temps de transition (TT_{moy}) [s]	Temps entre la fin de la phase de décélération et le début du sprint suivant
Paramètres cinématiques	
Vitesse maximale (V_{max}) [m/s]	Vitesses maximales atteintes lors de tous les sprints
Vitesse moyenne (V_{moy}) [m/s]	Vitesses moyennes atteintes lors de tous les sprints
Vitesse pic (V_{pic}) [m/s]	Première vitesse maximale atteinte pendant le sprint
Accélération (A_{moy}) [m/s ²]	Accélération moyenne entre le début du sprint et la première vitesse de pointe
Décélération (D_{moy}) [m/s ²]	Décélération moyenne entre la dernière vitesse de pointe et la fin du sprint

L'ensemble de ces paramètres seront présents dans l'étude 2, l'analyse complémentaire et l'étude 3. Parmi ces paramètres, le temps de phase de propulsion et de décélération sont considérés comme des paramètres de technique de propulsion. Les paramètres de temps de sprint et de transition, de vitesses, d'accélération et de décélération sont considérés comme des paramètres de performance. Dans le même ordre d'idées que pour les données cinétiques, il est important de considérer que le terme « cinématique » couvre un large champ de données qui ne sont pas mesurés/calculés dans leur entièreté dans cette thèse. Ainsi, il sera considéré comme paramètres cinématiques de cette thèse les paramètres suivants : vitesses maximale, moyenne et pic, accélération et décélération.

L'accélération et le temps de phase de propulsion ont été calculés uniquement au début de chaque sprint, car c'est le seul moment où les sportifs accélèrent à partir d'une position stationnaire, étant donné que le fauteuil roulant est arrêté et n'a aucune vitesse. Le même raisonnement s'applique au temps de phase de décélération et à la décélération. Ces paramètres sont uniquement calculés à la fin du sprint, car c'est le seul moment où les sportifs freinent pour arrêter le fauteuil roulant et décélèrent complètement.

Le temps de transition, c'est-à-dire le temps pour passer d'une propulsion dans une direction à une autre, a été calculé pour une transition de la propulsion avant à la propulsion arrière, et de la propulsion arrière à la propulsion avant. La distinction entre les deux est faite dans les tables de résultats. La phase de transition a été exclue du calcul de la dernière décélération, car les transitions correspondent au moment où la roue du fauteuil roulant perd son adhérence au sol et dérape, ce qui ne reflète pas fidèlement la capacité du sportif à décélérer ou à freiner. Cette phase constitue un aspect distinct du test.

Dans le cas de l'étude 2 et de l'analyse complémentaire, des valeurs delta (Δ) ont été calculées. Dans le cas de l'étude 2, les deltas correspondent à la comparaison de la différence des données entre la main dominante avec et sans raquette pour les deux directions de propulsion en utilisant la méthodologie suivante (17) :

$$\Delta x = x_{\text{Sans raquette}} - x_{\text{Avec raquette}} \quad (17)$$

Avec x : paramètre considéré.

Dans le cas de l'analyse complémentaire, les deltas correspondent à la comparaison de la différence entre la propulsion avant et la propulsion arrière selon chaque classe de sportif (WH1 et WH2), et sont calculés selon l'équation suivante (18) :

$$\Delta x = x_{\text{Avant}} - x_{\text{Arrière}} \quad (18)$$

Avec x : paramètre considéré ; avant : propulsion avant ; arrière : propulsion arrière.

7.3.7 Traitements statistiques des données de l'étude 2

Toutes les données ont été analysées à l'aide du logiciel SPSS version 20 (SPSS Inc., Chicago, Illinois, USA). Pour atteindre l'objectif principal de cette étude 2, l'analyse initiale menée a consisté à comparer les données obtenues de la même main dominante avec et sans raquette de badminton et, les données de la main dominante avec raquette à celle de la main non dominante sans raquette. Ces comparaisons ont été faites en propulsion vers l'avant et vers l'arrière. Pour atteindre le deuxième objectif, une analyse comparative des deltas calculés, pour chaque comparaison, entre la propulsion avant et la propulsion arrière a été réalisée. La normalité des données a été testée à l'aide du test de Shapiro-Wilk, qui a montré que les données n'étaient pas distribuées normalement. Par conséquent, des tests paires non paramétriques de Wilcoxon ont été choisis pour les comparaisons des deux objectifs. La significativité a été fixée à $p < 0,05$.

Pour chaque différence significative, la taille de l'effet r a été calculée en utilisant l'équation suivante dans les deux directions de propulsion (19) :

$$r = \frac{Z}{\sqrt{N}} \quad (19)$$

Avec Z : résultat statistique du test de Wilcoxon pour le paramètre considéré ; N : taille de la population.

La taille de l'effet a été interprétée selon Cohen (1988) : petite ($r = 0,1$), modérée ($r = 0,3$) et grande ($r = 0,5$).

7.3.8 Traitements statistiques des données de l'analyse complémentaire

Afin de répondre au premier objectif de cette analyse complémentaire, les paramètres temporels et cinématiques ont été comparés entre la propulsion avant et arrière. Pour ce faire, les données de l'essai avec raquette de badminton ont été moyennées entre roue droite et gauche, puis comparées entre propulsion avant et arrière. La normalité des données a été vérifiée à l'aide d'un test de Shapiro-Wilk. Pour les données ne respectant pas la normalité, un test païré de Wilcoxon a été employé.

Concernant le second objectif, des deltas (Δ) ont été calculés pour les paramètres temporels et cinématiques présentant des différences significatives entre propulsion avant et arrière. Les deltas calculés correspondent à la différence entre la propulsion avant et la propulsion arrière selon chaque classe de sportif (WH1 et WH2), et sont calculés selon l'équation suivante (20) :

$$\Delta x = x_{\text{Avant}} - x_{\text{Arrière}} \quad (20)$$

Avec x : paramètre considéré ; Avant : propulsion avant ; Arrière : propulsion arrière

Les deltas ont ainsi été comparés entre WH1 et WH2 de la même façon que pour la comparaison des données en propulsion avant et arrière.

Pour chaque différence significative, la taille de l'effet r a été calculée en utilisant l'équation suivante dans les deux directions de propulsion (21) :

$$r = \frac{Z}{\sqrt{N}} \quad (21)$$

Avec Z : résultat statistique du test de Wilcoxon pour le paramètre considéré ; N : taille de la population.

La taille de l'effet a été interprétée selon Cohen (1988) : petite ($d = 0,1$), modérée ($d = 0,3$) et grande ($d = 0,5$).

7.3.9 Traitements statistiques des données de l'étude 3

Pour atteindre le premier objectif de l'étude 3, la première étape consiste à comparer les données des sportifs WH1 et WH2 en propulsion avant et arrière. Pour ce faire, les données des IMU des roues droite et gauche ont été moyennées, en propulsion avant et arrière, pour les sportifs WH1 et WH2. La

normalité des données a été testée à l'aide du test de Shapiro-Wilk, qui a montré qu'elles n'étaient pas distribuées normalement. Par conséquent, des tests non paramétriques indépendants de Mann Whitney ont été choisis pour les comparaisons. La significativité statistique a été fixée à $p < 0,05$.

Pour chaque comparaison effectuée, la taille d'effet r a été calculée selon l'équation suivante (22) :

$$r = \frac{Z}{\sqrt{N}} \quad (22)$$

Avec Z : résultat statistique du test de Wilcoxon pour le paramètre considéré ; N : taille de la population.

La taille de l'effet a été interprétée selon Cohen (1988) : petite ($d = 0,1$), modérée ($d = 0,3$) et grande ($d = 0,5$).

Après cette analyse initiale, l'objectif principal est d'explorer la possibilité que les données temporelles et cinématiques de cette étude 3 puissent servir pour la classification basée sur des preuves des sportifs de badminton en fauteuil roulant. À cette fin, une analyse en composantes principales (ACP) a été réalisée sur les paramètres montrant une différence significative entre WH1 et WH2, en propulsion avant et arrière, selon l'analyse statistique précédente. Les paramètres de technique de propulsion et les paramètres de performance sans différences significatives entre WH1 et WH2 n'ont pas été pris en compte dans l'analyse. Par la suite, un clustering hiérarchique a été effectué sur les coordonnées obtenues via l'ACP pour identifier les similitudes entre les classifications. Cette méthode de clustering est basée sur la fusion itérative des données en clusters plus grands en fonction de leur distance euclidienne. Dans cette analyse de clustering hiérarchique, il est intéressant d'examiner si les clusters présentent des différences significatives entre eux et d'identifier sur quelle composante principale ces différences se manifestent entre les clusters pour améliorer la compréhension des clusters. Pour tester l'hypothèse d'une différence entre les clusters sur chaque composante de l'ACP, deux tests non paramétriques de Kruskal-Wallis ont été effectués, car l'hypothèse de normalité a été rejetée par le test de Shapiro-Wilk. Ensuite, des comparaisons par paires des clusters sur chaque composante de l'ACP ont été réalisées à l'aide du test post-hoc de Mann-Whitney avec correction de Bonferroni. Enfin, pour comprendre la distribution des classifications de l'ACP au sein des clusters, une table de contingence a été créée. Les résultats sont rapportés en pourcentage (%).

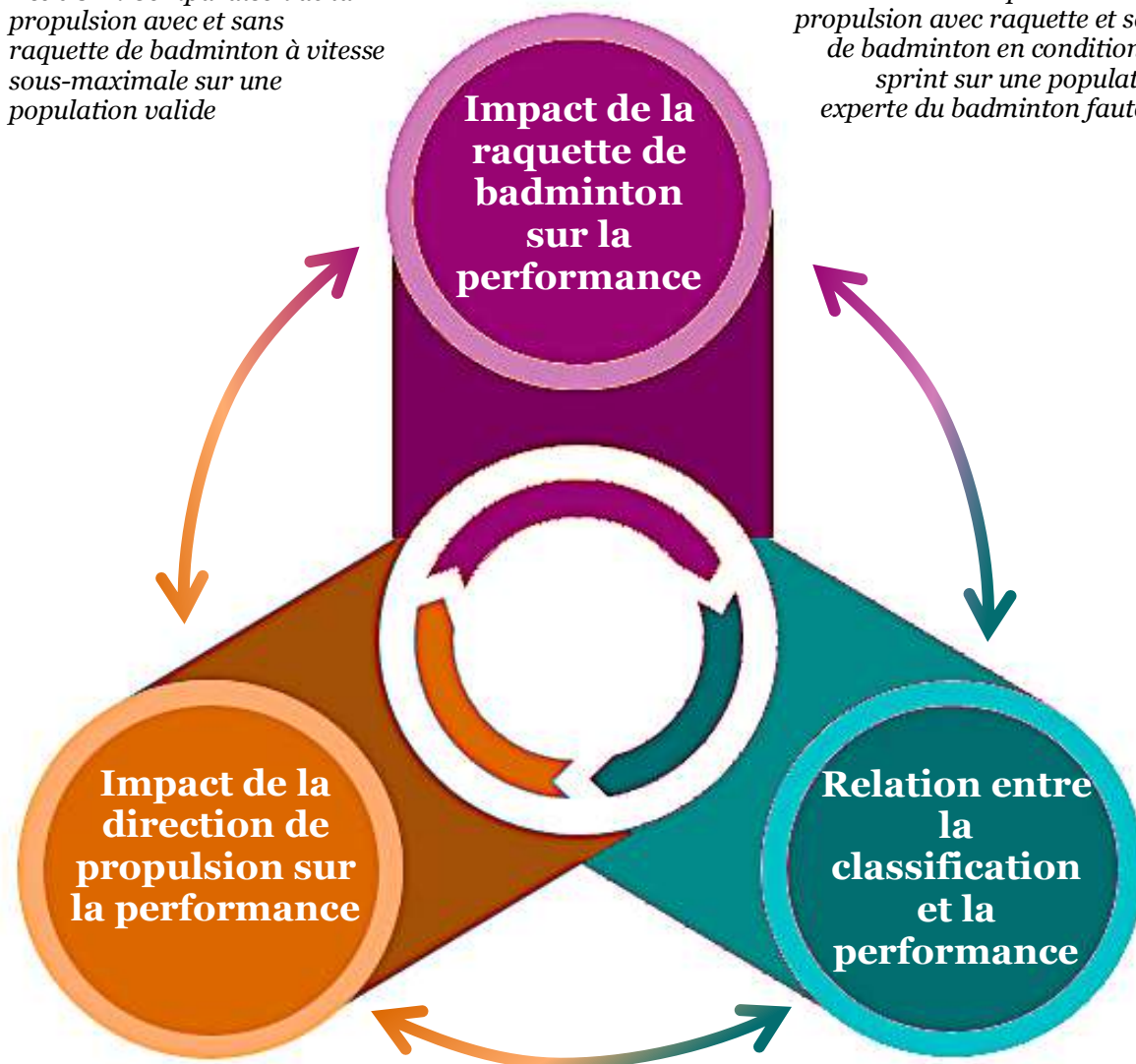
8 Chapitre VIII : Études réalisées

8.1 Organisation des études

Dans cette thèse, les différentes études s'articuleront autour de l'analyse des particularités du badminton fauteuil comme suit (cf Figure 23).

Étude 1 : Comparaison de la propulsion avec et sans raquette de badminton à vitesse sous-maximale sur une population valide

Étude 2 : Comparaison de la propulsion avec raquette et sans de badminton en condition de sprint sur une population experte du badminton fauteuil



Analyse complémentaire 3 : Analyse de la propulsion arrière et impacte de la classification sur cette propulsion sur une population experte du badminton fauteuil

Étude 4 : Comparaison des deux classifications du badminton fauteuil et utilisation de variables biomécaniques pour la classification basée sur la preuve sur une population experte du badminton fauteuil

Figure 23 : Schématisation de l'organisation des différentes études de cette thèse.

8.2 Impact de la raquette de badminton

Cette première partie se centre sur l'impact que peut avoir l'utilisation d'une raquette de badminton sur la performance de propulsion du fauteuil roulant et savoir si cet impact est majoré par une direction de propulsion par rapport à une autre. Elle permet notamment de répondre au premier objectif de la thèse :

Identifier l'existence de différences entre la propulsion avec et sans raquette à l'aide de paramètres cinétiques, cinématiques et temporels liés à l'efficacité et technique de propulsion et de la performance, et en tenant compte de la direction de propulsion.

L'hypothèse suivante est émise :

L'utilisation de la raquette modifie les paramètres cinétiques, cinématiques et temporels de manière à diminuer l'efficacité de propulsion, la performance et, modifier la technique de propulsion des sportifs/participants. Également, il est attendu que l'impact de la raquette soit majoré par la propulsion arrière.

La première étude de cette partie a été publiée dans le journal « Frontiers in Sports and Active Living » en 2022. La seconde a été soumise dans le journal « Disability and Rehabilitation » et est actuellement en relecture et a fait l'objet d'une communication orale au congrès international de l'European College of Sport Science (ECSS) du 4 au 7 juillet 2023 à Paris, France.

Alberca, I., Chénier, F., Astier, M., Combet, M., Bakatchina, S., Brassart, F., Vallier, J., M., Pradon, D., Watier, B., Faupin, A. (2022b). Impact of Holding a Badminton Racket on Spatio-Temporal and Kinetic Parameters During Manual Wheelchair Propulsion. *Frontiers in Sports and Active Living*. 4, 862760. <https://doi.org/10.3389/fspor.2022.862760>



Impact of Holding a Badminton Racket on Spatio-Temporal and Kinetic Parameters During Manual Wheelchair Propulsion

Ilona Alberca^{1*}, Félix Chénier^{2,3}, Marjolaine Astier^{1,4}, Marion Combet⁴, Sadate Bakatchina¹, Florian Brassart¹, Jean-Marc Vallier¹, Didier Pradon⁵, Bruno Watier⁶ and Arnaud Faupin¹

Alberca, I., Chénier, F., Astier, M., Combet, M., Brassart, F., Vallier, J., M., Faupin, A. Impact of holding a badminton racket on temporal and kinematics parameters during manual wheelchair propulsion based on forward and backward propulsion. Accepté pour publication dans *Disability and Rehabilitation: Assistive technology* en Décembre 2024.

Alberca, I., Chénier, F., Watier, B., Faupin, A. (July 2023). Impact of using a racket during wheelchair badminton propulsion. *In proceeding of the 28th Congress of the European College of Sport Science (ECSS), Paris, France.*

28th Annual ECSS Congress Paris/France, July 4-7 2023

Impact of using a racket during wheelchair badminton propulsion.

Alberca, I., Watier, B., Chénier F., Faupin A.

Université de Toulon

8.2.1 Étude 1 : Impact de l'utilisation d'une raquette de badminton sur les paramètres spatio-temporels et cinétiques lors d'une propulsion en fauteuil roulant manuelle

Résumé :

Objectif : Cette étude vise à analyser l'impact de la tenue d'une raquette de badminton sur les paramètres cinétiques et spatio-temporels liés à la technique et à l'efficacité de la propulsion en fauteuil roulant. Matériels et Méthodes : Seize personnes valides initiées au badminton fauteuil ont participé à l'étude. Elles ont effectué des propulsions avec et sans raquette sur une distance de 20 m à une vitesse constante de 5 km/h, utilisant le même fauteuil roulant sportif équipé de SMARTWheel. Les données des deux roues ont été utilisées dans une ANOVA à deux facteurs (avec et sans raquette ; main dominante et non-dominante). Résultats : Les participants augmentent leur force totale maximale et le taux d'augmentation de la force, mais réduisent leur fraction de force efficace avec leur main dominante par rapport à leur main non dominante lorsqu'ils utilisent une raquette. Comparée à la propulsion sans raquette, l'utilisation de la raquette diminue la fraction de force efficace, le temps de poussée, le temps de cycle et l'angle de poussée, tout en augmentant le moment propulsif maximal, la force totale maximale et le taux d'augmentation de la force avec la main dominante. Conclusion : L'utilisation d'une raquette de badminton modifie l'application de la force de manière généralement associée à une efficacité de propulsion réduite, affectant ainsi la performance. La raquette semble augmenter les difficultés de préhension de la main courante, ce qui impacte négativement la propulsion.

Objectifs et hypothèses :

L'étude 1 se concentre sur le badminton fauteuil, un sport relativement récent introduit dans les années 1990 et intégré aux Jeux Paralympiques à partir de 2021. Ce sport, proche du tennis en fauteuil roulant, implique des activités aérobies intermittentes avec des phases intenses, nécessitant une propulsion spécifique du fauteuil roulant tout en maniant une raquette (Bloxxham et al., 2001 ; Goosey-Tolfrey et al., 2006 ; Roy et al., 2006 ; Mota & de Almeida, 2020). Malgré l'existence de plusieurs recherches sur le tennis fauteuil ayant démontré l'impact négatif de l'utilisation d'une raquette de tennis sur la performance des sportifs (Goosey-Tolfrey and Moss, 2005 ; de Groot et al., 2017 ; Alberca et al. 2022a), l'impact de la raquette de badminton sur la propulsion en badminton fauteuil reste largement inexploré. Ainsi, le but de l'étude 1 est donc d'étudier l'impact de la tenue d'une raquette de badminton sur les paramètres cinétiques et spatio-temporels de la propulsion en fauteuil roulant. Plus précisément, l'intérêt se porte sur l'analyse de l'impact de la raquette de badminton pendant la propulsion du fauteuil roulant sur la force totale maximale, le moment propulsif maximal, la fraction de force efficace, la puissance maximale, le temps de poussée et de cycle et l'angle de poussée. Ce sont des paramètres essentiels qui peuvent avoir un impact sur l'efficacité de la propulsion, définie ici comme la capacité d'atteindre et de maintenir une vitesse donnée, et donc sur la performance globale des sportifs (Chow et al., 2001 ; de Groot et al., 2002, 2008 ; Goosey-Tolfrey and Moss, 2005 ; Koopman et al., 2016). Sur la base des résultats obtenus en tennis en fauteuil roulant, l'hypothèse est émise que la propulsion en fauteuil roulant avec raquette de badminton modifie les paramètres cinétiques et spatio-temporels de la propulsion en raison de la difficulté à tenir la main courante, diminuant ainsi l'efficacité de la propulsion et la performance (Goosey-Tolfrey et Moss, 2005 ; Sindall et al., 2013 ; de Groot et al., 2017).

Rappels méthodologiques :

16 étudiants valides sportifs ont dû propulser un fauteuil roulant de sport le long d'une ligne droite de 20 mètres à une vitesse constante de 1,4 m/s (5 km/h) en suivant un signal sonore régulier dans un complexe sportif. Les participants ont effectué deux passages, avec et sans raquette, dans un ordre randomisé. La raquette, identique pour tous les participants (Yonex Astrox Smash Navy Blue, 73 g), était tenue du côté dominant. Un temps de récupération de 1 minute était prévu entre chaque essai.

Les participants ont utilisé un même fauteuil roulant multisport équipé de roues instrumentées SMARTWheel pour mesurer ou permettre de calculer les paramètres suivants : force totale maximale ($F_{tot_{max}}$), moment propulsif maximal ($M_{Z_{max}}$), fraction de force efficace (FEF), puissance maximale, impulsion angulaire (IA), temps de poussée (TP), temps de cycle (TC) et angle de pousse (AP).

Afin de répondre aux objectifs posés, une ANOVA à deux facteurs (condition : avec et sans raquette ; côté : main dominante et main non-dominante) a été réalisée afin de voir l'impact de ces facteurs et de leur interaction. Également, des T-test pairés ont été faits afin de comparer les données de la même main dominante avec et sans raquette.

Résultats :

La vitesse moyenne des participants a été vérifiée pour s'assurer que l'exigence de vitesse constante était respectée. Les participants ont atteint une vitesse moyenne de 1,44 m/s lors des essais avec raquette et de 1,42 m/s lors des essais sans raquette, ce qui correspond à la vitesse imposée.

Analyse Bilatérale :

Les résultats de l'analyse bilatérale sont présentés en Table 12.

Table 12 : Paramètres cinétiques et spatio-temporels selon la condition (avec raquette, sans raquette) et le côté (dominant, non dominant).

	Avec raquette			Sans raquette			ANOVA								
	D		ND	D		ND	Effet de la condition			Effet du côté			Interaction (Condition × Côté)		
	Moyenne(ET)	Moyenne(ET)	d	Moyenne(ET)	Moyenne(ET)	d	F	p	η^2	F	p	η^2	F	p	η^2
Paramètres cinétiques															
P_{max} [W]	112,53 (63,74)	105,00 (51,43)	0,130	104,78 (65,87)	95,98 (55,43)	0,145	4,879	0,028	0,025	6,298	0,013	0,032	0,252	0,616	0,001
M_{Zmax} [N.s]	22,24 (8,21)	21,61 (8,76)	0,074	20,55 (10,53)	19,56 (10,22)	0,095	7,049	0,009	0,036	5,680	0,018	0,029	0,343	0,559	0,002
F_{totmax} [N]	117,77 (45,36)	86,53 (40,75)*	0,725	86,53 (38,65)	73,75 (38,81)*	0,330	32,738	< 0,001	0,148	123,513	< 0,001	0,395	12,211	< 0,001	0,061
FEF [%]	29,36 (6,93)	40,85 (14,15)*	1,031	35,82 (10,94)	41,14 (13,14)*	0,440	33,888	< 0,001	0,152	124,709	< 0,001	0,398	25,260	< 0,001	0,118
IA [Nm.s]	4,01 (2,00)	4,00 (2,19)	0,005	4,25 (2,41)	4,10 (2,44)	0,062	0,102	0,750	0,001	0,286	0,594	0,002	1,191	0,276	0,006
Paramètres spatio-temporels															
TP [s]	0,34 (0,10)	0,34 (0,08)	0	0,36 (0,07)	0,37 (0,07)	0,143	12,254	< 0,001	0,061	0,003	0,955	0,000	0,004	0,950	0,000
TC [s]	1,13 (0,43)	1,11 (0,39)	0,049	1,29 (0,45)	1,30 (0,45)	0,022	12,797	< 0,001	0,063	0,394	0,531	0,002	0,685	0,409	0,004
AP [°]	84,68 (30,47)	83,22 (19,44)	0,057	90,98 (19,60)	91,06 (19,23)	0,004	10,886	0,001	0,054	0,196	0,659	0,001	0,043	0,836	0,000

Avec raquette : raquette tenue dans la main dominante ; Sans raquette : main non dominante sans raquette ; D : main dominante ; ND : main non dominante ; Effet de la condition : avec ou sans raquette ; Effet du côté : main dominante ou non dominante ; ET : écart type ; * : différence significative dans les comparaisons par post-hoc avec ajustement de Bonferroni (main dominante vs. main non dominante) avec $p < 0,001$; F : résultat de l'ANOVA ; p : valeur p fixée à 0,05 ; d : taille de l'effet pour la différence significative dans les comparaisons par post-hoc avec ajustement de Bonferroni (main dominante vs. main non dominante) ; η^2 : taille de l'effet pour la différence significative dans l'ANOVA.

En comparant les résultats des deux mains avec et sans raquette, un effet de la raquette est constaté pour tous les paramètres, sauf pour l'AI. En effet, avec raquette, $P_{\max}$ ($p = 0,028$) et $Mz_{\max}$ ($p = 0,009$) augmentent légèrement, et $F_{\text{tot}\max}$ ($p < 0,001$) augmentent largement. En revanche, FEF ($p < 0,001$) diminue largement, AP ($p = 0,001$) diminue légèrement et TP ($p < 0,001$) et TC ($p < 0,001$) diminuent modérément en condition avec raquette.

La comparaison des données entre main dominante et non dominante met en évidence un effet côté pour $P_{\max}$ ($p = 0,013$), $Mz_{\max}$ ($p = 0,018$), $F_{\text{tot}\max}$ ($p < 0,001$) et FEF ($p < 0,001$). $P_{\max}$ et $Mz_{\max}$ sont légèrement plus élevés du côté dominant et $F_{\text{tot}\max}$ est largement plus élevé du côté dominant. Inversement, FEF est largement plus faible du côté dominant par rapport au côté non-dominant.

Enfin, une interaction entre la condition et le côté considéré existe pour $F_{\text{tot}\max}$ ($p < 0,001$) et FEF ($p < 0,001$).

Analyse Unilatérale :

Les résultats de l'analyse unilatérale des données sont présentés dans la Table 13.

Table 13 : Comparaison des paramètres cinétiques et spatio-temporels de la même main dominante avec et sans raquette.

	Main dominante		T-test		
	Avec raquette	Sans raquette	Comparaison		
	Moyenne(ET)	Moyenne(ET)	t	p	Taille d'effet
Paramètres cinétiques					
$P_{\max}$ [W]	112,53 (63,74)	104,78 (65,87)	1,867	0,032	0,120
$Mz_{\max}$ [N.s]	22,24 (8,21)	20,55 (10,53)	2,356	0,010	0,179
$F_{\text{tot}\max}$ [N]	117,77 (45,36)	86,53 (38,65)	7,530	< 0,001	0,741
FEF [%]	29,36 (6,93)	35,82 (10,94)	8,197	< 0,001	0,705
AI [Nm.s]	4,01 (2,00)	4,25 (2,41)	0,330	0,371	0,108
Paramètres spatio-temporels					
PT [s]	0,34 (0,10)	0,36 (0,07)	3,086	0,001	0,231
CT [s]	1,13 (0,43)	1,29 (0,45)	3,134	< 0,001	0,363
PA [°]	84,68 (30,47)	90,98 (19,60)	2,555	0,006	0,246

ET : écart-type ; t : résultats du test t ; p : valeur p fixée à 0,05.

En comparant la même main dominante avec et sans raquette, il est constaté que $P_{\max}$ ($p = 0,032$) et $Mz_{\max}$ ($p = 0,010$) sont légèrement plus élevés et $F_{\text{tot}\max}$ ($p < 0,001$) est largement plus élevé avec raquette. En revanche, FEF ($p < 0,001$) est largement plus faible et TP ($p = 0,001$), TC ($p < 0,001$) et AP ($p = 0,006$) sont légèrement plus faibles avec raquette par rapport au passage sans raquette.

Discussion :

L'étude menée ici, à notre connaissance, est la première du genre à analyser l'impact de l'utilisation d'une raquette de badminton sur la propulsion du fauteuil roulant. L'objectif est d'étudier l'impact de la raquette de badminton sur l'amplitude des paramètres cinétiques et spatio-temporels de la propulsion en fauteuil roulant liés à l'efficacité et de la technique de propulsion. L'hypothèse émise est que l'utilisation d'une raquette modifie les paramètres cinétiques et spatio-temporels de la propulsion, diminuant ainsi l'efficacité de la propulsion et réduisant la dimension spatio-temporelle de la technique de propulsion, une hypothèse vérifiée. En effet, l'utilisation de la raquette induit un impact négatif sur l'efficacité de la propulsion, augmente les forces appliquées sur la main courante et raccourcit temporellement et spatialement le geste de propulsion lorsque l'on compare les données bilatéralement et unilatéralement. Bien que les sportifs puissent maintenir la vitesse globale constante imposée, leur efficacité de propulsion est affectée et leur pattern de propulsion est modifié.

Impact de la raquette :

Concernant l'impact de la raquette, les modifications cinétiques et spatio-temporelles sont similaires, que la comparaison soit bilatérale ou unilatérale. Notamment, la fraction de force efficace diminue avec l'utilisation de la raquette, ce qui indique une baisse de l'efficacité de propulsion. À l'inverse, le moment propulsif maximal augmente dans la même condition, contredisant le résultat précédent. Il est important de noter que la force totale augmente également avec l'utilisation de la raquette. Ce dernier résultat, associé à celui de la fraction de force efficace, indique que le taux de forces inutiles à la propulsion du fauteuil roulant est supérieur à celui des forces utiles au mouvement, expliquant les résultats contradictoires entre la fraction de force efficace et le moment propulsif maximal. Cela pointe une baisse d'efficacité de propulsion qui peut être expliquée par les difficultés de préhension de la main courante avec la raquette de badminton, pouvant potentiellement impacter la performance des participants dans des conditions d'exercice à vitesse maximale.

La baisse de l'efficacité de propulsion avec l'utilisation de la raquette de badminton s'accompagne d'une modification cinétique et spatio-temporelle du pattern de propulsion des participants, avec une augmentation des forces produites sur la main courante (puissance maximale, force totale maximale et moment propulsif maximal), et une diminution spatiale (angle de poussée), et temporelle (temps de poussée et de cycle), du geste de propulsion. Dans la littérature, de Groot et al. (2017), ont également observé une diminution du temps de poussée et de l'angle de poussée (ou angle de contact), avec une raquette de tennis. Les participants semblent donc compenser leur baisse d'efficacité de propulsion en augmentant les forces produites sur la main courante et en raccourcissant leur geste afin de maintenir une même vitesse de propulsion qu'en condition sans raquette de badminton.

Impact du côté considéré :

Les résultats de l'ANOVA montrent des différences significatives entre la main dominante et la main non dominante, quelle que soit la condition de propulsion, indiquant une asymétrie de propulsion. Les participants appliquent des forces et des puissances plus importantes du côté dominant comparativement au côté non dominant. Bien que la force utile à la propulsion (moment propulsif

maximal), soit légèrement plus élevée du côté dominant, la fraction de force efficace n'augmente pas, suggérant une moindre efficacité propulsive due à une augmentation des forces non utiles à la propulsion du fauteuil. Cette asymétrie pourrait être induite par la pratique sportive des participants en dehors de l'étude, notamment les sports de raquette, qui développent plus de force musculaire du côté dominant. Également, des études antérieures (Bagesteiro et Sainburg, 2002, 2003 ; Sainburg et Wang, 2002 ; Wang et Sainburg, 2003, 2004 ; Haaland, 2004 ; Sainburg et Schaefer, 2004 ; Schaefer et al., 2007), ont montré qu'un bras est souvent spécialisé dans la production de force, ce qui pourrait expliquer cette asymétrie.

Interaction des deux facteurs :

Enfin, les résultats de l'ANOVA mettent en évidence une interaction entre la condition (avec et sans raquette), et le côté (dominant ou non dominant), pour uniquement deux paramètres sur les huit initialement calculés. Ce résultat indique que ces deux facteurs agissent sur le participant sans pour autant avoir un lien l'un avec l'autre, et que l'impact d'un des deux facteurs n'est pas dépendant du second.

Conclusion :

En conclusion, cette étude met en évidence les points suivants :

- L'utilisation d'une raquette entraîne une diminution de l'efficacité propulsive et un potentiel impact négatif sur la performance en comparant la même main dominante avec et sans raquette
- La baisse de l'efficacité de propulsion associée à une augmentation des forces produites au niveau de la main dominante avec raquette ainsi qu'un raccourcissement temporel et spatial du geste de propulsion du même côté.
- Une asymétrie apparaît entre côté dominant et non dominant, sans pour autant identifier d'interaction entre ce facteur et l'utilisation de la raquette.

Cependant, ces données ont été recueillies sur des participants valides novices et à vitesse sous-maximale. Quand est-il des sportifs experts du badminton fauteuil ? Et à vitesse maximale ? L'étude suivante cherche à y répondre.

8.2.2 Étude 2 : Impact de l'utilisation d'une raquette de badminton sur les paramètres spatio-temporels et cinématiques chez des joueurs de badminton fauteuil.

Résumé :

Objectif : Cette étude vise à analyser l'impact de la raquette sur les paramètres spatio-temporels et cinématiques en tenant compte des directions de propulsion considérées et à évaluer si l'impact est plus prononcé dans une direction par rapport à l'autre. Matériels et méthode : Après un échauffement, les participants ont réalisé des sprints consécutifs de 3 mètres en avant et en arrière pendant 1 minute, simulant des conditions de match, avec et sans raquette. Les raquettes et fauteuils roulants utilisés étaient ceux des sportifs. Les données de la même main dominante avec et sans raquette ont été comparées, ainsi que celles de la main dominante avec raquette à celle non dominante sans raquette. Ses comparaisons ont été faites en propulsion avant et arrière. Ensuite, les deltas de chaque comparaison ont été calculés pour les paramètres considérés et comparés entre les deux directions de propulsion. Résultats : L'utilisation de la raquette a un impact globalement négatif sur les paramètres de performance, notamment en réduisant la vitesse maximale, l'accélération et la décélération des sportifs lors de la comparaison entre la même main dominante avec et sans raquette. Elle modifie également les paramètres techniques de la propulsion de manière variable selon la direction : un geste plus long en propulsion avant et plus court en propulsion arrière. Cependant, aucune différence significative n'a été observée entre la main dominante avec raquette et la main non dominante sans raquette, suggérant que l'utilisation de la raquette n'entraîne pas d'effet négatif dans cette comparaison. Enfin, bien que l'impact de la raquette varie selon la direction de la propulsion, il n'est pas amplifié par l'une ou l'autre des directions. Conclusion : L'utilisation d'une raquette de badminton influence différemment la technique de propulsion selon la direction, affectant de manière cohérente les paramètres de performance, tels que la vitesse et la décélération, dans les deux directions lors de la comparaison entre la même main avec et sans raquette. Toutefois, la direction de la propulsion n'amplifie pas l'effet de la raquette, et aucun effet notable n'a été observé lors de la comparaison entre la main avec raquette et la main opposée sans raquette.

Objectifs et hypothèses :

Le badminton en fauteuil roulant a gagné en popularité après son inclusion aux Jeux Paralympiques de Tokyo 2021, et possède une caractéristique centrale : l'utilisation d'une raquette de badminton lors de la propulsion en fauteuil roulant. Une étude antérieure a montré que l'utilisation de la raquette modifie l'application de la force et réduit l'efficacité de la propulsion, tout en augmentant les risques de blessures (Alberca et al. 2022b). Cependant, aucune étude à notre connaissance n'a été réalisée sur des joueurs de badminton fauteuil. Également, il existe une différence notable entre les propulsions avant et arrière, cette dernière augmentant les demandes physiologiques et nécessitant des adaptations spatio-temporelles (Mason et al. 2015 ; Salvi et al. 1998). Or, ces directions de propulsion sont les deux majoritairement employées en badminton fauteuil en raison des dimensions du terrain de badminton et de la logique interne du sport. Ainsi, le premier objectif de cette étude est d'analyser l'impact de la raquette de badminton sur les paramètres temporels et cinématiques liés à la performance et à la technique de propulsion lors des propulsions avant et arrière. Le second objectif est de déterminer

si cet impact est plus prononcé dans une direction de propulsion par rapport à l'autre. L'hypothèse émise est que l'utilisation de la raquette de badminton entraîne une modification des paramètres liés à la technique de propulsion et une diminution des paramètres liés à la performance, ces effets étant probablement plus marqués en propulsion arrière qu'en propulsion avant.

Rappels méthodologiques :

19 sportifs de badminton en fauteuil roulant échauffés ont effectué des sprints consécutifs en propulsion avant et arrière sur 3 mètres pendant 1 minute pour se rapprocher des conditions de match. Deux essais ont été effectués pour chaque participant : un avec raquette et un sans raquette, l'ordre des essais étant randomisé. Les raquettes et fauteuils utilisés étaient ceux des compétitions, avec des fauteuils personnalisés pour chaque sportif. Une pause de 5 minutes était observée entre chaque essai.

Afin de récolter des données temporelles et cinématiques, des centrales inertielles ont été placées sur le moyeu de chaque grande roue, soit une à droite et une à gauche. Grâce à ces outils, le temps de phase de propulsion (PP_{moy}), et de décélération (PD_{moy}), le temps de sprint (TS_{moy}), et de transition (TT_{moy}), les vitesses moyenne (V_{moy}), maximale (V_{max}), et pic (V_{pic}), ainsi que l'accélération (A_{moy}), et la décélération (D_{moy}), ont été calculés. Parmi ces paramètres temporels et cinématiques, les phases de propulsion et de décélération sont considérées comme des paramètres de technique de propulsion et, le temps de sprint et de transition, les vitesses, l'accélération et la décélération sont considérés comme des paramètres de performance. En plus de ces paramètres, des deltas (différence des données entre propulsion sans et avec raquette), seront calculés pour les paramètres et pour chaque direction de propulsion (avant et arrière).

Pour répondre aux objectifs posés, des tests pairés non-paramétriques de Wilcoxon ont été effectués pour comparer les données de la même main dominante avec et sans raquette et, la main dominante avec raquette et celle non dominante sans raquette, en fonction des deux directions de propulsion et les deltas calculés entre propulsion avant et arrière.

Résultats :

Comparaison des données avec raquette vs. sans raquette – analyse unilatérale :

La comparaison des données entre la même main dominante avec et sans raquette de badminton est présentée dans la Table 14 (A) pour la propulsion avant et la Table 14 (B) pour la propulsion arrière.

Table 14 : Comparaison des paramètres temporels et cinématiques entre la même main dominante avec et sans raquette pour la propulsion avant (A) et la propulsion arrière (B).

A	Sans raquette	Avec raquette	Comparaison		
	Moyenne(ET)	Moyenne(ET)	Z	p	Taille d'effet
Paramètres temporels					
PP _{moy} (s)	0,43(±0,16)	0,46(±0,17)	95,664	0,008	0,225
PD _{moy} (s)	0,39(±0,15)	0,41(±0,15)	92,143	0,011	0,220
TS _{moy} (s)	2,07(±0,73)	2,19(±0,78)	112,815	<0,001	0,414
TT _{moy} ¹ (s)	0,39(±0,23)	0,41(±0,28)	78,840	0,806	0,021
Paramètres cinématiques					
V _{max} (m/s)	4,66(±0,63)	4,49(±0,68)	49,223	<0,001	0,390
V _{moy} (m/s)	3,12(±0,40)	2,99(±0,49)	50,410	<0,001	0,416
V _{pic} (m/s)	3,26(±0,78)	3,06(±0,92)	48,213	0,017	0,202
A _{moy} (m/s ²)	6,30(±2,22)	5,68(±1,75)	50,494	<0,001	0,374
D _{moy} (m/s ²)	11,15(±4,27)	9,92(±4,01)	47,035	<0,001	0,417
B	Sans raquette	Avec raquette	Comparaison		
	Moyenne(ET)	Moyenne(ET)	Z	p	Taille d'effet
Paramètres temporels					
PP _{moy} (s)	0,50(±0,20)	0,43(±0,15)	52,618	<0,001	0,311
PD _{moy} (s)	0,37(±0,13)	0,39(±0,14)	90,774	0,105	0,119
TS _{moy} (s)	2,29(±0,63)	2,19(±0,78)	115,900	<0,001	0,453
TT _{moy} ² (s)	0,43(±0,25)	0,41(±0,28)	41,672	<0,001	0,344
Paramètres cinématiques					
V _{max} (m/s)	4,16(±0,53)	3,99(±0,64)	43,444	<0,001	0,461
V _{moy} (m/s)	2,84(±0,36)	2,73(±0,35)	49,323	<0,001	0,416
V _{pic} (m/s)	3,09(±0,68)	2,83(±0,69)	48,544	<0,001	0,398
A _{moy} (m/s ²)	6,14(±1,89)	6,11(±1,57)	76,960	0,590	0,040
D _{moy} (m/s ²)	10,05(±3,97)	9,15(±3,48)	58,576	<0,001	0,237

Avec ET : écart-type ; p : valeur p fixée à 0,05 ; ¹ : temps de transition de la propulsion avant à la propulsion arrière ; ² : temps de transition de la propulsion arrière à la propulsion avant.

En propulsion avant, des augmentations légères à modérées de TS_{moy}, PP_{moy}, et PD_{moy} sont observées dans la condition avec raquette de badminton par rapport à la condition sans raquette. À l'inverse, V_{max}, V_{moy}, V_{pic}, A_{moy} et D_{moy} montrent des diminutions modérées lors de l'utilisation de la raquette. En propulsion arrière, PP_{moy}, TT_{moy}, V_{max}, V_{moy}, V_{pic} et D_{moy} démontrent tous des diminutions modérées dans la condition avec raquette par rapport à la condition sans raquette, tandis que TS_{moy} augmente modérément.

Comparaison des données avec raquette vs. sans raquette – analyse bilatérale :

Puisqu'il était demandé aux sportifs de franchir la ligne d'arrivée avec les deux grandes roues de leur fauteuil roulant, le paramètre de temps de sprint a été retiré de l'analyse bilatérale. La comparaison des données pour la main dominante avec raquette et la main non dominante sans raquette est présentée dans le tableau 15.a pour la propulsion avant et dans le tableau 15.b pour la propulsion arrière.

Table 15 : Comparaison des paramètres temporels et cinématiques entre la main dominante avec raquette et celle non dominante sans raquette pour la propulsion avant (A) et la propulsion arrière (B).

A	Sans raquette	Avec raquette	Comparaison		
	Moyenne(ET)	Moyenne(ET)	Z	p	Taille d'effet
Paramètres temporels					
PP _{moy} (s)	0,42(±0,15)	0,46(±0,17)	178,849	0,06	0,170
PD _{moy} (s)	0,38(±0,15)	0,41(±0,15)	185,791	0,009	0,238
TT _{moy} ¹ (s)	0,36(±0,19)	0,41(±0,28)	168,851	0,383	0,105
Paramètres cinématiques					
V _{max} (m/s)	4,56(±0,69)	4,49(±0,68)	151,464	0,353	0,263
V _{moy} (m/s)	2,97(±0,42)	2,99(±0,49)	165,152	0,625	0,051
V _{pic} (m/s)	3,07(±0,75)	3,06(±0,92)	160,080	0,971	0,142
A _{moy} (m/s ²)	6,23(±1,99)	5,68(±1,75)	133,052	0,005	0,298
D _{moy} (m/s ²)	11,11(±4,15)	9,92(±4,01)	130,158	0,002	0,213

t	Sans raquette	Avec raquette	Comparaison		
	Moyenne(ET)	Moyenne(ET)	Z	p	Taille d'effet
Paramètres temporels					
PP _{moy} (s)	0,43(±0,17)	0,43(±0,15)	161,271	0,931	0,000
PD _{moy} (s)	0,39(±0,12)	0,39(±0,14)	159,157	0,895	0,020
TT _{moy} ¹ (s)	0,38(±0,17)	0,35(±0,22)	122,378	0,011	0,165
Paramètres cinématiques					
V _{max} (m/s)	4,03(±0,63)	3,99(±0,64)	155,261	0,592	0,165
V _{moy} (m/s)	2,75(±0,35)	2,73(±0,35)	155,008	0,574	0,087
V _{pic} (m/s)	2,88(±0,79)	2,83(±0,69)	153,583	0,478	0,082
A _{moy} (m/s ²)	6,24(±1,78)	6,11(±1,57)	156,968	0,720	0,022
D _{moy} (m/s ²)	8,99(±2,91)	9,15(±3,48)	161,440	0,917	0,077

Avec ET : écart-type ; p : valeur p fixée à 0,05 ; ¹ : temps de transition de la propulsion avant à la propulsion arrière ; ² : temps de transition de la propulsion arrière à la propulsion avant.

En propulsion avant, seul PD_{moy} diminue légèrement avec l'utilisation de la raquette, tandis que A_{moy} et D_{moy} augmentent légèrement. En propulsion arrière, seul TT_{moy} diminue légèrement avec l'utilisation de la raquette.

Comparaison des deltas entre propulsion avant vs. propulsion arrière :

Compte tenu des résultats de l'analyse bilatérale qui n'a révélé que très peu de différences significatives, seuls les deltas calculés pour l'analyse unilatérale ont été comparés. Les résultats de la comparaison des deltas obtenus entre la propulsion avant et la propulsion arrière sont présentés dans la Table 16.

Table 16 : Comparaison du delta entre la condition de propulsion avant et la condition de propulsion arrière.

	Δ (Propulsion sans – avec raquette)				
	Propulsion avant	Propulsion arrière	Comparaison		
	Moyenne(ET)	Moyenne(ET)	Z	p	Taille d'effet
Paramètres temporels					
ΔPP_{moy} (s)	-0,04($\pm 0,22$)	0,06($\pm 0,21$)	109,572	<0,001	0,388
ΔPD_{moy} (s)	-0,03($\pm 0,17$)	-0,02($\pm 0,16$)	80,767	0,660	0,032
ΔTS_{moy} (s)	-0,20($\pm 0,58$)	-0,18($\pm 0,54$)	81,151	0,741	0,028
ΔTT_{moy} (s)	-0,01($\pm 0,21$) ¹	0,07($\pm 0,26$) ²	102,540	<0,001	0,299
Paramètres cinématiques					
ΔV_{max} (m/s)	0,16($\pm 0,56$)	0,17($\pm 0,46$)	85,942	0,696	0,029
ΔV_{moy} (m/s)	0,13($\pm 0,39$)	0,11($\pm 0,34$)	50,888	0,331	0,090
ΔV_{pic} (m/s)	0,22($\pm 1,09$)	0,26($\pm 0,77$)	89,289	0,207	0,107
ΔA_{moy} (m/s ²)	0,67($\pm 2,19$)	0,07($\pm 1,94$)	57,629	<0,001	0,285
ΔD_{moy} (m/s ²)	1,32($\pm 3,86$)	0,84($\pm 3,65$)	72,395	0,138	0,109

Avec ET : écart-type ; p : valeur p fixée à 0,05.

Dans cette comparaison, seuls TT_{moy} et PP_{moy} présentent des augmentations significatives légères à modérées en propulsion arrière par rapport à la propulsion avant, et A_{moy} qui est légèrement réduit en propulsion arrière par rapport à la propulsion avant.

Discussion :

L'analyse menée dans cet article représente, à notre connaissance, la première du genre dans le domaine du badminton en fauteuil roulant. L'objectif principal de cette étude est d'analyser l'impact de la raquette de badminton sur les paramètres temporels et cinématiques liés à la performance et à la technique de propulsion, à la fois en propulsion avant et en propulsion arrière. L'hypothèse émise est que l'utilisation d'une raquette de badminton induirait des modifications des paramètres liés à la technique de propulsion et une diminution des paramètres liés à la performance, conduisant à une réduction globale des performances des sportifs. Cette hypothèse est partiellement confirmée, car les différences significatives observées dans l'analyse unilatérale sont en accord avec les hypothèses initiales. Cependant, tous les paramètres considérés ne semblent pas être affectés par l'utilisation de la

raquette, comme le temps de transition en propulsion avant et la dernière décélération en propulsion arrière. De plus, les résultats de l'analyse bilatérale ne montrent pas suffisamment de différences significatives dans les paramètres étudiés pour démontrer un effet de la raquette dans cette comparaison. Néanmoins, ces résultats suggèrent un impact négatif global de l'utilisation de la raquette sur les performances des sportifs en termes de vitesse, d'accélération et de décélération, ainsi qu'une modification temporelle du geste de propulsion variant en fonction de la direction de propulsion considérée lorsqu'on compare la même main avec et sans raquette. Le deuxième objectif est d'évaluer si l'impact de la raquette de badminton est plus prononcé dans une direction de propulsion par rapport à l'autre. L'hypothèse ici est que l'effet de la raquette de badminton serait plus important en propulsion arrière qu'en propulsion avant. Cependant, cette hypothèse n'est pas confirmée, puisque seule la durée de transition, le temps de phase de propulsion et la vitesse maximale montrent des différences significatives avec des résultats opposés. Cela est insuffisant pour affirmer que l'impact de la raquette est plus prononcé en propulsion arrière par rapport à la propulsion avant. Il apparaît plutôt que la direction de propulsion modifie l'impact de la raquette, les paramètres étant affectés différemment selon la direction de propulsion considérée. Globalement, la raquette semble modifier la technique de propulsion des sportifs et avoir un effet négatif sur leurs performances.

Impact de la raquette en propulsion avant – analyse unilatérale :

En ce qui concerne les paramètres reliés à la technique de propulsion en propulsion avant, l'utilisation de la raquette de badminton semble augmenter les temps de phase de propulsion et de décélération. Bien que ces résultats ne soient pas directement associés aux performances des sportifs, ils suggèrent une potentielle altération de la technique de propulsion en ralentissant les mouvements de propulsion et de décélération des sportifs. Ces constatations sont cohérentes avec des études impliquant l'utilisation de raquettes dans le tennis ou le badminton, où un paramètre similaire lié au temps de phase de propulsion était influencé par l'inconfort résultant du poids et des dimensions de la raquette (Alberca et al., 2022a ; de Groot et al., 2017).

Concernant les paramètres de performance, l'utilisation de la raquette de badminton semble diminuer la vitesse des sportifs (maximale, moyenne et pic), l'accélération et la décélération, en association avec une augmentation du temps de sprint. Ces résultats conduisent à une diminution des performances des sportifs et peuvent s'expliquer par des difficultés accrues dans le couplage entre la main et la main courante. Alberca et al. (2022a), ont démontré une modification de l'application de la force par les sportifs d'une manière généralement liée à une efficacité de propulsion moindre lors de l'utilisation d'une raquette de badminton dans des conditions sous-maximales avec des paramètres tels que la fraction de force effective ou l'angle de poussée. Leurs constatations temporelles suggèrent également une altération de la technique de propulsion lors de l'utilisation d'une raquette (Alberca et al., 2022a). On peut imaginer que la même chose se produit ici : les joueurs de badminton en fauteuil roulant modifient leur technique de propulsion en raison des limitations imposées par la raquette de badminton, les empêchant de saisir pleinement la main courante. Cette contrainte complique leur capacité à exercer des forces de propulsion optimales, conduisant à une diminution de la vitesse, de l'accélération et de la décélération des sportifs.

Impact de la raquette en propulsion arrière - analyse unilatérale :

Dans le contexte de la propulsion arrière, l'utilisation de la raquette entraîne des réductions similaires à la propulsion avant de la vitesse et une augmentation du temps de sprint, soulignant son impact négatif sur les performances des sportifs. Cependant, plusieurs constatations diffèrent de celles observées en propulsion avant. Plus précisément, l'utilisation de la raquette diminue le temps de phase de propulsion arrière tout en l'augmentant en propulsion avant, indiquant un raccourcissement du geste de propulsion des sportifs. Cette réduction peut provenir de la configuration du fauteuil roulant, comme le soulignent Mason et al. (2015). En effet, le fauteuil roulant du sportif est optimisé pour la propulsion avant, bien que la propulsion arrière soit également importante en badminton fauteuil. En ajoutant l'utilisation de la raquette, qui empêche de saisir pleinement la main courante, il est possible que les sportifs réduisent leur geste en raison de gênes occasionnées par le dossier du fauteuil roulant, ce qui entraîne une réduction du temps de phase de la propulsion.

De plus, la raquette réduit le temps de transition en propulsion arrière, contrairement à la propulsion avant où aucune différence n'est notée. Il est également notable que l'utilisation de la raquette ne semble pas influencer le temps de la phase de décélération et l'accélération en propulsion arrière, deux paramètres qui subissent des modifications en propulsion avant avec la raquette. Ces disparités dans l'impact de la raquette observées entre la propulsion avant et arrière peuvent s'expliquer par le schéma distinct de la propulsion arrière. Lorsqu'un sportif freine pour passer de la propulsion avant à la propulsion arrière ou accélère à partir d'une position stationnaire, le mouvement implique une phase de traction initiale sur la partie inférieure avant de la roue. En revanche, en propulsion avant, le mouvement est initié par une phase de poussée sur le dessus de la roue. Il est concevable que ce mouvement de traction sur la partie inférieure avant de la roue facilite l'adhérence entre la main avec la raquette et la main courante, compensant les difficultés de couplage présentes en propulsion avant (Alberca et al., 2022a ; Alberca et al., 2022b ; de Groot et al., 2017 ; Fukui et al., 2020 ; Goosey-Tolfrey & Moss, 2005). Dans ce contexte, la raquette ne semble pas avoir d'impact négatif sur le temps de phase de décélération, le temps de transition et l'accélération en propulsion arrière.

Impact de la raquette - analyse bilatérale :

Les résultats de l'analyse bilatérale (comparant la main dominante avec raquette avec la main non dominante sans raquette) révèlent peu de différences significatives. En propulsion avant, seulement trois paramètres sur neuf montrent une différence significative, et un seul sur neuf en propulsion arrière. De plus, les différences observées sont considérées comme faibles, d'après l'interprétation de la taille d'effet calculée. Ces résultats suggèrent que l'utilisation d'une raquette n'a pas d'impact négatif sur la technique de propulsion ou sur la performance des athlètes lorsqu'on la compare à la main opposée sans raquette. Alberca et al. (2023), ont précédemment mené une étude similaire sur une population de participants valides novices. Leurs résultats ont mis en évidence un impact global négatif de la raquette sur l'efficacité de la propulsion, les forces appliquées sur le cerceau de poussée, ainsi que la technique de propulsion. Bien que certaines interactions aient été observées entre la main avec raquette et la main sans raquette pour les paramètres de force et d'efficacité de propulsion, aucune différence significative n'a été trouvée pour les paramètres de technique de propulsion et de performance pris en compte dans

l'étude d'Alberca et al. (2023). Ainsi, les résultats de cette étude concordent avec ceux d'Alberca et al. (2023).

Dans ce cas, l'absence d'asymétrie induite par l'utilisation de la raquette pourrait être attribuée à l'expérience des athlètes en badminton en fauteuil roulant et à leur maîtrise avancée du maniement du fauteuil roulant, minimisant ainsi les différences entre la main tenant la raquette et la main opposée sans raquette. Cela ne suffit pas à empêcher l'impact négatif de la raquette lors de la comparaison des performances unilatérales. De plus, les mouvements courts et rectilignes imposés aux athlètes dans cette étude, ou leur pratique habituelle, pourraient expliquer les résultats obtenus, car ils encouragent la propulsion symétrique et limitent les mouvements de direction latéraux.

Impact de la raquette selon la direction de propulsion :

Enfin, il est étudié si l'impact de la raquette est plus prononcé dans une direction de propulsion par rapport à l'autre. Les résultats des deltas calculés montrent que seuls trois paramètres ont des résultats significatifs, et de manière opposée. En effet, l'impact de la raquette semble être significativement plus important en propulsion arrière en ce qui concerne le temps de transition et de la phase de propulsion, et vice versa pour la vitesse maximale, qui semble être plus affectée en utilisant la raquette en propulsion avant. Ces résultats contradictoires sont insuffisants pour établir que l'impact de la raquette est plus prononcé dans une direction de propulsion. Ces constatations indiquent que la raquette a un impact qui varie en fonction de la direction de propulsion, mais n'est pas principalement influencée par l'une ou l'autre.

Conclusion :

Pour conclure, cette étude met en évidence les points suivants :

- L'utilisation d'une raquette de badminton modifie les paramètres de la technique de propulsion différemment selon la direction de propulsion considérée lorsqu'on compare la même main dominante avec et sans raquette : geste plus long en propulsion avant et geste plus court en propulsion arrière.
- L'utilisation d'une raquette de badminton a un impact négatif sur les paramètres de performance de manière globale lorsque l'on compare la même main dominante avec et sans raquette, ce qui est cohérent avec une diminution de la performance de l'athlète, en particulier sur le temps de sprint, la vitesse, l'accélération et la décélération des athlètes.
- La raquette ne semble pas avoir d'impact négatif sur la technique de propulsion et la performance lorsque l'on compare la main dominante avec raquette à la main non dominante sans raquette.
- L'impact de la raquette est différent selon la direction de propulsion, mais n'est pas amplifié par l'une ou l'autre direction.

Ces résultats soulignent l'importance d'explorer des solutions pour optimiser l'interface entre la main, la raquette et la main courante en badminton en fauteuil roulant. De telles optimisations ont le potentiel d'améliorer significativement les performances des sportifs concernés. Comme mentionné dans l'introduction, de futures investigations pourraient se concentrer sur le test de nouvelles formes de main courante ou de textures alternatives pour la main courante et la poignée de la raquette.

8.2.3 Synthèse et lien

Les deux études présentées dans cette partie s'intéressent à l'impact de la raquette sur des paramètres liés à l'efficacité de propulsion, la technique de propulsion et la performance des participants valides et des joueurs experts du badminton fauteuil. Dans une première étude, seize participants valides ont été testés sur une distance de 20 mètres avec et sans raquette. Les résultats indiquent que l'utilisation de la raquette induit un impact négatif sur les forces produites sur la main courante, l'efficacité de la propulsion et la technique de propulsion lorsque l'on compare la même main avec et sans raquette (fraction de force effective, temps de poussée et angle de poussée) et la main dominante avec raquette par rapport à la main non dominante (fraction de force effective).

Afin de compléter cette première analyse, une seconde étude compare l'impact de la raquette de badminton sur les paramètres temporels et cinématiques liés à la technique de propulsion et la performance lors de la propulsion avant et arrière chez une population de participants experts du badminton fauteuil. Les résultats montrent que l'utilisation d'une raquette de badminton modifie les paramètres de la technique de propulsion différemment selon la direction de propulsion considérée : geste plus long en propulsion avant et geste plus court en propulsion arrière. Elle induit également un impact négatif sur les paramètres de performance de manière globale, et notamment sur le temps de sprint, la vitesse, l'accélération et la décélération des sportifs. Bien que l'impact de la raquette diffère d'une direction de propulsion par rapport à l'autre, elle ne semble cependant pas majorée par l'une ou l'autre.

La dernière étude explore les effets combinés de la direction de propulsion et de l'utilisation d'une raquette, deux particularités du badminton en fauteuil roulant. Cependant, qu'en est-il de la direction de propulsion elle-même ? Y a-t-il des différences de performance entre la propulsion avant et arrière ? Si oui, quelles sont-elles ? De plus, bien qu'il n'y ait apparemment pas d'interaction significative entre l'utilisation de la raquette et la direction de propulsion en termes de performance, qu'en est-il de l'autre spécificité du badminton en fauteuil : les classes des sportifs ? Est-ce que la classe de handicap induit davantage de différences entre la propulsion avant et arrière, s'il en existe ? C'est ce qu'il sera étudié dans l'analyse complémentaire de la prochaine partie.

8.3 Impact de la direction de propulsion

Cette seconde partie se consacre aux différences existantes entre la propulsion avant et arrière et leur impact sur la performance des sportifs de badminton en fauteuil roulant. Grâce à la fin de l'étude 2, il a pu être constaté que, bien que l'impact de la raquette soit différent d'une direction de propulsion à l'autre, il n'est pas majoré par la propulsion considérée. L'analyse s'intéresse à savoir si la classification des sportifs amplifie les potentielles différences entre ces deux types de propulsion. Étant donné que les données utilisées sont les mêmes que celles de l'étude précédente, cette partie est présentée sous la forme d'une analyse complémentaire. Cette analyse complémentaire permet de répondre à l'objectif suivant :

Comparer des données temporelles et cinématiques liées à la technique de propulsion et la performance des sportifs en fonction de la direction de propulsion.

L'hypothèse suivante est notamment émise :

Les sportifs ont de meilleures performances en propulsion avant par rapport à la propulsion arrière en termes de paramètres cinématiques et temporels. Il est attendu que cela soit associé à une diminution temporelle du geste en propulsion arrière comparativement à la propulsion avant et, une diminution des paramètres associés à la performance des sportifs. Plus spécifiquement, il est supposé que la classification des sportifs accentue les différences entre propulsion avant et arrière.

Cette analyse complémentaire a fait l'objet d'une communication orale au 29^{ème} congrès de l'ISB du 30 Juillet au 3 Août 2023 à Fukuoka, Japon.

Alberca, I., Chénier, F., Watier, B., Faupin, A. (August 2023). COMPARISON BETWEEN BACKWARD AND FORWARD PROPULSION IN WHEELCHAIR BADMINTON. *In proceeding of the 29th Congress of the International Society of Biomechanics (ISB), Fukuoka, Japan.*



COMPARISON BETWEEN BACKWARD AND FORWARD PROPULSION IN WHEELCHAIR BADMINTON

Ilona Alberca¹, Bruno Watier², Félix Chénier³ and Arnaud Faupin¹

¹ Laboratoire IAPS, Université de Toulon, La Garde, France.

² LAAS-CNRS, Université de Toulouse, CNRS, UPS, Toulouse, France

³ Mobility and Adaptive Sports Research Lab, Université du Québec à Montréal, Centre for Interdisciplinary Research in Rehabilitation of Greater Montreal, QC, Canada. Email: ilona.alberca@univ-tln.fr

8.3.1 Analyse complémentaire : Influence de la direction de propulsion sur des paramètres temporels et cinématiques en badminton fauteuil

Résumé :

Objectifs : Cette analyse complémentaire vise à comparer la propulsion avant et arrière en utilisant des paramètres temporels et cinématiques liés à la technique de propulsion et à la performance chez des joueurs de badminton en fauteuil roulant. Un deuxième objectif est d'examiner si les différences observées entre les directions de propulsion sont accentuées par la classification des sportifs (WH1 et WH2). Matériels et Méthodes : Après un échauffement, les participants ont réalisé des sprints consécutifs de 3 mètres en avant et en arrière pendant 1 minute, simulant des conditions de match, avec et sans raquette. Les raquettes et fauteuils roulants utilisés étaient ceux des sportifs. Les données ont été moyennées entre les roues droite et gauche, puis comparées entre propulsion avant et arrière. Les deltas ont été calculés pour comparer les paramètres temporels et cinématiques entre les classes de sportifs WH1 et WH2. Résultats : Aucune différence significative n'est notée entre les deux directions de propulsion pour les paramètres de technique de propulsion. Cependant, les paramètres de performance indiquent des performances significativement supérieures en propulsion avant par rapport à la propulsion arrière. En particulier, les vitesses moyenne et maximale étaient plus élevées en propulsion avant. La comparaison des deltas montre des différences significatives dans les vitesses maximale et moyenne ainsi que dans l'accélération entre les classes WH1 et WH2 avec des effets divers, mais ces différences ne sont pas suffisantes pour conclure que la classification accentue les différences entre les deux types de propulsion. Conclusion : La propulsion arrière entraîne une diminution des performances en termes de vitesse et une augmentation du temps de sprint, probablement due à des difficultés d'application des forces sur la main courante et à une ergonomie de fauteuil non optimisée pour cette direction. Les résultats indiquent que la classification des sportifs n'accentue pas les différences observées entre propulsion avant et arrière. Ces résultats peuvent guider les ajustements d'entraînement et les modifications ergonomiques des fauteuils roulants pour optimiser la performance en badminton fauteuil.

Objectifs et hypothèses :

La performance en termes de mobilité du fauteuil roulant est essentielle dans les sports dynamiques comme le tennis, le basket et le badminton en fauteuil roulant (de Witte et al., 2018). Des études ont montré que la propulsion arrière induit des réponses cardiorespiratoires plus élevées et des difficultés biomécaniques, suggérant une diminution potentielle des performances en badminton fauteuil (Salvi et al. 1998 ; Mason et al. 2015). Ces deux directions de propulsion sont majoritairement utilisées par les joueurs de badminton fauteuil. Cependant, les recherches de Mason et al. (2015) et Salvi et al. (1998), n'ont pas inclus les joueurs de badminton fauteuil et n'ont pas pris en compte des facteurs tels que l'utilisation de la raquette et la classification des sportifs. Ces deux derniers facteurs correspondent aux spécificités du badminton fauteuil et sont indissociables de sa pratique. Dans l'étude 2, les résultats présentés ont permis d'améliorer la compréhension entre impact de la raquette et direction de propulsion. En revanche, la question reste entière concernant l'impact de la direction de propulsion et la classification des sportifs. L'objectif de cette analyse complémentaire est de comparer

la propulsion avant et arrière à l'aide de paramètres temporels et cinématiques liés à la technique et à la performance en badminton fauteuil, en examinant si ces différences sont amplifiées selon la classification des sportifs. Il est supposé que les paramètres de la technique de propulsion sont temporellement plus courts et que les paramètres de performances sont diminués en propulsion arrière, avec des différences plus marquées chez les sportifs WH1, qui ont des capacités abdominales limitées, par rapport aux sportifs WH2.

Rappels méthodologiques :

19 sportifs de badminton en fauteuil roulant échauffés ont effectué des sprints consécutifs en propulsion avant et arrière sur 3 mètres pendant 1 minute pour se rapprocher des conditions de match. Un essai a été effectué pour chaque participant : un passage avec raquette de badminton. Les raquettes et fauteuils utilisés étaient ceux des compétitions, avec des fauteuils personnalisés pour chaque sportif.

Afin de récolter des données temporelles et cinématiques, des centrales inertielles ont été placées sur le moyeu de chaque grande roue, soit une à droite et une à gauche. Grâce à ces outils, le temps de phase de propulsion (PP_{moy}), et de décélération (PD_{moy}), le temps de sprint (TS_{moy}), et de transition (TT_{moy}), les vitesses moyenne (V_{moy}), maximale (V_{max}), et pic (V_{pic}), ainsi que l'accélération (A_{moy}), et la décélération (D_{moy}), ont été calculés. En plus de ces paramètres, des deltas (différence des données entre propulsion avant et arrière) seront calculés pour les paramètres et pour chaque classe (WH1 et WH2).

La normalité des données n'étant pas respectée, des tests pairés non-paramétriques de Wilcoxon ont été utilisés pour comparer les données entre propulsion avant et arrière et, les deltas calculés entre WH1 et WH2.

Résultats :

Comparaison propulsion avant et arrière :

La comparaison des données entre propulsion avant et propulsion arrière est disponible en Table 17.

Table 17 : Comparaison des paramètres temporels et cinématiques entre la propulsion avant et la propulsion arrière.

	Propulsion avant	Propulsion arrière	Comparaison		
	Moyenne(ET)	Moyenne(ET)	Z	p	Taille d'effet
Paramètres temporels					
PP_{moy} (s)	0,44(±0,13)	0,43(±0,13)	71,467	0,179	0,099
PD_{moy} (s)	0,39(±0,13)	0,39(±0,10)	75,765	0,828	0,016
TS_{moy} (s)	2,11(±0,55)	2,37(±0,50)	146,828	<0,001	0,743
TT_{moy} (s)	0,38(±0,18)	0,36(±0,16)	71,752	0,287	0,078
Paramètres cinématiques					
V_{max} (m/s)	4,52(±0,67)	4,01(±0,62)	0,394	<0,001	0,863
V_{moy} (m/s)	3,07(±0,41)	2,76(±0,33)	2,409	<0,001	0,743
V_{pic} (m/s)	3,06(±0,67)	2,86(±0,68)	56,410	<0,001	0,261
A_{moy} (m/s²)	5,96(±1,64)	6,17(±1,35)	98,692	0,008	0,194
D_{moy} (m/s²)	10,52(±3,84)	9,07(±2,89)	44,401	<0,001	0,390

Avec ET : écart-type ; p: p-value fixée à 0,05.

Concernant les paramètres temporels, aucune différence significative n'est notée entre les deux directions de propulsion, à l'exception de TS_{moy}, qui est significativement supérieur en propulsion avant comparativement à la propulsion arrière avec des tailles d'effet grandes. Aux regards des paramètres cinématiques, V_{max}, V_{moy}, V_{pic} et D_{moy} sont significativement supérieurs en propulsion avant comparativement à la propulsion arrière avec des tailles d'effet grandes et petites. En revanche, A_{moy} est significativement légèrement inférieur en propulsion avant comparativement à la propulsion arrière. Enfin, aucune différence significative n'est notée pour TT_{moy}.

Comparaison des deltas entre WH1 et WH2 :

La comparaison des deltas entre WH1 et WH2 est disponible en Table 18.

Table 18 : Comparaison des deltas entre sportifs WH1 et WH2.

	Δ (Propulsion avant – arrière)				
	WH1	WH2	Comparaison		
	Moyenne(ET)	Moyenne(ET)	Z	p	Taille d'effet
Paramètres temporels					
$\Delta T_{S_{moy}}$ (s)	-0,27(±0,28)	-0,26(±0,24)	31,586	0,833	0,031
Paramètres cinématiques					
ΔV_{max} (m/s)	0,45(±0,25)	0,61(±0,28)	65,724	<0,001	0,363
ΔV_{moy} (m/s)	0,35(±0,29)	0,25(±0,19)	90,456	0,038	0,177
ΔV_{pic} (m/s)	0,27(±0,75)	0,26(±0,91)	45,321	0,198	0,191
ΔA_{moy} (m/s ²)	-0,53(±1,82)	0,18(±1,22)	60,456	<0,001	0,397
ΔD_{moy} (m/s ²)	1,49(±3,07)	1,93(±3,63)	77,783	0,840	0,030

Avec ET : écart-type ; p : p-value fixée à 0,05.

Compte tenu de la précédente analyse, seuls les paramètres présentant une différence significative entre propulsion avant et arrière sont inclus dans la comparaison des deltas. Les deltas positifs indiquent que, pour le paramètre considéré, la valeur mesurée est supérieure en propulsion avant comparativement à la propulsion arrière. Dans le cas d'un delta négatif, le constat est inversé. Des différences significatives entre les deltas sont notées pour V_{max} , V_{moy} et A_{moy} . Les deltas de V_{max} et V_{moy} sont positifs quelle que soit la classification considérée, tandis que pour A_{moy} , le delta est négatif pour la classe WH1 et positif pour la classe WH2.

Discussion :

Les analyses effectuées dans cette analyse complémentaire sont, à notre connaissance, les premières dans le domaine du badminton en fauteuil roulant. Le premier objectif est de comparer la propulsion avant et arrière en utilisant des paramètres temporels et cinématiques liés à la technique de propulsion et à la performance. L'hypothèse émise est que la propulsion arrière réduit les paramètres de la technique de propulsion, ainsi que les paramètres de performance. Cette hypothèse est partiellement confirmée : bien que les performances soient inférieures en propulsion arrière, aucun paramètre lié à la technique de propulsion ne montre de différence significative entre les deux directions de propulsion. Le second objectif est d'examiner si les différences observées sont majorées par une classification spécifique. Les résultats infirment cette hypothèse, puisque seules trois variables montrent des différences significatives, insuffisantes pour conclure que la classification accentue les différences entre les deux types de propulsion.

Comparaison de la propulsion avant et arrière :

En examinant les paramètres liés à la technique de propulsion, on observe que la phase de poussée et de décélération ne diffère pas entre la propulsion avant et arrière. Les sportifs ne modifient donc pas leur schéma de propulsion en fonction de la direction de propulsion durant les phases initiales et finales du sprint. La phase de poussée est un paramètre très proche du temps de poussée. En considérant cela, les résultats concernant la phase de poussée sont en désaccord avec les résultats de

Mason et al. (2013), qui notent une augmentation du temps de poussée en propulsion arrière. Tout d'abord, bien que similaires dans ce qu'ils mesurent, ces paramètres ne sont pas calculés de la même façon. Effectivement, le temps de poussée de l'étude de Mason et al. (2013), est calculé sur l'ensemble de l'essai réalisé, tandis que la phase de poussée est calculée uniquement sur la première poussée du sprint. Également, la première poussée réalisée dans le protocole de cette analyse se fait systématiquement avec le fauteuil à l'arrêt, ce qui peut potentiellement moins gêner le sportif dans son geste et expliquer l'absence de différences entre propulsion avant et arrière. Concernant la phase de décélération, le geste de freinage est similaire en propulsion avant et arrière, ce qui pourrait expliquer l'absence de différence entre les deux directions de propulsion pour ce paramètre.

En propulsion arrière, les sportifs affichent une performance réduite en termes de vitesse (moyenne, maximale et de pointe), et de décélération, ainsi qu'une augmentation du temps de sprint. Cela indique une baisse de performance globale potentiellement due aux difficultés d'application des forces sur la main courante. En effet, Mason et al. (2013), lors d'une étude portant sur la propulsion arrière, notent une diminution des forces utiles et une augmentation des forces inutiles, révélant une inefficacité propulsive. Également, l'ergonomie du fauteuil optimisée pour la propulsion avant, pourrait expliquer cette baisse de performance en raison de la position de l'assise et du dossier gênant la propulsion. Notamment, la résistance au roulement qui constitue la principale force s'opposant au mouvement du pneu (Pavlidou et al., 2015), peut varier avec un léger changement de répartition de la masse, impactant les forces de propulsion (Ott & Pearlman, 2021). L'ergonomie actuelle du fauteuil roulant sportif est conçue pour limiter la résistance au roulement en propulsion avant uniquement (Medicine CSC, 2005), mais à l'inverse, ces choix ergonomiques pourraient augmenter la résistance et diminuer la vitesse en propulsion arrière.

Enfin, l'accélération augmente en propulsion arrière comparativement à la propulsion avant, tandis que la vitesse pic diminue. L'accélération et la vitesse pic sont calculées sur la première poussée de chaque sportif. Il est possible que le temps de poussée soit augmenté en propulsion arrière comparativement à la propulsion avant, expliquant la diminution de la vitesse pic bien que l'accélération augmente. Dans la présente étude, un paramètre proche du temps de poussée a été calculé : la phase de propulsion. Ce paramètre tend à diminuer en propulsion arrière, mais de manière non significative. Il pourrait être attendu qu'en examinant le temps de poussée au travers d'une analyse cinétique, une diminution du temps de poussée soit notée en propulsion arrière sur cette première poussée.

Comparaison des deltas entre WH1 et WH2 :

Les résultats de la comparaison des deltas entre WH1 et WH2 révèlent des différences significatives dans les vitesses maximale et moyenne, ainsi que l'accélération, avec des résultats contradictoires. Les deltas des vitesses maximale et moyenne sont positifs, tandis que pour l'accélération, le delta est négatif pour WH1 et positif pour WH2, indiquant des effets opposés de la direction de propulsion sur l'accélération en fonction de la classe. Des divergences apparaissent également dans la comparaison des deltas. Par exemple, les deltas de la vitesse maximale ont une valeur plus importante pour les WH2 comparativement aux WH1, mais ce constat s'inverse pour la vitesse moyenne. Ces résultats ne suffisent donc pas à conclure qu'une classification accentue les différences entre propulsion avant et arrière. Il semblerait donc que les capacités fonctionnelles des sportifs

n'accentuent pas ou peu les différences observées entre propulsion avant et arrière. Les conclusions de cette analyse rejoignent celles émises dans le chapitre précédent concernant l'utilisation de la raquette de badminton. Il est possible que les facteurs ergonomiques du fauteuil roulant de sport soient plus impactant, au regard de la technique de propulsion et de la performance, lorsque l'on s'intéresse à la direction de propulsion.

Conclusion :

Cette analyse complémentaire met en avant les points suivants :

- la propulsion arrière entraîne une diminution des performances en termes de vitesses, ainsi qu'une augmentation du temps de sprint
- aucun effet de la direction de propulsion n'a été noté sur les paramètres liés à la technique de propulsion
- les résultats de l'analyse révèlent que la classification n'accentue pas les différences entre les deux types de propulsion.

Les résultats présentés ici pourraient permettre de modifier l'ergonomie du fauteuil roulant, d'adapter les entraînements des sportifs et, de modifier leur position sur le terrain de badminton. Néanmoins, des perspectives intéressantes subsistent, notamment mener des recherches supplémentaires afin de mieux comprendre les impacts des différents facteurs et pour développer des stratégies optimisées de propulsion en fonction des classifications des sportifs.

8.3.2 Synthèse et lien

L'analyse complémentaire présentée dans cette partie se concentre sur la comparaison des paramètres temporels et cinématiques liés à la technique de propulsion et à la performance entre la propulsion avant et arrière, en tenant compte de la classification des sportifs. Cette analyse se base sur un test de sprints en propulsion avant et arrière consécutifs sur une population de joueurs de badminton fauteuil. Les résultats montrent que la propulsion arrière diminue la performance des sportifs en propulsion arrière par rapport à la propulsion avant, particulièrement en termes de vitesse, d'accélération et de décélération. À l'inverse, les paramètres temporels représentatifs de la technique de propulsion des sportifs ne semblent pas varier d'un mode de propulsion à l'autre pour le cas des paramètres mesurés dans cette étude. Également, il est étudié la possibilité que la classification des sportifs majore les différences observées entre propulsion avant et arrière, surtout dans le cas de la classification WH1. Les résultats révèlent que la classe des sportifs n'accroît pas les différences observées entre la propulsion avant et arrière.

En revanche, la question de la caractérisation des performances des sportifs en fonction de leur classe reste entière. En effet, peut-on s'attendre à observer des différences de performances entre les classes WH1 et WH2 ? De même, dans l'optique de se conformer aux recommandations de l'IPC, la classification des sportifs devrait évoluer vers une classification par preuve. Serait-il possible d'utiliser des paramètres temporels et cinématiques pour contribuer à la classification des sportifs ? La partie suivante cherchera à y répondre, constituant ainsi la dernière section des contributions personnelles de cette thèse.

8.4 Relation entre la classification et la performance

Dans cette dernière partie, l'intérêt est d'analyser la relation entre la performance et les deux classifications de sportifs et de quelles façons les données de performance peuvent être utilisées dans une optique de classification par preuve. Le but de cette partie est de répondre à l'objectif suivant :

Identifier l'existence de différences temporelles et cinématiques reliées à la technique de propulsion et à la performance entre les joueurs des classes WH1 et WH2, et à déterminer s'il est possible d'utiliser ces mêmes données comme une aide au système de classification actuel.

L'hypothèse suivante est émise à la suite de cet objectif :

Les sportifs WH1 ont de moins bonnes performances et une technique de propulsion temporellement réduite comparativement aux sportifs WH2. Spécifiquement, il est attendu qu'une réduction des paramètres temporels et cinématiques soit observée en raison des limitations fonctionnelles plus sévères des sportifs WH1 en comparaison aux sportifs WH2. Également, il est supposé que les données récoltées pour chaque classe de sportifs permettent de les discriminer.

L'étude de cette partie est actuellement en soumission dans le journal « Plos One » et a fait l'objet d'une communication orale au séminaire « Road to Paris » ayant eu lieu en visioconférence avec les équipes Hollandaises et Anglaises de notre discipline le 22 Mai 2024.

Alberca, I., Watier, B., Chénier F., Brassart, F., Vallier, J., M., Pradon, D., Faupin, A. Trying to use temporal and cinematics parameters for the classification in wheelchair badminton. Accepté pour publication dans *Plos One* en Décembre 2024.

8.4.1 Investigation de l'utilisation de paramètres temporels et cinématiques pour la classification en badminton en fauteuil roulant.

Résumé :

Objectifs : Cette étude explore l'utilisation des paramètres cinématiques de la propulsion et des performances des sportifs pour contribuer à une classification basée sur des preuves pour les sportifs de badminton en fauteuil roulant. Il existe deux classes de participants : WH1, ayant une paralysie abdominale et des membres inférieurs, et WH2, ayant une capacité abdominale mais une paralysie des membres inférieurs avec sensation partielle. Matériels et méthodes : Dix-neuf joueurs de badminton en fauteuil roulant expérimentés ont subi des tests de propulsion avec un fauteuil équipé d'IMU. L'analyse a comparé les paramètres entre WH1 et WH2, suivie d'une analyse de regroupement hiérarchique basée sur les composants principaux expliquant 70 % de la variation des paramètres. Résultats : Les sportifs WH1 présentent une phase de freinage plus longue et une performance globale inférieure par rapport aux sportifs WH2. L'analyse de clustering hiérarchique révèle la formation de trois clusters basés sur les composants principaux, suggérant une potentielle évolution vers trois classes distinctes de joueurs de badminton en fauteuil roulant. Conclusion : Cette étude indique une modification de la phase de freinage pour les sportifs WH1 par rapport aux WH2, ainsi que des performances globales inférieures. Les clusters révèlent des différences qui pourraient suggérer une évolution du système de classification actuel vers trois classes distinctes, mais ces résultats doivent être interprétés avec prudence en raison des facteurs influençant les paramètres de performance, le nombre d'années de pratique, par exemple. L'étude souligne la nécessité de renforcer le processus de classification actuel en incorporant des mesures biomécaniques objectives.

Objectifs et hypothèses :

La classification des sportifs est essentielle dans les sports en fauteuil roulant, y compris le badminton, afin d'attribuer les sportifs aux classes sportives appropriées en minimisant l'influence des handicaps sur les résultats de la compétition tout en favorisant l'excellence sportive. Les joueurs de badminton en fauteuil roulant sont classés en deux catégories : WH1 (joueurs ayant une paralysie abdominale et des membres inférieurs) et WH2 (joueurs ayant des capacités abdominales mais une paralysie des membres inférieurs avec sensation partielle) (BWF, 2020). Ces classifications sont basées sur un processus d'identification de profils (BWF, 2020). Cependant, le processus de classification actuel ne mesure pas objectivement les capacités de performance des sportifs. L'IPC a proposé un cadre de classification fondé sur des preuves pour chaque sport, basé sur l'association entre le handicap et la performance (Tweedy & Vanlandewijck, 2011). Par conséquent, l'objectif principal de cette étude est d'explorer la possibilité d'utiliser les données cinématiques liées à la technique de propulsion et à la performance des sportifs pour contribuer à une classification fondée sur des preuves pour les sportifs de badminton en fauteuil roulant. Pour atteindre cet objectif, il sera d'abord nécessaire d'examiner s'il existe bien des différences de performances entre les sportifs des deux classifications d'après les mêmes paramètres temporels et cinématiques. Bien qu'il n'y ait pas suffisamment de preuves pour formuler des hypothèses précises, il est supposé que les sportifs WH1, ayant des limitations fonctionnelles plus sévères, présenteront des différences de technique de propulsion et une performance inférieure par

rapport aux sportifs WH2. Également, l'hypothèse émise est que les paramètres mesurés dans cette étude discriminent correctement les deux classifications des sportifs de badminton en fauteuil roulant.

Rappels méthodologiques :

19 sportifs de badminton en fauteuil roulant échauffés ont effectué des sprints consécutifs en propulsion avant et arrière sur 3 mètres pendant 1 minute pour se rapprocher des conditions de match. Un essai a été effectué pour chaque participant : un passage avec raquette de badminton. Les raquettes et fauteuils utilisés étaient ceux des compétitions, avec des fauteuils personnalisés pour chaque sportif.

Afin de récolter des données cinématiques, des centrales inertielles ont été placées sur le moyeu de chaque grande roue, soit une à droite et une à gauche. Grâce à ces outils, le temps de phase de propulsion (PP_{moy}), et de décélération (PD_{moy}), le temps de sprint (TS_{moy}), et de transition (TT_{moy}), les vitesses moyenne (V_{moy}), maximale (V_{max}), et pic (V_{pic}), ainsi que l'accélération (A_{moy}), et la décélération (D_{moy}), ont été calculés.

Afin de répondre aux objectifs posés, des tests indépendants de Man Whitney non-paramétriques ont été réalisés pour comparer les données entre sportifs WH1 et WH2 pour la propulsion avant et arrière. Par la suite, une analyse par composante principale a été réalisée afin d'effectuer un clustering hiérarchique sur les composantes identifiées.

Résultats :

Différences de performances au sein des classifications :

Les résultats de la comparaison des données entre les sportifs WH1 et WH2 sont présentés dans la Table 19 (A) pour la propulsion avant et la Table 19 (B) pour la propulsion arrière.

Table 19 : Comparaison des paramètres temporels et cinématiques entre les deux classes (WH1 et WH2) pour la propulsion avant (A) et la propulsion arrière (B).

A	WH1	WH2	Comparaison		
	Moyenne(ET)	Moyenne(ET)	Z	p	Taille d'effet
Paramètres temporels					
PP_{moy} (s)	0,47($\pm 0,17$)	0,44($\pm 0,18$)	79,799	0,376	0,076
PD_{moy} (s)	0,45($\pm 0,17$)	0,37($\pm 0,11$)	90,487	0,002*	0,263
TS_{moy} (s)	2,19($\pm 0,78$)	1,98($\pm 0,29$)	89,180	<0,001	0,414
TT_{moy}^1 (s)	0,39($\pm 0,23$)	0,40($\pm 0,28$)	58,327	0,806	0,021
Paramètres cinématiques					
V_{max} (m/s)	4,31($\pm 0,70$)	4,71($\pm 0,59$)	57,737	<0,001*	0,332
V_{moy} (m/s)	2,94($\pm 0,53$)	3,05($\pm 0,42$)	77,909	0,079	0,150
V_{pic} (m/s)	2,98($\pm 0,94$)	3,15($\pm 0,89$)	68,934	0,015*	0,208
A_{moy} (m/s ²)	5,36($\pm 1,76$)	6,08($\pm 1,65$)	62,698	<0,001*	0,300
D_{moy} (m/s ²)	8,46($\pm 3,56$)	11,77($\pm 3,80$)	54,281	<0,001*	0,482

B	WH1	WH2	Comparaison		
	Moyenne(ET)	Moyenne(ET)	Z	p	Taille d'effet
Paramètres de technique de propulsion					
PP _{moy} (s)	0,43(±0,15)	0,43(±0,15)	62,106	0,483	0,060
PD _{moy} (s)	0,43(±0,15)	0,35(±0,11)	107,321	<0,001*	0,323
TS _{moy} (s)	2,42(±0,63)	2,27(±0,75)	88,550	<0,001	0,453
TT _{moy} ² (s)	0,43(±0,25)	0,41(±0,28)	74,321	<0,001	0,344
Paramètres de performance					
V _{max} (m/s)	3,84(±0,67)	4,17(±0,54)	63,366	<0,001*	0,347
V _{moy} (m/s)	2,64(±0,36)	2,83(±0,31)	59,243	<0,001*	0,321
V _{pic} (m/s)	2,66(±0,51)	3,05(±0,81)	62,765	<0,001*	0,292
A _{moy} (m/s ²)	5,98(±1,63)	6,26(±1,55)	93,751	0,126	0,131
D _{moy} (m/s ²)	7,61(±2,63)	11,09(±3,46)	42,772	<0,001*	0,589

Avec ET : écart-type ; p : valeur p fixée à 0,05. Les valeurs en gras indiquent des valeurs significatives ; 1 : temps de transition de la propulsion avant à la propulsion arrière ; 2 : temps de transition de la propulsion arrière à la propulsion avant.

Concernant la propulsion avant, les sportifs WH1 présentent des valeurs légèrement à modérément plus élevées pour TS_{moy} et PD_{moy} par rapport aux sportifs WH2. En revanche, les sportifs WH1 montrent des valeurs modérément inférieures pour V_{max}, V_{pic}, A_{moy} et D_{moy} par rapport aux sportifs WH2. Aucune différence significative n'a été trouvée pour PP_{moy}, TT_{moy} et V_{moy} entre les sportifs WH1 et WH2.

Concernant la propulsion arrière, de manière similaire à la propulsion avant, les sportifs WH1 montrent des valeurs modérément plus élevées pour TS_{moy} et PD_{moy} par rapport aux sportifs WH2. En revanche, les sportifs WH1 affichent des valeurs significativement plus basses pour TT_{moy}, V_{max}, V_{moy}, V_{pic} et D_{moy} comparées à celles des sportifs WH2. Aucune différence significative n'a été observée pour PP_{moy} et A_{moy} entre les sportifs WH1 et WH2.

Lors de l'analyse initiale, des différences significatives de vitesses ont été observées entre les sportifs WH1 et WH2, ce qui pourrait avoir une grande influence sur TT_{moy}. Étant donné que TT_{moy} représente de 13 à 21 % de la durée totale du sprint et est influencé par les vitesses des sportifs, il a été décidé d'exclure ce paramètre des paramètres de performance considérés entre le clustering hiérarchique.

Analyse par composantes principales et clustering hiérarchique :

L'analyse par composantes principales a révélé deux composantes principales expliquant ensemble 64,35 % de la variance totale. La première composante (CP1) explique 54,30 % de la variance et est liée aux paramètres de vitesse, comme indiqué dans la Table 20. La seconde composante (CP2) explique 12,05 % de la variance et est associée aux paramètres temporels et techniques de propulsion.

Table 20 : Résultats de l'analyse par composantes principales et coordonnées de chaque variable dans chaque composant de l'ACP, ainsi que pourcentage de variance.

	Composante principale 1	Composante principale 2
Variance (%)	54,30	12,05
Propulsion avant		
PD_{moy}	-0,557	0,703
TS_{moy}	-0,791	0,468
V_{max}	0,850	0,293
V_{pic}	0,599	0,003
A_{moy}	0,727	-0,047
D_{moy}	0,772	-0,466
Propulsion arrière		
PD_{moy}	-0,376	-0,242
TS_{moy}	-0,854	0,043
V_{max}	0,870	0,309
V_{moy}	0,822	0,436
V_{pic}	0,693	0,002
D_{moy}	0,768	0,288

Trois clusters distincts ont été identifiés par l'analyse de clustering hiérarchique sur les composants de l'ACP. Les trois clusters sont représentés à la Figure 24.

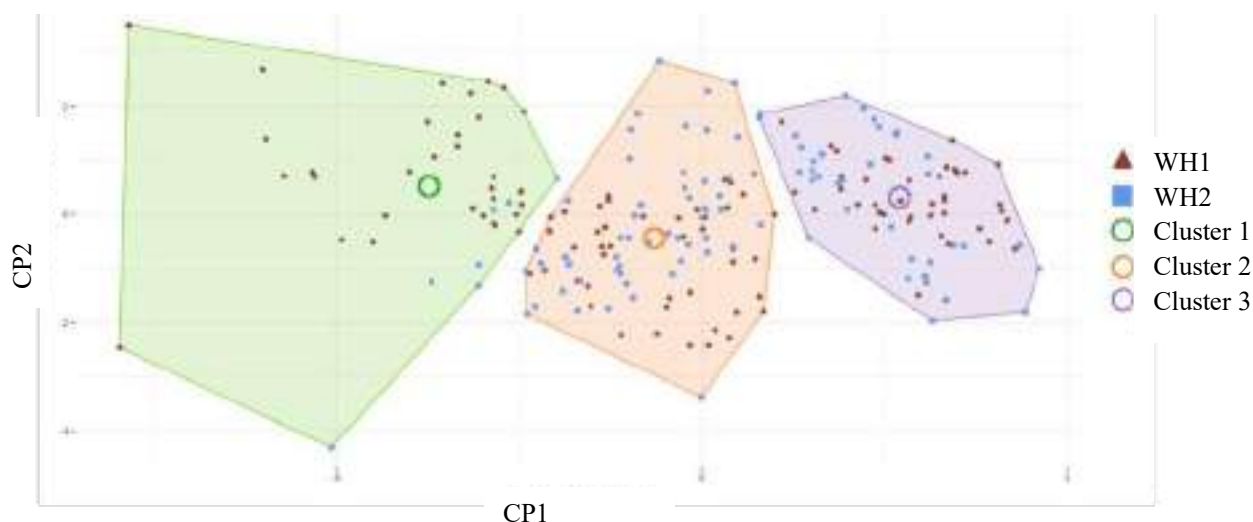


Figure 24 : Analyse par clustering pour variable sur chaque composante principale.

Avec des polygones colorés : chaque cluster ; point coloré : observations de chaque sportif en rouge foncé pour WH1 et en bleu pour WH2.

Concernant la CP1, des différences significatives ont été notées entre tous les clusters ($p < 0,001$). En ce qui concerne le CP2, des différences significatives ont été observées pour le cluster 1 ($p < 0,001$) et le cluster 3 ($p = 0,002$). Cependant, aucune différence significative n'a été observée pour le cluster 2, ce qui signifie que la CP2 contribue légèrement moins à la distinction entre les clusters que la CP1. Ces différences significatives permettent de valider la discrimination des clusters selon les composantes principales identifiées. La répartition en pourcentage des classifications par cluster est disponible dans la Table 21.

Table 21 : Table de contingence représentant les pourcentages de WH1 et WH2 dans chaque cluster (en %).

	WH1	WH2
Cluster 1	82,50	17,50
Cluster 2	45,26	54,74
Cluster 3	52,56	47,44

Le cluster 1 est principalement composé de sportifs WH1, représentant 82,50 % par rapport à 17,50 % de sportifs WH2. En revanche, les distributions des clusters 2 et 3 sont beaucoup plus équilibrées, avec 45,26 % de WH1 et 54,74 % de WH2 dans le cluster 2, et 52,56 % de WH1 et 47,44 % de WH2 dans le cluster 3.

Discussion :

À notre connaissance, l'analyse présentée dans cet article est la première exploration sur ce thème dans le domaine du badminton fauteuil. L'objectif principal de cette étude est d'explorer l'utilité des données temporelles et cinématiques liées à la technique de propulsion et à la performance des sportifs pour contribuer à une classification basée sur des preuves dans le badminton fauteuil. Cet objectif nécessite premièrement de comparer les variables mesurées entre les deux classes de sportifs de la discipline. Les différences entre les deux classifications indiquent un temps de freinage plus long pour les sportifs WH1 par rapport aux WH2, ainsi qu'une performance globale inférieure, ce qui confirme l'hypothèse initiale. À l'inverse et contrairement à la seconde hypothèse, l'analyse de clustering hiérarchique ne révèle pas les deux classifications actuelles, mais plutôt trois clusters distincts. Cette méthode vise à faire évoluer le système de classification actuel vers une classification basée sur des preuves, en incluant des mesures scientifiques objectives des performances et de la technique de propulsion des sportifs. Des recherches futures sont nécessaires pour mettre en œuvre cette méthode et la base de données nécessaire à sa réalisation.

Comparaison des données entre les sportifs WH1 et WH2 :

Concernant les paramètres liés à la technique de propulsion, les sportifs WH2 présentent un temps de phase de décélération plus court par rapport aux sportifs WH1, quelle que soit la direction de propulsion, ce qui est conforme à l'hypothèse initiale. Cependant, aucune différence significative n'est observée pour le temps de phase de propulsion entre les deux classes pour les deux directions de propulsion. Les sportifs WH2 modifient leur technique de propulsion en réduisant les phases de freinage, probablement en raison de leurs capacités abdominales supérieures, leur permettant de se

pencher davantage, en avant ou en arrière, sur le fauteuil roulant pour un freinage plus efficace. En effet, une étude récente de Garner & Ricard (2022), a montré que les sportifs ayant une capacité fonctionnelle du tronc réduite présentaient un couple angulaire plus élevé et des angles d'extension du tronc plus importants lors du freinage (Garner & Ricard, 2022). En plus des défis liés à la mobilité du tronc, les personnes sans force abdominale doivent se stabiliser avec une main lors des phases de freinage pour éviter de basculer en avant ou en arrière. Cela les empêche de freiner pleinement avec les deux mains.

Concernant les paramètres de performance en propulsion avant, les sportifs WH1 affichent un temps de sprint plus long, des vitesses maximales et pic plus faibles, ainsi qu'une accélération et une décélération moindres par rapport aux sportifs WH2. Des résultats similaires sont observés en propulsion arrière, à l'exception de l'accélération, où aucune différence significative n'est constatée entre les groupes WH1 et WH2. Également, le temps de transition est supérieur en propulsion arrière pour les sportifs WH1 comparativement aux sportifs WH2, alors que leurs vitesses diminuent. Ces résultats confirment l'hypothèse initiale et peuvent être attribués aux capacités fonctionnelles, en particulier à la force abdominale, qui joue un rôle crucial dans la mobilité du tronc. En effet, les mouvements et la stabilité du tronc influencent directement la performance fonctionnelle des sportifs, car ils sont des mécanismes essentiels pour générer la force de propulsion (Vanlandewijck et al., 2001, 2011 ; Gil-Agudo et al., 2010). De plus, une atteinte plus sévère entraîne une diminution de la stabilité posturale et des capacités de propulsion (Gagnon et al. 2009). Ainsi, les sportifs WH1, qui présentent une plus grande atteinte des muscles du tronc et des abdominaux, subissent des effets négatifs plus prononcés sur leur performance de propulsion en fauteuil roulant par rapport aux sportifs WH2.

Les recherches sur la performance des sports en fauteuil roulant révèlent des différences significatives en fonction de la classification des sportifs, en particulier dans des sports comme le rugby et le basket-ball (Mota Ribeiro & de Almeida, 2020 ; Strapasson, 2021 ; Bakatchina et al., 2021 ; Morgulec-Adamowicz et al., 2011 ; Soylu et al. 2021). Les sportifs de classification supérieure tendent à avoir une meilleure capacité aérobie et anaérobie, une plus grande force des membres supérieurs, ainsi que des compétences spécifiques au sport, avec des mesures telles que le VO₂ max, la vitesse de sprint et l'efficacité en jeu favorisant les sportifs de haut niveau (Simim et al., 2017 ; Marcolin et al., 2020). De plus, ces sportifs montrent généralement une meilleure force des épaules, ainsi qu'une capacité aérobie et anaérobie supérieure, soulignant l'importance de prendre en compte à la fois les facteurs biomécaniques et physiologiques dans l'entraînement (Soylu et al. 2021). Ces résultats sont en ligne avec les nôtres et soulignent l'importance d'utiliser de tels paramètres dans le processus de classification des sportifs.

Analyse de clustering hiérarchique :

L'analyse de clustering sur les composantes principales de l'ACP révèle trois clusters, contrairement à l'hypothèse initiale de deux clusters attendus. Selon le test post-hoc de Mann-Whitney, seule la CP1 contribue significativement à la distinction entre les clusters. La CP1 représente principalement les données de vitesse des sportifs, ce qui semble être le facteur le plus discriminant pour la catégorisation des sportifs en trois clusters. Cette découverte suggère que les données de cette étude ne classifient pas adéquatement les sportifs selon les deux catégories existantes du badminton fauteuil. La répartition des sportifs dans les différents clusters varie : le premier cluster est principalement

composé de sportifs WH1 (82,50 %), tandis que les clusters 2 et 3 montrent des répartitions plus équilibrées entre WH1 et WH2 (cluster 2 : 45,26 % vs. 54,74 % ; cluster 3 : 52,56 % vs. 47,44 %). Pour comprendre cette répartition, le nombre d'années de pratique est étudié comme facteur explicatif. Les sportifs sont classés en « moins expérimentés » (moins de 5 ans de pratique), « expérimentés » (entre 5 et moins de 10 ans de pratique), et « très expérimentés » (10 ans ou plus de pratique). Les proportions dans chaque cluster sont déterminées et exposées en Table 22.

Table 22 : Tableau de contingence représentant les pourcentages de débutants, intermédiaires et avancés dans chaque cluster (en %).

	Moins expérimentés	Expérimentés	Très expérimentés
Cluster 1	57,53	42,47	0,00
Cluster 2	46,97	50,00	3,03
Cluster 3	4,05	59,46	36,49

Les résultats de la Table 22 montrent que le cluster 1 est principalement constitué de sportifs qualifiés de « moins expérimentés » (57,53 %), tandis que le cluster 3 est presque exclusivement composé de sportifs « très expérimentés ». Également, le cluster 2 présente un mélange de sportifs classés comme « moins expérimentés » (46,97 %), et « expérimentés » (50,00 %). Ainsi, le nombre d'années d'expérience émerge comme un facteur explicatif potentiel des schémas de clusters observés et de la répartition des sportifs WH1 et WH2. Ces résultats suggèrent que les années d'expérience pourraient exercer une influence sur la performance des sportifs et leur technique de propulsion. Cependant, ce facteur va à l'encontre des principes de la compétition. Bien qu'il puisse fournir un éclairage dans le cadre de cette étude, il ne peut être intégré dans un système de classification fondé sur des preuves. Néanmoins, l'identification de trois clusters et le rôle potentiel de divers facteurs explicatifs dans ces clusters soulignent la nécessité de faire évoluer le processus de classification actuel vers une approche basée sur des preuves. L'exclusion de certains paramètres dans le système de classification actuel pourrait entraîner une répartition inefficace des sportifs dans des catégories qui ne reflètent pas pleinement leurs performances.

Des études récentes ont exploré l'utilisation de méthodes de regroupement, comme dans cet article, pour la classification dans les sports en fauteuil roulant. Marszałek et al. (2022), ont trouvé des corrélations significatives entre les classes fonctionnelles et la puissance anaérobie, suggérant une division valide des joueurs de basket-ball en fauteuil roulant en quatre classes distinctes. Van der Slikke et al. (2017), ont utilisé des capteurs inertiels pour mesurer la performance de mobilité en fauteuil roulant, révélant seulement deux groupes basés sur la performance dans le basket-ball en fauteuil roulant, suggérant une réduction potentielle du nombre de groupes de classification. Connick et al. (2018), ont utilisé l'analyse par regroupement des tests de force isométrique pour la course en fauteuil roulant, produisant quatre groupes qui reflétaient mieux les limitations d'activité par rapport au système de classification actuel. Ces études, ainsi que les résultats de cet article, mettent en évidence le potentiel des approches de regroupement basées sur les données pour améliorer les systèmes de classification et informer les stratégies d'entraînement dans les sports en fauteuil roulant.

Les trois clusters identifiés dans cette étude indiqueraient la nécessité d'évoluer vers une classification à trois classes, prenant en compte des facteurs actuellement absents du processus de classification actuel. Cependant, les résultats de cette étude doivent être interprétés avec prudence. En effet, les paramètres de performance ont été sélectionnés avec des paramètres de technique de propulsion pour l'analyse de clustering en raison de leur mesure rapide et de leur facilité d'acquisition. Il est important de reconnaître que la performance d'un sportif peut varier pour diverses raisons, tant intrinsèques (état physique ou mental), qu'extrinsèques (ergonomie du fauteuil roulant, surface du terrain). En tenant compte de ces considérations et des résultats obtenus dans cette étude, qui n'ont pas permis d'identifier la classification actuelle, la décision d'utiliser des paramètres de performance dans l'analyse de clustering soulève des questions. Ainsi, les résultats de cet article mettent davantage en lumière la nécessité d'améliorer la méthodologie actuelle employée plutôt que de réviser la classification en place.

Puisque les données de performance utilisées dans cette étude semblent montrer leur limite dans l'identification des classes, une approche envisageable serait d'incorporer des paramètres fonctionnels, tels que la mobilité du tronc ou des membres supérieurs. Par exemple, dans le basket-ball en fauteuil roulant, la classification fonctionnelle évalue les capacités du tronc et des membres supérieurs des joueurs, reflétant leur capacité à réaliser diverses actions sur le terrain. La validité de cette approche a été démontrée dans divers domaines, y compris la physiologie, la biomécanique et la performance en jeu (2,27,28). L'intégration de mesures biomécaniques objectives similaires pourrait renforcer la méthodologie de clustering de cette étude et conduire à une classification plus précise basée sur des données tangibles. Cette évolution pourrait améliorer le processus de classification des joueurs de badminton fauteuil ou même conduire à sa révision si les résultats le justifient. De plus, une telle approche affinerait et renforcerait scientifiquement la classification, la rapprochant du concept de classification basée sur des preuves.

Conclusion :

En conclusion, cet article met en évidence les points suivants :

- Les sportifs WH1 présentent un temps de phase de freinage plus long que les sportifs WH2.
- Globalement, les sportifs WH1 ont une performance inférieure à celle des sportifs WH2, quelle que soit la direction de propulsion considérée.
- Les données temporelles et cinématiques de cette étude n'ont pas permis d'identifier la classification actuelle, car trois clusters ont émergé au lieu de deux.

Ainsi, les résultats de cette étude pourraient suggérer une évolution potentielle de la classification actuelle vers trois classes distinctes de joueurs de badminton fauteuil. Cependant, ces résultats doivent être interprétés avec prudence, étant donné que les paramètres de performance inclus peuvent être influencés par de nombreux facteurs, ce qui pourrait compromettre la robustesse de la méthodologie de clustering utilisée.

Cette étude souligne la nécessité de renforcer le processus de classification actuel dans le badminton fauteuil. Pour s'aligner sur les directives de l'IPC et améliorer la méthodologie employée dans cette étude, l'intégration de données fonctionnelles sur la capacité du tronc pourrait s'avérer bénéfique.

Troisième partie :

Discussion et conclusion

9 Chapitre VIV : Discussion générale

Les travaux présentés dans cette thèse se sont intéressés à analyser les spécificités du badminton fauteuil d'un point de vue biomécanique sur la performance des sportifs, à savoir :

- L'impact de l'utilisation d'une raquette de badminton lors de la propulsion du fauteuil roulant
- L'impact de la direction de propulsion sur la performance des sportifs
- La relation entre la classification et les performances des sportifs

Ces spécificités, en association avec les connaissances de la littérature, ont fait émerger des problématiques exprimées en objectifs suivies d'hypothèses. Dans le but de pouvoir y répondre, 3 études et 1 analyse complémentaire ont été mises en place au travers de différentes expérimentations, populations et outils de mesures :

Une expérimentation de propulsion à vitesse sous-maximale stabilisée de 5 km/h en ligne droite avec une population de participants valides novices ayant reçu une initiation en badminton fauteuil. Le fauteuil de sport utilisé a été équipé de roues instrumentées afin de recueillir des données de forces et de moments de forces dans les 3 plans de l'axe.

Une expérimentation de sprints en propulsion avant et arrière avec une population de sportifs experts du badminton. Les fauteuils roulants personnels des sportifs étaient équipés d'IMU de masse négligeable permettant de mesurer des vitesses et des accélérations.

9.1 Impact de la raquette de badminton sur la performance

La première partie de cette thèse s'est intéressée à **identifier l'existence de différences entre la propulsion avec et sans raquette à l'aide de paramètres cinétiques, cinématiques et temporels liés à l'efficacité et technique de propulsion et de la performance, en tenant compte de la direction de propulsion**. Les études 1 et 2 ont été mises en place pour répondre à cet objectif et leurs résultats synthétisés sont disponibles en Table 23.

Table 23 : Résumé des résultats des études 1 et 2.

Études				Paramètres mesurés/calculés à l'aide de la SMARTWheel			Paramètres mesurés/calculés à l'aide des IMU		
				Paramètres de technique de propulsion		Paramètres d'efficacité de propulsion	Paramètres de technique de propulsion	Paramètres de performance	
				Paramètres de force	Paramètres temporels			Paramètres de vitesse	Paramètres temporels
Étude 1	D et ND	Avec raquette		++	---	---			
		Sans raquette		--	+++	+++			
	D vs. ND	Avec raquette		+	NS	-			
		Sans raquette		-	NS	+			
	D	Avec raquette		++	---	---			
		Sans raquette		--	+++	+++			
Étude 2	D	Propulsion avant	Avec raquette				++	---	+++
			Sans raquette				--	+++	--
		Propulsion arrière	Avec raquette				---	---	+++
			Sans raquette				+++	+++	---
	D vs. ND	Propulsion avant	Avec raquette				+++ ¹	---	NS
			Sans raquette				---	+++	
		Propulsion arrière	Avec raquette				NS	NS	--
			Sans raquette						++
	D	Delta (avec – sans raquette)	Propulsion avant				Contradictoire	NS	Contradictoire
			Propulsion arrière				Contradictoire	NS	Contradictoire

Avec D et ND : valeurs des mains dominante et non dominante ; D vs ND : comparaison entre la main dominante et la main non dominante ; D : main dominante ; différences significatives avec valeurs supérieures : + $p < 0,05$; ++ $p < 0,01$; +++ $p < 0,001$; différences significatives avec valeurs inférieures : - $p < 0,05$; -- $p < 0,01$; --- $p < 0,001$; ¹ : différence pour un paramètre sur deux ; ² : différence pour deux paramètres sur cinq.

Les résultats de ces deux études **confirment partiellement l'hypothèse initiale** : l'utilisation de la raquette de badminton diminue les performances des sportifs, en particulier en termes d'efficacité de propulsion et de vitesse. Cette tendance est observée lorsque l'on compare la même main avec et sans raquette, quelle que soit la direction de propulsion considérée, et à vitesse sous-maximale comme maximale. Notamment, la Table 10 montre des diminutions des paramètres d'efficacité de propulsion et de vitesse, accompagnées de modifications des forces produites sur la main courante. Les participants doivent exercer plus de force avec la raquette pour maintenir la même vitesse, ce qui indique une difficulté à appliquer correctement les forces sur la main courante, mise en exergue par les paramètres d'efficacité de propulsion. Cependant, ce constat est nuancé lors de la comparaison de la main dominante avec raquette à celle non dominante sans raquette. Effectivement, des différences existent à vitesse sous-maximale et sur une population valide. Cela peut être expliqué par la non-expertise des participants. À l'inverse, lors de la comparaison effectuée à vitesse maximale sur une population experte, peu de paramètres présentent des différences significatives dans cette dernière comparaison et les différences obtenues sont qualifiées de petites selon la taille d'effet calculée. Cela indique que l'utilisation de la raquette n'induit pas systématiquement un effet négatif en comparaison à la main non dominante sans raquette, particulièrement dans le cas de sportifs experts de la pratique.

Des résultats similaires ont été observés dans une discipline proche du badminton en fauteuil roulant : le tennis en fauteuil roulant. Plusieurs auteurs ont montré une réduction de la vitesse maximale lors des trois premières poussées avec une raquette (Goosey-Tolfrey et Moss, 2005), ainsi qu'une perte de puissance et une production de puissance plus élevée avec la raquette (de Groot et al., 2017 ; Alberca et al., 2022a). Ces effets résultent d'un couple bras/raquette de tennis devant résister à des forces plus élevées par rapport au bras sans raquette (de Groot et al., 2017).

Le manque de préhension entre la main tenant la raquette et la main courante modifie le pattern de propulsion. Plus précisément, lors de la propulsion avant à une vitesse sous-maximale, nos résultats indiquent qu'avec l'utilisation de la raquette, les participants diminuent spatialement (angle de poussée), et temporellement leur geste (temps de poussée et de cycle, phase de propulsion, phase de décélération). À l'inverse, lors de phases spécifiquement sélectionnées correspondant au début et à la fin d'un sprint, les sportifs allongent temporellement leur geste. L'impact de la raquette, bien que toujours négatif pour la performance des sportifs, semble donc dépendre de la vitesse (sous-maximale ou maximale), et de la phase de propulsion.

En propulsion arrière lors des sprints, les paramètres techniques de propulsion montrent des tendances inversées par rapport à la propulsion avant : les sportifs raccourcissent leur geste en début et en fin de sprint avec la raquette. La direction de propulsion influence donc les modifications des schémas de propulsion. En revanche, cette variable ne semble pas exacerber les effets observés, car les différences entre propulsion avec et sans raquette ne sont pas plus marquées dans une direction de propulsion par rapport à une autre.

Enfin, il était également supposé que **l'impact de la raquette soit majoré par la propulsion arrière**. Cette dernière hypothèse a été invalidée, puisque les résultats obtenus ont montré des différences insuffisantes pour affirmer une majoration de l'effet raquette induite par la propulsion arrière.

9.2 Impact de la direction de propulsion sur la performance

La seconde partie de cette thèse s'est portée sur **la comparaison de la propulsion avant et arrière en fonction de données temporelles et cinématiques reliées à la technique de propulsion et la performance des sportifs en fonction de la direction de propulsion, en tenant compte de la classification de chaque sportif**. Une analyse complémentaire a été mise en place afin de répondre à cet objectif et les résultats synthétisés de cette analyse sont présentés en Table 24.

Table 24 : Résumé des résultats de l'analyse complémentaire.

Études			Paramètres de techniques de propulsion	Paramètres de performance	
				Paramètres de vitesse	Paramètres temporels (temps de sprint)
Analyse complémentaire	Avant vs arrière	Avant	NS	+++	---
		Arrière	NS	---	+++
	Delta (avant – arrière)	WH1		Contradictaires	NS
		WH2		Contradictaires	NS

Avec NS : non-significatif ; différences significatives avec valeurs supérieures : +++ $p < 0,001$; différences significatives avec valeurs inférieures : --- $p < 0,001$; WH1 : sportifs classés dans la catégorie 1 ; WH2 : sportifs classés dans la catégorie 2.

Les résultats de l'analyse complémentaire **confirment seulement une partie de l'hypothèse initiale**. Les paramètres cinématiques et temporels reliés à la performance indiquent un impact négatif de la propulsion arrière par rapport à la propulsion avant sur la performance des sportifs, **ce qui est en accord avec l'hypothèse de départ**. Cela pourrait s'expliquer par des réglages ergonomiques du fauteuil roulant non optimisés pour la propulsion arrière, ainsi que par le fait que les sportifs ont moins d'expérience en propulsion arrière, comparativement à la propulsion avant, qui est majoritairement utilisée. Cependant, aucune différence significative n'a été identifiée concernant les paramètres temporels reliés à la technique de propulsion, **ce qui contredit notre hypothèse**.

Contrairement aux résultats de notre analyse complémentaire, Mason et al. (2015), ont mis en évidence une modification du schéma de propulsion en propulsion arrière comparativement à la propulsion avant. Pour comprendre les différences entre nos résultats, il est important de noter les méthodologies différentes entre l'étude de Mason et al. (2015), et l'analyse complémentaire, notamment en ce qui concerne la population étudiée (participants valides vs. sportifs en fauteuil experts), et la modalité du test (sous-maximale vs. maximale). De plus, les paramètres de technique de propulsion mesurés dans cette étude l'ont été à des phases spécifiques du sprint, tandis que ceux de Mason et al.

(2015), ont été mesurés sur l'ensemble du test. Ces différences dans le protocole de test et les mesures réalisées peuvent expliquer les divergences de résultats obtenus.

L'hypothèse initiale mentionnait également **une accentuation des différences observées entre propulsion avant et arrière par l'une des deux classifications**, ce qui a été infirmé par les résultats de cette thèse. Effectivement, la comparaison des deltas n'a pas été concluante, tant en ce qui concerne la significativité obtenue que le sens des résultats, qui semblaient contradictoires. Les difficultés éprouvées par les sportifs lors de la propulsion arrière pourraient être davantage liées à l'ergonomie de leur fauteuil roulant qu'à leur capacité fonctionnelle.

L'étude 3 apporte des informations complémentaires au-delà de l'objectif initial en comparant les données des sportifs WH1 et WH2 dans les deux directions de propulsion. En effet, la tendance des performances des sportifs est similaire dans les deux directions : la propulsion arrière tend à impacter négativement, de manière comparable, la performance des sportifs WH1 et WH2. Ce constat semble conforter l'hypothèse selon laquelle l'ergonomie des fauteuils roulants n'est pas adaptée à la propulsion arrière pour les deux classes de sportifs.

9.3 Relation entre la classification et la performance

La troisième et dernière partie de cette thèse avait pour but d'**identifier l'existence de différences sur des paramètres temporels et cinématiques reliés à la technique de propulsion et à la performance entre les joueurs des classes WH1 et WH2, et à déterminer s'il est possible d'utiliser ces mêmes données comme une aide au système de classification actuel**. L'étude 3 a été mise en place afin de répondre à cet objectif, dont les résultats sont résumés en Table 25.

Table 25 : Résumé des résultats de l'étude 3.

Études			Paramètres de techniques de propulsion	Paramètres de performance	
				Paramètres de vitesse	Paramètres temporels
Étude 3	Avant	WH1	---	+++	+++
		WH2	+++	---	---
	Arrière	WH1	---	+++	+++
		WH2	+++	---	---

Avec différences significatives avec valeurs supérieures : + $p < 0,05$; ++ $p < 0,01$; +++ $p < 0,001$; différences significatives avec valeurs inférieures : - $p < 0,05$; -- $p < 0,01$; --- $p < 0,001$; WH1 : sportifs de classe 1 ; WH2 : sportifs de la classe 2.

L'hypothèse initiale stipulait que les sportifs WH1 ont de moins bonnes performances et un geste de propulsion temporellement réduit comparativement aux sportifs WH2 en raison d'une réduction des paramètres temporels et cinématiques due à des limitations fonctionnelles plus sévères des sportifs WH1 en comparaison aux sportifs WH2. Cette hypothèse a été partiellement validée, puisque des diminutions de vitesse, d'accélération et de décélération ont été observées chez les sportifs WH1, accompagnées d'une augmentation de leur temps de sprint. En revanche, qu'importe la classification et le mode de propulsion considéré, un seul paramètre de technique de propulsion a été modifié, et ce uniquement lors de la phase de fin de sprint. Cela indique que la distinction de techniques de propulsion entre les deux classes ne semble pas exister lors de la phase de début de sprint, selon les paramètres mesurés dans cette étude. Ce constat peut s'expliquer par le fait que les sportifs commençaient systématiquement en départ arrêté pour chaque sprint, limitant ainsi les distinctions entre classes, lesquelles pourraient apparaître plus nettement lors des fins de sprint à vitesse maximale.

Bakatchina et al. (2022), ont comparé des sportifs de rugby fauteuil, classés en gros points et petits points en fonction de leurs capacités fonctionnelles. Les gros points correspondent aux sportifs ayant le plus de capacités fonctionnelles, tandis que les petits points désignent ceux qui en ont le moins (IWRF, 2021). Cette distinction est similaire à celle effectuée dans la classification du badminton fauteuil. En comparant ces deux classes de sportifs, Bakatchina et al. (2021), ont montré que l'accélération et la vitesse de pointe des gros points sont supérieures à celles des petits points. Ces résultats sont cohérents avec les nôtres et illustrent l'impact des différences fonctionnelles, et donc de la classification, sur la performance des sportifs.

La deuxième partie de l'hypothèse supposait que **les données recueillies pour chaque classe de sportifs permettraient de les différencier**. Cette hypothèse n'a pas été validée par les résultats de la troisième étude, car trois clusters ont été identifiés, contredisant la classification actuelle, qui ne compte que deux classes. Dans l'analyse des résultats de ces clusters, le nombre d'années

de pratique est apparu comme un facteur explicatif potentiel, influençant ainsi possiblement le niveau de performance des sportifs concernés. Cependant, ce facteur ne peut être inclus dans le processus de classification, car cela irait à l'encontre du concept de compétition. D'autres facteurs pourraient être identifiés, tout en respectant ce concept, afin de permettre un processus de classification par preuves pour le badminton fauteuil. Notamment, l'étude 3 met en lumière la limite de l'utilisation de paramètres de performance. Il serait intéressant de mesurer objectivement des paramètres biomécaniques de mobilité ou des paramètres fonctionnels afin de renforcer le processus de classification avec des mesures objectives.

9.4 Méthodologie

Le premier point de discussion méthodologique de cette thèse concerne la population testée. En effet, la première étude a été réalisée sur des participants valides novices. Dans ce contexte, le transfert des données à une population ayant un handicap peut être discuté. Cependant, les études sur des personnes valides présentent plusieurs avantages. Premièrement, elles permettent d'obtenir des groupes homogènes (Rice et al., 2010). De plus, les participants ne sont pas influencés par un apprentissage préalable de la propulsion du fauteuil roulant, ce qui permet d'éviter les biais liés à des techniques individuelles. Pour évaluer l'effet d'un paramètre, comme dans cette première étude, cela permet également d'éliminer les stratégies développées lors de la pratique régulière du badminton en fauteuil. Plusieurs études ont déjà été réalisées sur des participants valides concernant l'apprentissage de la propulsion du fauteuil roulant (de Groot et al. 2002, 2008 ; Alberca et al., 2018, 2021). Les résultats de la première étude doivent donc être interprétés en tenant compte de ce paramètre.

La première étude a mesuré plusieurs paramètres biomécaniques à l'aide de roues instrumentées SMARTWheel. Dans les études 2 et 3, ainsi que dans l'analyse complémentaire, des IMU ont été utilisées. Les SMARTWheel sont des outils bien établis et fréquemment utilisés pour analyser la propulsion du fauteuil roulant, avec une précision souvent reconnue (Asato et al., 1993 ; Bakatchina et al., 2021 ; Astier et al., 2018 ; Cowan et al., 2008 ; Vegter et al., 2014). En revanche, bien que l'utilisation des IMU se soit développée dans le domaine du fauteuil roulant, leur précision peut être questionnée en raison de diverses erreurs de mesure (Aguilar, 2013). Pour évaluer cette précision, une expérimentation a été mise en place pour comparer un outil de capture de mouvement, le "gold standard", avec les IMU.

Pour cette expérimentation, 7 caméras Qualisys, 4 marqueurs (2 au centre de la roue et 2 sur les rayons), et 3 IMU (2 placées au centre des roues et 1 pour la synchronisation), ont été utilisés. Un sportif valide a réalisé 9 essais à 3 vitesses différentes : lente, soutenue et maximale réalisable en laboratoire. Il est important de noter que les conditions de laboratoire limitaient l'atteinte d'une vitesse maximale absolue, résultant en une vitesse plutôt soutenue lors des essais finaux. La synchronisation des IMU et de la capture de mouvement a été effectuée avant chaque essai en plaçant le sportif au centre des caméras et en lui demandant d'effectuer un mouvement avant-arrière. Une fois les données traitées et synchronisées entre les deux outils, des courbes de vitesses ont été tracées. Voici un exemple de courbes obtenues, présentées en Figure 25.

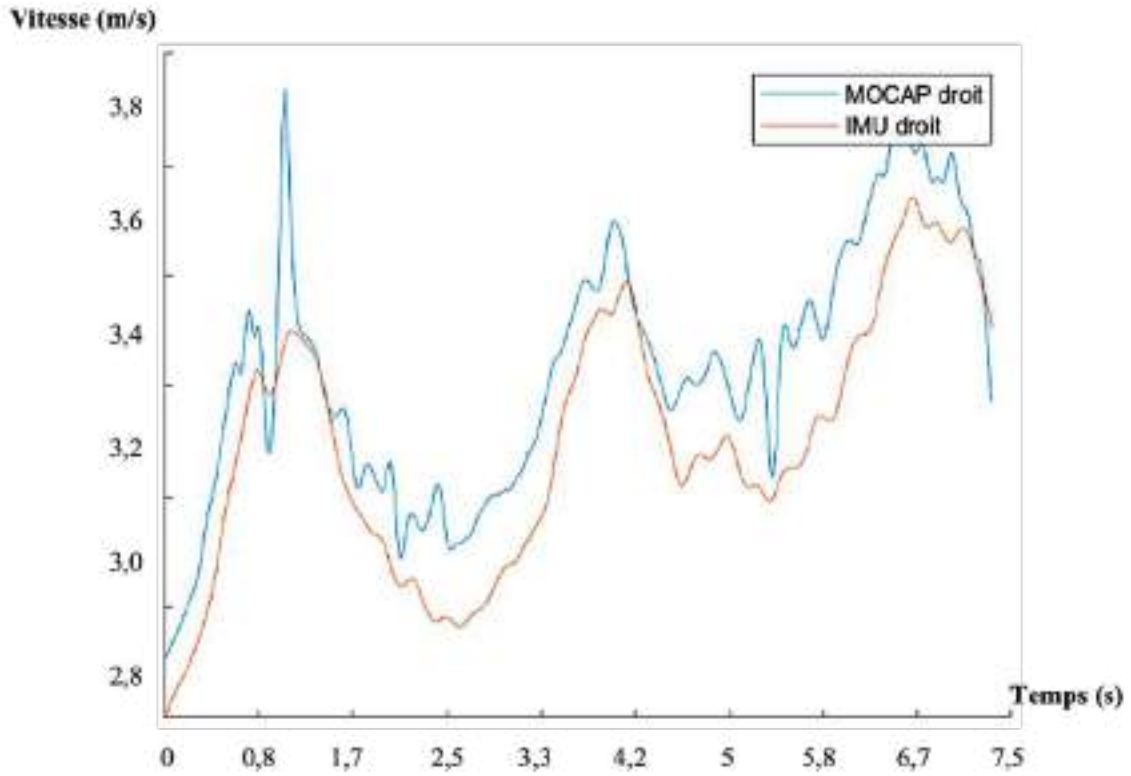


Figure 25 : Exemple de courbes de vitesse entre la capture du mouvement et l’IMU.

Les données obtenues graphiquement ne permettent pas de comparer directement les deux outils. Pour effectuer une comparaison, une erreur quadratique moyenne (RMSE) a été calculée pour la vitesse maximale et la vitesse moyenne selon l’équation suivante (22) :

$$RMSE = \sqrt{\frac{1}{n} \sum_{i=1}^n (y_{observé,i} - y_{prédit,i})^2} \quad (22)$$

Avec $RMSE$ = erreur quadratique moyenne, n : nombre total de données, $y_{observé,i}$: valeur des centrales inertielle pour le i -ème point, $y_{prédit,i}$: valeur du système de capture du mouvement pour le i -ème point.

Les résultats des erreurs relatives globales (couvrant l’ensemble des essais à différentes vitesses) sont présentés dans la Table 26. De plus, les RMSE pour chaque vitesse de test sont présentées dans la Table 27.

Table 26 : Résultats des erreurs quadratiques globales.

	RMSE sur la vitesse moyenne globale (%)	RMSE sur la vitesse maximale globale (%)
Roue (moyenne droite et gauche)	2,227	2,522

Table 27 : Résultats des erreurs quadratiques par vitesses.

	Vitesse lente		Vitesse moyenne		Vitesse rapide	
	RMSE à vitesse moyenne (%)	RMSE à vitesse maximale (%)	RMSE à vitesse moyenne (%)	RMSE à vitesse maximale (%)	RMSE à vitesse moyenne (%)	RMSE à vitesse maximale (%)
Roue (moyenne droite et gauche)	2,763	2,762	2,133	2,602	1,562	2,201

Les valeurs des erreurs relatives trouvées pour l'ensemble des tests montrent des résultats inférieurs à 5 %. De la même manière, les valeurs des erreurs relatives trouvées pour chaque vitesse de test indiquent des résultats inférieurs à 5 %. Compte tenu de ces résultats, les IMU utilisées dans cette thèse semblent offrir une précision suffisante pour mesurer les paramètres considérés dans les études présentées.

9.5 Limites

La principale limitation de cette thèse réside dans les cohortes de participants étudiées. Comme mentionné dans la discussion, la première étude a été réalisée sur des participants valides et novices. Bien que cette méthode présente certains avantages, notamment la création de groupes homogènes, les résultats ne sont pas entièrement applicables à une population de personnes handicapées en raison de différences dans les capacités fonctionnelles. De plus, même si les participants ont reçu une formation en badminton fauteuil, les joueurs expérimentés de badminton possèdent une technique de maniement de la raquette bien plus développée que les novices valides. Ainsi, la technique de propulsion diffère entre un novice et un expert en parabadminton, ce qui influence la propulsion et limite la transférabilité des résultats obtenus pour une population de personnes handicapées.

En ce qui concerne la population étudiée dans les études 2 et 3 ainsi que dans l'analyse complémentaire, les variations individuelles peuvent également avoir influencé les résultats. Bien que les sportifs soient classifiés en deux catégories distinctes et participent tous à des compétitions nationales, certains joueurs avaient un niveau proche de l'international. Une plus grande homogénéité des niveaux serait souhaitable pour les futures études afin de réduire ces variations.

Une autre limite de cette thèse concerne les outils de mesure utilisés. Notamment, l'utilisation de roues instrumentées a augmenté le poids des roues, ce qui peut accroître la résistance au roulement du fauteuil roulant et son inertie. Il est cependant important de préciser que les mesures ont été prises dans des conditions identiques pour tous les participants, puisque deux roues instrumentées ont été

utilisées. Malgré cela, il est possible que les données obtenues soient sous-estimées en raison de l'augmentation du poids total du fauteuil roulant.

Enfin, la taille des échantillons constitue une dernière limitation. Seize participants pour l'étude 1, et dix-neuf participants pour les études 2, 3, et l'analyse complémentaire pourraient ne pas être suffisants pour généraliser les résultats obtenus. Une augmentation du nombre de participants permettrait de renforcer la validité statistique des résultats.

9.6 Perspectives

Les résultats de cette thèse se sont principalement concentrés sur une population valide, novice ou ayant un niveau majoritairement national. Une première perspective de recherche serait d'élargir les analyses à des sportifs de niveau international. L'objectif serait double : d'une part, augmenter la taille de la cohorte pour généraliser les résultats obtenus, et d'autre part, explorer les spécificités du badminton en fauteuil à un niveau d'élite, afin de confirmer ou d'infirmer les effets observés. Il est possible que les effets constatés chez une population d'élite diffèrent de ceux observés dans cette thèse. Comparer ces deux groupes pourrait être enrichissant tant du point de vue scientifique que pour le développement de la discipline. En fonction du niveau, la prise en charge des sportifs pourrait ainsi être ajustée.

Les paramètres calculés dans cette thèse relèvent principalement de la cinétique et, en partie, de la cinématique. Cependant, la cinématique n'a pas été entièrement explorée. En effet, la cinématique se concentre sur l'étude du mouvement. Pour compléter les analyses, l'utilisation de systèmes de capture de mouvement permettrait de raffiner les recherches et d'identifier les causes des baisses de performance observées dans les spécificités du badminton en fauteuil. Dans ce but, une étude de cas a été menée avec deux sportifs pour étudier la cinématique de leur tronc.

Alberca I, Marsan T, Watier B, Chénier F, Faupin A. (2023). Trunk kinematics in wheelchair badminton: preliminary results. *In the 48th Société de Biomécaniques*. Grenoble, France.

À l'aide d'un système optoélectronique composé de 22 caméras (Vicon® System, ©Oxford Metrics Inc., UK), disposées en cercle, divers marqueurs ont été enregistrés à une fréquence de 200 Hz, notamment sur la tête, le tronc, les bras, et les poignets. L'étude a comparé les sportifs WH1 et WH2 et a révélé que les sportifs WH2 inclinent davantage leur tronc vers l'avant, tandis que les WH1 le font plus vers l'arrière. Ces différences pourraient enrichir notre compréhension de la cinématique du badminton en fauteuil roulant. Il serait pertinent d'examiner les risques de blessures associés aux amplitudes articulaires, surtout au niveau des épaules et des poignets, pour mieux les prévenir. Des recherches supplémentaires devraient également explorer d'autres articulations. Par ailleurs, les résultats pourraient aider les sportifs et leurs entraîneurs à optimiser le positionnement sur le terrain, en fonction des capacités individuelles. Enfin, si des différences d'inclinaison du tronc entre les classes WH1 et WH2 sont confirmées, il serait intéressant de voir si elles persistent dans une cohorte plus large, ce qui pourrait contribuer au processus de classification des sportifs selon la fonction.

Une dernière perspective de cette thèse est l'exploration de solutions pour améliorer les performances dans le badminton fauteuil. Compte tenu des baisses de performances liées aux trois spécificités du sport, il serait pertinent d'envisager la conception de nouvelles mains courantes pour optimiser la préhension avec la raquette, comme cela a été étudié dans le tennis fauteuil (de Groot et al., 2018 ; Rietveld et al., 2022). Des ajustements ergonomiques de l'assise du fauteuil pourraient aussi être testés pour équilibrer les réglages de propulsion avant et arrière. En ce qui concerne la classification, des positionnements spécifiques pour les sportifs WH1 et WH2 pourraient être proposés. Par ailleurs, renforcer le processus de classification actuel en ajoutant une évaluation complète des capacités fonctionnelles et des mesures biomécaniques serait bénéfique.

9.7 Conclusion

La présente thèse et les différents travaux qui la composent se sont intéressés à étudier biomécaniquement les 3 spécificités du badminton fauteuil. Au travers de 3 études et 1 analyse complémentaire, la cinétique et la cinématique du badminton fauteuil ont pu être explorées méticuleusement.

Les résultats obtenus ont permis d'affirmer, mais également de nuancer certaines hypothèses émises initialement. En somme, cette thèse a permis de mettre en lumière les points suivants également résumés en Figure 26 :

- **Impact de la raquette à vitesse sous-maximale :** La raquette de badminton diminue l'efficacité de propulsion en augmentant les forces appliquées sur la main courante et en modifiant le geste de propulsion, qui se raccourcit temporellement (temps de cycle et de poussée, angle de poussée) à vitesse contrôlée sous-maximale, lorsque l'on compare la même main dominante avec et sans raquette.
- **Impact de la raquette à vitesse maximale :**
 - L'utilisation de la raquette réduit la vitesse, l'accélération, et la décélération des sportifs, diminuant ainsi leurs performances globales à vitesse maximale, quelle que soit la direction de propulsion en comparant la même main dominante avec et sans raquette.
 - La raquette modifie les paramètres de la technique de propulsion différemment selon la direction : le geste de propulsion est temporellement plus long (temps de phases de propulsion et de décélération) en propulsion avant et temporellement plus court (temps de phase de propulsion) en propulsion arrière lorsque l'on compare la même main dominante avec et sans raquette.
 - La raquette modifie les paramètres de la technique de propulsion différemment selon la direction : le geste est temporellement plus long en propulsion avant et temporellement plus court en propulsion arrière lorsque l'on compare la même main dominante avec et sans raquette.

▪ **Impact de la direction de propulsion :**

- En propulsion arrière, la vitesse et l'accélération des sportifs diminuent en comparaison à la propulsion avant, impactant leurs performances globales, sans modification des paramètres de techniques de propulsion en début et fin de sprint.
- La classification des sportifs ne majore pas les différences observées.

▪ **Relation entre performance et classification :**

- Les sportifs WH1 ont des performances inférieures en termes de vitesse, d'accélération, de décélération et de temps de sprint par rapport aux WH2, avec un temps de décélération plus court, indépendamment de la direction de propulsion.
- Les données biomécaniques mettent en évidence 3 clusters et non 2 correspondants aux classifications des sportifs.
- Les données recueillies soulignent l'importance de faire évoluer le processus de classification actuel en intégrant des paramètres de capacités fonctionnelles tels que l'amplitude du tronc, car les données de performances ne suffisent pas, à elles seules, à discriminer les classifications des sportifs.

▪ **Interaction des spécificités :** Les trois spécificités du badminton en fauteuil roulant ne semblent pas se renforcer mutuellement, indiquant que ces facteurs n'agissent pas en synergie.

Les recherches menées dans cette thèse sont les premières, à notre connaissance, à se concentrer sur l'étude biomécanique des spécificités du badminton en fauteuil roulant. Elles établissent une base solide pour des recherches futures. Bien que cette thèse représente une contribution significative à la littérature scientifique, elle ouvre également la voie à des applications concrètes, telles que l'amélioration des performances sportives, les modifications ergonomiques des équipements et l'évolution du processus de classification.

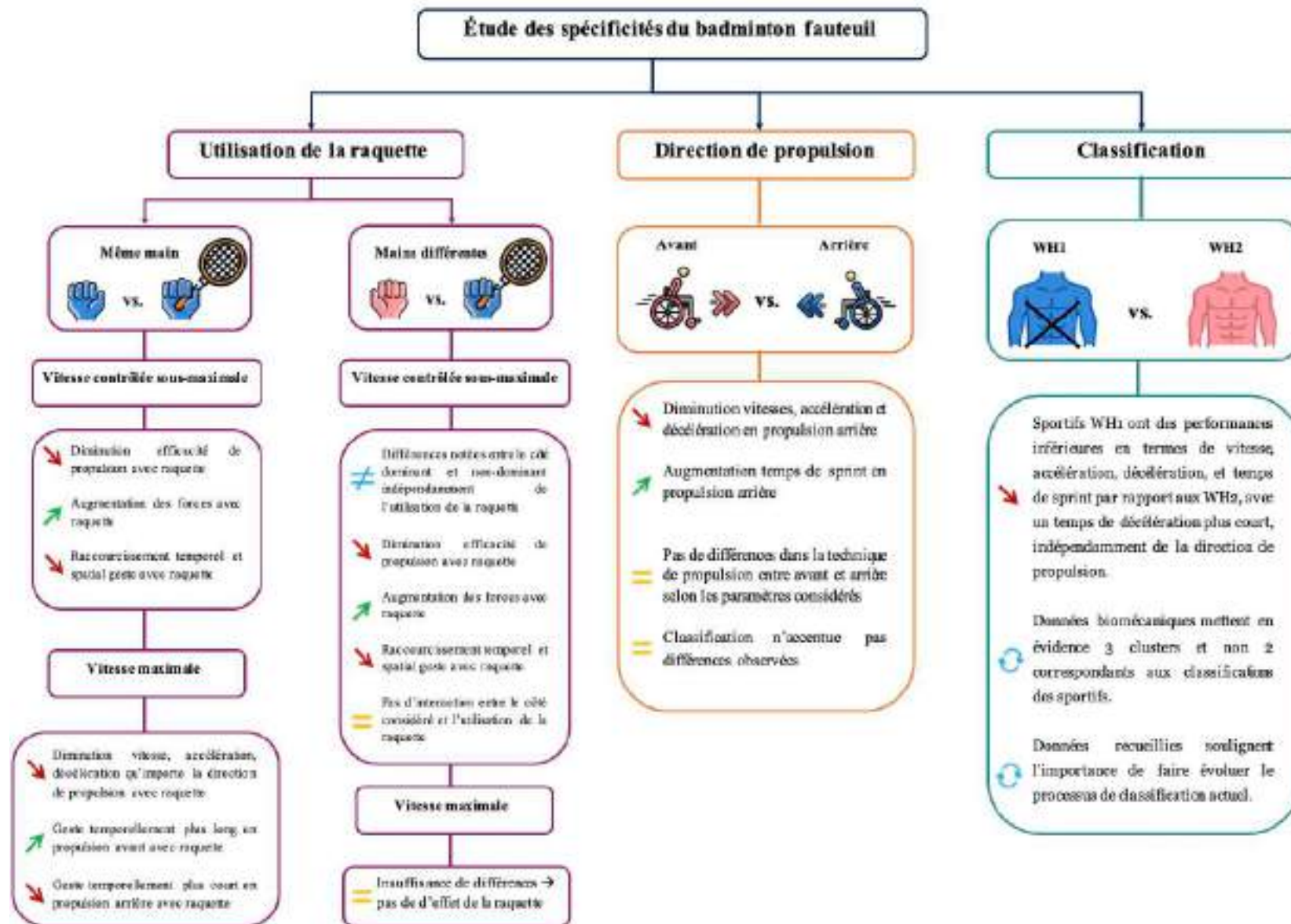


Figure 26 : Schéma récapitulatif des principaux résultats de cette thèse.

9.8 Implications pratiques

Cette thèse reste avant tout exploratoire, car elle est la première, à notre connaissance, dans ce domaine précis et en raison du manque de connaissances scientifiques entourant ce parasport. Néanmoins, il est possible d'extraire plusieurs recommandations pratiques concernant les trois spécificités du badminton fauteuil :

- **Raquette :** L'utilisation de gants pour le sportif, de surgrips pour le manche de la raquette, ainsi que de revêtements adhérents de type caoutchouc pour la main courante de la roue est recommandée afin de maximiser l'adhérence entre la main, la raquette et la main courante.
- **Mode de propulsion :** Un renforcement musculaire spécifique des muscles sollicités lors de la propulsion arrière est conseillé pour compenser les différences de performance entre les modes de propulsion avant et arrière. Il serait également pertinent d'inclure des phases d'entraînement avec des sprints courts en propulsion arrière, afin d'améliorer l'accélération et la vitesse des athlètes dans ces situations spécifiques. Enfin, des stratégies de positionnement sur le terrain pourraient être utiles. Notamment, il serait intéressant de positionner les sportifs légèrement plus en arrière sur le terrain pour anticiper les difficultés associées aux coups joués depuis le fond de court.
- **Classification :** Il est difficile de formuler des recommandations directes aux athlètes concernant leur classification et leurs performances. Cependant, il serait judicieux de soumettre les réflexions issues de cette thèse à la FFBad ou à la BWF, afin de proposer un renforcement basé sur des preuves de la classification actuelle, ou d'explorer une évolution vers de nouvelles classifications.

Références

A

- Aguilar, A. (2013). Towards monitoring wheelchair propulsion in natural environment using wearable sensors (pp. 1–70). University of Pittsburgh.
- Ahmad, N., Ghazilla, R. A. R., Khairi, N. M., & Kasi, V. (2013). Reviews on various inertial measurement unit (IMU) sensor applications. *International Journal of Signal Processing Systems*, 37, 256–262. <https://doi.org/10.12720/ijsp.1.2.256-262>
- Alberca, I., Astier, M., Watelain, E., Pradon, D., Chénier, F., & Faupin, A. (2021). Approche comparée de l'apprentissage synchrone vs asynchrone de la propulsion en fauteuil roulant manuel. *Science & Sports*, 36(2), e33–e41. <https://doi.org/10.1016/j.scispo.2020.04.003>
- Alberca, I., Chénier, F., Astier, M., Watelain, É., Vallier, J.-M., Pradon, D., & Faupin, A. (2022a). Sprint performance and force application of tennis players during manual wheelchair propulsion with and without holding a tennis racket. *PLOS ONE*, 17(2), e0263392. <https://doi.org/10.1371/journal.pone.0263392>
- Alberca, I., Chénier, F., Astier, M., Combet, M., Bakatchina, S., Brassart, F., Vallier, J.-M., Pradon, D., Watier, B., & Faupin, A. (2022b). Impact of holding a badminton racket on spatio-temporal and kinetic parameters during manual wheelchair propulsion. *Frontiers in Sports and Active Living*, 4. <https://doi.org/10.3389/fspor.2022.862760>
- Alberca, I., Chénier, F., Watier, B., & Faupin, A. (2023). *Impact of using a racket during wheelchair badminton propulsion*. [Personal communication].
- Alberca, I., Combet, M., Astier, M., Watelain, E., Pradon, D., & Faupin, A. (2018). Apprentissage des propulsions synchrone et asynchrone en fauteuil roulant manuel. *Science & Sports*, 33, S39–S40. <https://doi.org/10.1016/j.scispo.2018.03.063>
- Alberca, I., Watier, B., Chénier, F., & Faupin, A. (2023). *Comparison between backward and forward propulsion in wheelchair badminton*. [Personal communication].
- Alberca, I., Watier, B., Chénier, F., Brassart, F., & Faupin, A. (2024). *Wheelchair badminton: A narrative review of its specificities*. MDPI AG. <http://dx.doi.org/10.20944/preprints202401.1100.v1>
- Altmann, V. C., Groen, B. E., Hart, A. L., Vanlandewijck, Y. C., Van Limbeek, J., & Keijsers, N. L. W. (2017). The impact of trunk impairment on performance-determining activities in wheelchair rugby. *Scandinavian Journal of Medicine & Science in Sports*, 27(9), 1005–1014. <https://doi.org/10.1111/sms.12720>
- Asato, K. T., Cooper, R. A., Robertson, R. N., & Ster, J. F. (1993). SMARTWheels: Development and testing of a system for measuring manual wheelchair propulsion dynamics. *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, 40(12), 1320–1324. <https://doi.org/10.1109/10.250587>

- Astier, M. (2019). Analyses biomécaniques et physiologiques des modes de propulsion synchrone et asynchrone chez les basketteurs en fauteuil roulant manuel (pp. 1–189) [Université de Toulon]. <https://theses.hal.science/tel-02628536v1/file/2019AZUR4059.pdf>
- Astier, M., Weissland, T., Vallier, J. M., Pradon, D., Watelain, E., & Faupin, A. (2018). Effects of synchronous versus asynchronous push modes on performance and biomechanical parameters in elite wheelchair basketball. *Sports Engineering*, 21(1), 43–51. <https://doi.org/10.1007/s12283-017-0245-y>
- Astier, M., Watelain, E., Borel, B., Weissland, T., Vallier, J.-M., & Faupin, A. (2016). Perceived exertion responses and performance of two mode of propulsion in the multistage field test with wheelchair basketball players. *Science & Sports*, 31(6), e181–e188. <https://doi.org/10.1016/j.scispo.2016.08.002>

B

- Bagesteiro, L. B., & Sainburg, R. L. (2002). Handedness: Dominant arm advantages in control of limb dynamics. *Journal of Neurophysiology*, 88(5), 2408–2421. <https://doi.org/10.1152/jn.00901.2001>
- Bagesteiro, L. B., & Sainburg, R. L. (2003). Nondominant arm advantages in load compensation during rapid elbow joint movements. *Journal of Neurophysiology*, 90(3), 1503–1513. <https://doi.org/10.1152/jn.00189.2003>
- Bakatchina, S., Weissland, T., & Faupin, A. (2021). Les dispositifs d'évaluation des parasportifs pratiquant des sports de petits terrains en fauteuil roulant manuel. *Movement & Sport Sciences - Science & Motricité*, 114, 55–69. <https://doi.org/10.1051/sm/2020016>
- Bakatchina, S., Weissland, T., Astier, M., Pradon, D., & Faupin, A. (2022). Performance, asymmetry and biomechanical parameters in wheelchair rugby players. *Sports Biomechanics*, 23(7), 884–897. <https://doi.org/10.1080/14763141.2021.1898670>
- Barry, B. K., & Enoka, R. M. (2007). The neurobiology of muscle fatigue: 15 years later. *Integrative and Comparative Biology*, 47(4), 465–473. <https://doi.org/10.1093/icb/icm047>
- Bergamini, E., Morelli, F., Marchetti, F., Vannozzi, G., Polidori, L., Paradisi, F., Trallesi, M., Cappozzo, A., & Delussu, A. S. (2015). Wheelchair Propulsion Biomechanics in Junior Basketball Players: A Method for the Evaluation of the Efficacy of a Specific Training Program. *BioMed Research International*, 2015, 1–10. <https://doi.org/10.1155/2015/275965>
- Bernard, P.-L., Peruchon, E., Micallef, J.-P., Hertog, C., & Rabischong, P. (1994). Balance and stabilization capability of paraplegic wheelchair athletes. *Journal of Rehabilitation Research and Development*, 31(4), 287–296.
- Bloxham, L. A., Bell, G. J., Bhambhani, Y., & Steadward, R. D. (2001). Time motion analysis and physiological profile of Canadian World Cup wheelchair basketball players. *Sports Medicine, Training and Rehabilitation*, 10(3), 183–198. <https://doi.org/10.1080/10578310210398>

- Boninger, M. L., Cooper, R. A., Baldwin, M. A., Shimada, S. D., & Koontz, A. (1999). Wheelchair pushrim kinetics: Body weight and median nerve function. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, 80(8), 910–915. [https://doi.org/10.1016/s0003-9993\(99\)90082-5](https://doi.org/10.1016/s0003-9993(99)90082-5)
- Boninger, M. L., Cooper, R. A., Robertson, R. N., & Rudy, T. E. (1997). Wrist biomechanics during two speeds of wheelchair propulsion: An analysis using a local coordinate system. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, 78(4), 364–372. [https://doi.org/10.1016/s0003-9993\(97\)90227-6](https://doi.org/10.1016/s0003-9993(97)90227-6)
- Boninger, M. L., Souza, A. L., Cooper, R. A., Fitzgerald, S. G., Koontz, A. M., & Fay, B. T. (2002). Propulsion patterns and pushrim biomechanics in manual wheelchair propulsion. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, 83(5), 718–723. <https://doi.org/10.1053/apmr.2002.32455>
- Brasile, F. M. (1986). Wheelchair Basketball Skills Proficiencies versus Disability Classification. *Adapted Physical Activity Quarterly*, 3(1), Article 1. <https://doi.org/10.1123/apaq.3.1.6>
- Brassart, F. (2023). Analyse des asymétries dynamiques et fonctionnelles des membres supérieurs des paraspportifs (pp. 1–310). Université de Toulon.
- Brassart, F., Faupin, A., Hays, A., Watelain, E., & Weissland, T. (2023). Relationship of force-velocity profile between field sprints and lab ballistic or cycling ergometer on wheelchair basketball players. MDPI AG. <http://dx.doi.org/10.20944/preprints202305.1491.v1>
- Brodie, M. A., Walmsley, A., & Page, W. (2008a). Dynamic accuracy of inertial measurement units during simple pendulum motion. *Computer Methods in Biomechanics and Biomedical Engineering*, 11(3), 235–242. <https://doi.org/10.1080/10255840802125526>
- Brodie, M. A., Walmsley, A., & Page, W. (2008b). The static accuracy and calibration of inertial measurement units for 3D orientation. *Computer Methods in Biomechanics and Biomedical Engineering*, 11(6), 641–648. <https://doi.org/10.1080/10255840802326736>
- Burke, J. W., Morrow, P. J., McNeill, M. D. J., McDonough, S. M., & Charles, D. K. (2008, September). Vision based games for upper-limb stroke rehabilitation. *2008 International Machine Vision and Image Processing Conference*. <http://dx.doi.org/10.1109/imvip.2008.16>
- BWF. (2020). *BWF Statutes, Section 4.1.7: ADDITIONAL EQUIPMENT FOR PARA BADMINTON*. <https://extranet.bwfbadminton.com/docs/document-system/81/1466/1470/Section%204.1.7%20-%20Additional%20Equipment%20for%20Para%20Badminton%20-%20V1.0.pdf>
- BWF. (2020). *BWF Statutes, Section 5.5.5: PARA BADMINTON CLASSIFICATION REGULATIONS*. <https://extranet.bwfbadminton.com/docs/document-system/81/1466/1470/Section%204.1.7%20-%20Additional%20Equipment%20for%20Para%20Badminton%20-%20V1.0.pdf>

C

- Cabello-Manrique, D., Lorente, J. A., Padial-Ruz, R., & Puga-González, E. (2022). Play badminton forever: A systematic review of health benefits. *International Journal of Environmental Research and Public Health*, 19(15), 9077. <https://doi.org/10.3390/ijerph19159077>
- Chen, C.-L., Yeung, K.-T., Bih, L.-I., Wang, C.-H., Chen, M.-I., & Chien, J.-C. (2003). The relationship between sitting stability and functional performance in patients with paraplegia. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, 84(9), 1276–1281. [https://doi.org/10.1016/s0003-9993\(03\)00200-4](https://doi.org/10.1016/s0003-9993(03)00200-4)
- Chénier, F. (2017). Développement d'un simulateur de propulsion en fauteuil roulant manuel avec biofeedback haptique. (pp. 1–186). École de technologie supérieure université du Québec.
- Chénier, F. (2018). Utilisation de l'ergomètre et du tapis roulant pour étudier et améliorer la technique de propulsion en fauteuil roulant manuel. *Science & Sports*, 33, S6–S8. <https://doi.org/10.1016/j.scispo.2018.03.004>
- Chénier, F. (2021). Kinetics toolkit: An open-source Python package to facilitate research in biomechanics. *Journal of Open Source Software*, 6(66), 3714. <https://doi.org/10.21105/joss.03714>
- Chénier, F., Aissaoui, R., Gauthier, C., & Gagnon, D. H. (2017). Wheelchair pushrim kinetics measurement: A method to cancel inaccuracies due to pushrim weight and wheel camber. *Medical Engineering & Physics*, 40, 75–86. <https://doi.org/10.1016/j.medengphy.2016.12.002>
- Chénier, F., Alberca, I., Gagnon, D. H., & Faupin, A. (2022). Impact of sprinting and dribbling on shoulder joint and pushrim kinetics in wheelchair basketball athletes. *Frontiers in Rehabilitation Sciences*, 3. <https://doi.org/10.3389/fresc.2022.863093>
- Chénier, F., Bigras, P., & Aissaoui, R. (2014). A new dynamic model of the wheelchair propulsion on straight and curvilinear level-ground paths. *Computer Methods in Biomechanics and Biomedical Engineering*, 18(10), 1031–1043. <https://doi.org/10.1080/10255842.2013.869318>
- Chow, J. W., Millikan, T. A., Carlton, L. G., Morse, M. I., & Chae, W.-S. (2001). Biomechanical comparison of two racing wheelchair propulsion techniques. *Medicine and Science in Sports and Exercise*, 33(3), 476–484. <https://doi.org/10.1097/00005768-200103000-00022>
- Clarkson, H. M. (2000). *Musculoskeletal Assessment: Joint Range of Motion and Manual Muscle Strength*. (2nd edition). Lippicott Williams & Wilkins.
- Cohen, J. (1988). *Statistical power analysis for the behavioral sciences*. Lawrence Erlbaum Associates.
- Connick, M. J., Beckman, E., Vanlandewijck, Y., Malone, L. A., Blomqvist, S., & Tweedy, S. M. (2018). Cluster analysis of novel isometric strength measures produces a valid and evidence-based classification structure for wheelchair track racing. *British Journal of Sports Medicine*, 52(17), 1123–1129. <https://doi.org/10.1136/bjsports-2017-097558>
- Cooper, R. (1998). *Wheelchair selection and configuration*. Demos Medical.

- Cooper, R. A. (1996). A perspective on the ultralight wheelchair revolution. *Technology and Disability*, 5(3–4), 383–392. <https://doi.org/10.3233/tad-1996-53-419>
- Cooper, R. A., Robertson, R. N., VanSickle, D. P., Boninger, M. L., & Shimada, S. D. (1997). Methods for determining three-dimensional wheelchair pushrim forces and moments : A technical note. *Journal of Rehabilitation Research and Development*, 34(2), 162–170.
- Cowan, R. E. (2007). Manual Wheelchair Propulsion in Older Adults. University of Pittsburgh.
- Cowan, R. E., Boninger, M. L., Sawatzky, B. J., Mazoyer, B. D., & Cooper, R. A. (2008). Preliminary outcomes of the smartwheel users' group database: A proposed framework for clinicians to objectively evaluate manual wheelchair propulsion. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, 89(2), 260–268. <https://doi.org/10.1016/j.apmr.2007.08.141>
- Cowan, R. E., Nash, M. S., Collinger, J. L., Koontz, A. M., & Boninger, M. L. (2009). Impact of Surface Type, Wheelchair Weight, and Axle Position on Wheelchair Propulsion by Novice Older Adults. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, 90(7), 1076–1083. <https://doi.org/10.1016/j.apmr.2008.10.034>
- Cunningham, T. K., McCann, G. P., Nimmo, M. A., & Hillis, W. S. (2000). A comparison of the multistage fitness test with ergometer derived peak VO₂ in paraplegic athletes. *British Journal of Sports Medicine*, 34, 150.
- Curtis, K. A., Kindlin, C. M., Reich, K. M., & White, D. E. (1995). Functional reach in wheelchair users: The effects of trunk and lower extremity stabilization. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, 76(4), 360–367. [https://doi.org/10.1016/s0003-9993\(95\)80662-8](https://doi.org/10.1016/s0003-9993(95)80662-8)

D

- Dabonneville, M., Kauffmann, P., Vaslin, P., de Saint Rémy, N., Couétard, Y., & Cid, M. (2005). A self-contained wireless wheelchair ergometer designed for biomechanical measures in real life conditions. *Technology and Disability*, 17(2), 63–76. <https://doi.org/10.3233/tad-2005-17203>
- Dallmeijer, A. J., van der Woude, L. H. V., Veeger, H. E. J., & Hollander, A. P. (1998). Effectiveness of force application in manual wheelchair propulsion in persons with spinal cord injuries. *American Journal of Physical Medicine & Rehabilitation*, 77(3), 213–221.
- de Groot, S. (2003). *Hand Rim Wheelchair Propulsion: Biophysical aspects of learning* [Vrije Universiteit Amsterdam]. <https://research.vu.nl/en/publications/hand-rim-wheelchair-propulsion-biophysical-aspects-of-learning>
- de Groot, S., Balvers, I. J. M., Kouwenhoven, S. M., & Janssen, T. W. J. (2012). Validity and reliability of tests determining performance-related components of wheelchair basketball. *Journal of Sports Sciences*, 30(9), 879–887. <https://doi.org/10.1080/02640414.2012.675082>
- de Groot, S., Bos, F., Koopman, J., Hoekstra, A. E., & Vegter, R. J. K. (2017). Effect of holding a racket on propulsion technique of wheelchair tennis players. *Scandinavian Journal of Medicine & Science in Sports*, 27(9), 918–924. <https://doi.org/10.1111/sms.12701>

- de Groot, S., Bos, F., Koopman, J., Hoekstra, A. E., & Vegter, R. J. K. (2018). The effect of a novel square-profile hand rim on propulsion technique of wheelchair tennis players. *Applied Ergonomics*, 71, 38–44. <https://doi.org/10.1016/j.apergo.2018.04.001>
- de Groot, S., Dallmeijer, A. J., Kilkens, O. J., van Asbeck, F. W., Nene, A. V., Angenot, E. L., Post, M. W., & van der Woude, L. H. (2005). Course of gross mechanical efficiency in handrim wheelchair propulsion during rehabilitation of people with spinal cord injury: A prospective cohort study. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, 86(7), 1452–1460. <https://doi.org/10.1016/j.apmr.2004.11.025>
- de Groot, S., de Bruin, M., Noomen, S. P., & van der Woude, L. H. V. (2008). Mechanical efficiency and propulsion technique after 7 weeks of low-intensity wheelchair training. *Clinical Biomechanics*, 23(4), 434–441. <https://doi.org/10.1016/j.clinbiomech.2007.11.001>
- de Groot, S., Veeger, D. (H. E. J.), Hollander, A. P., & V. van der Woude, L. H. (2002). aWheelchair propulsion technique and mechanical efficiency after 3 wk of practice. *Medicine & Science in Sports & Exercise*, 34(5), 756–766. <https://doi.org/10.1097/00005768-200205000-00005>
- de Groot, S., Veeger, H. E. J., Hollander, A. P., & van der Woude, L. H. V. (2002). Consequence of feedback-based learning of an effective hand rim wheelchair force production on mechanical efficiency. *Clinical Biomechanics*, 17(3), 219–226. [https://doi.org/10.1016/s0268-0033\(02\)00005-0](https://doi.org/10.1016/s0268-0033(02)00005-0)
- de Groot, S., Veeger, H. E. J., Hollander, A. P., & van der Woude, L. H. V. (2003a). Short-term adaptations in co-ordination during the initial phase of learning manual wheelchair propulsion. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, 13(3), 217–228. [https://doi.org/10.1016/s1050-6411\(03\)00018-x](https://doi.org/10.1016/s1050-6411(03)00018-x)
- de Groot, S., Veeger, H. E. J., Hollander, A. P., & van der Woude, L. H. V. (2003b). Adaptations in physiology and propulsion techniques during the initial phase of learning manual wheelchair propulsion. *American Journal of Physical Medicine & Rehabilitation*, 82(7), 504–510. <https://doi.org/10.1097/01.phm.0000069941.77921.aa>
- de Groot, S., Veeger, H. E. J., Hollander, A. P., & van der Woude, L. H. V. (2004). Effect of wheelchair stroke pattern on mechanical efficiency. *American Journal of Physical Medicine & Rehabilitation*, 83(8), 640–649. <https://doi.org/10.1097/01.phm.0000133437.58810.c6>
- de Klerk, R., Vegter, R. J. K., Goosey-Tolfrey, V. L., Mason, B. S., Lenton, J. P., Veeger, D. H. E. J., & van der Woude, L. H. V. (2020). Measuring handrim wheelchair propulsion in the lab: A critical analysis of stationary ergometers. *IEEE Reviews in Biomedical Engineering*, 13, 199–211. <https://doi.org/10.1109/rbme.2019.2942763>
- D’Elia, F., Esposito, G., D’Isanto, T., Altavilla, G., & Raiola, G. (2021). The impact of the racket on mobility performance in wheelchair tennis. *Спортске Науке и Здравље - АПЕИРОН*, 21(1). <https://doi.org/10.7251/SSH2101011E>
- de Saint Rémy, N., Vaslin, P., Dabonneville, M., Martel, L., & Gavand, A. (2003). Dynamique de la locomotion en fauteuil roulant manuel : Influences de la masse totale et de sa répartition antéropostérieure sur la résultante des forces de freinage. *Science & Sports*, 18(3), 141–149. [https://doi.org/10.1016/s0765-1597\(03\)00076-5](https://doi.org/10.1016/s0765-1597(03)00076-5)

- Deves, M., Sauret, C., Alberca, I., Honnorat, L., Poulet, Y., Hays, A., & Faupin, A. (2024). Activity Identification and Classification of On-Court Wheelchair Locomotion Tasks for Wheelchair Sport Analysis: A Method Proposal. <https://doi.org/10.20944/preprints202407.1968.v1>
- de Witte, A. M. H., Hoozemans, M. J. M., Berger, M. A. M., van der Slikke, R. M. A., van der Woude, L. H. V., & Veeger, D. (H. E. J. (2017). Development, construct validity and test–retest reliability of a field-based wheelchair mobility performance test for wheelchair basketball. *Journal of Sports Sciences*, 36(1), 23–32. <https://doi.org/10.1080/02640414.2016.1276613>
- Devillard, X., Calmels, P., Sauvignnet, B., Belli, A., Denis, C., Simard, C., & Gautheron, V. (2001). Validation of a new ergometer adapted to all types of manual wheelchair. *European Journal of Applied Physiology*, 85(5), 479–485. <https://doi.org/10.1007/s004210100407>
- Do, M. C., Bouisset, S., & Moynot, C. (1985). Are paraplegics handicapped in the execution of a manual task? *Ergonomics*, 28(9), 1363–1375. <https://doi.org/10.1080/00140138508963252>

E

- Eichelberger, P., Ferraro, M., Minder, U., Denton, T., Blasimann, A., Krause, F., & Baur, H. (2016). Analysis of accuracy in optical motion capture – A protocol for laboratory setup evaluation. *Journal of Biomechanics*, 49(10), 2085–2088. <https://doi.org/10.1016/j.jbiomech.2016.05.007>
- Enoka, R. M., Trayanova, N., Laouris, Y., Bevan, L., Reinking, R. M., & Stuart, D. G. (1992). Fatigue-related changes in motor unit action potentials of adult cats. *Muscle & Nerve*, 15(2), 138–150. <https://doi.org/10.1002/mus.880150204>
- Ertl, P., Kruse, A., & Tilp, M. (2016). Detecting fatigue thresholds from electromyographic signals: A systematic review on approaches and methodologies. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, 30, 216–230. <https://doi.org/10.1016/j.jelekin.2016.08.002>

F

- Faupin, A. (2008). Effects of backrest positioning and gear ratio on nondisabled subjects' handcycling sprinting performance and kinematics. *The Journal of Rehabilitation Research and Development*, 45(1), 109–116. <https://doi.org/10.1682/jrrd.2006.10.0139>
- Faupin, A., Astier, M., & Combet, M. (2017). Analyse de la symétrie bilatérale lors de la propulsion asynchrone en fauteuil roulant chez des sujets experts. 17ème congrès international de l'ACAPS, Dijon, France .
- Faupin, A., Borel, B., Meyer, C., Gorce, P., & Watelain, E. (2013). Effects of synchronous versus asynchronous mode of propulsion on wheelchair basketball sprinting. *Disability and*

- Ferro, A., Pérez-Tejero, J., Garrido, G., & Villacieros, J. (2021). Relationship between Sprint Capacity and Acceleration of Wrists in Wheelchair Basketball Players: Design and Reliability of a New Protocol. *International Journal of Environmental Research and Public Health*, 18(19), 10380. <https://doi.org/10.3390/ijerph181910380>
- Ferro, A., Villacieros, J., & Pérez-Tejero, J. (2016). Sprint Performance of Elite Wheelchair Basketball Players: Applicability of a Laser System for Describing the Velocity Curve. *Adapted Physical Activity Quarterly*, 33(4), 358–373. <https://doi.org/10.1123/APAQ.2015-0067>
- Fife, S. E., Roxborough, L. A., Armstrong, R. W., Harris, S. R., Gregson, J. L., & Field, D. (1991). Development of a clinical measure of postural control for assessment of adaptive seating in children with neuromotor disabilities. *Physical Therapy*, 71(12), 981–993. <https://doi.org/10.1093/ptj/71.12.981>
- Frank, T., & Abel, E. (1991). Drag forces in wheelchairs. In L. van der Woude, P. Meijs, B. van der Grunten, & Y. de Boer (Eds.), *Ergonomics of manual wheelchair propulsion* (pp. 255–267). IOS Press.
- Fukui, K., Yukio, U., Noriaki, M., Masanori, M., & Junpei, S. (2020). The difference of muscle fatigue in forearm during propelling a wheelchair with and without a badminton racquet. *Gait & Posture*, 81, 103–104. <http://dx.doi.org/10.1016/j.gaitpost.2020.07.085>
- Fuss, F. K. (2012). Speed measurements in wheelchair sports – theory and application. *Sports Technology*, 5(1–2), 29–42. <https://doi.org/10.1080/19346182.2012.754895>

G

- Gagnon, D., Babineau, A.-C., Champagne, A., Desroches, G., & Aissaoui, R. (2015). Trunk and Shoulder Kinematic and Kinetic and Electromyographic Adaptations to Slope Increase during Motorized Treadmill Propulsion among Manual Wheelchair Users with a Spinal Cord Injury. *BioMed Research International*, 1–15. <https://doi.org/10.1155/2015/636319>
- Gagnon, D., Verrier, M., Masani, K., Nadeau, S., Aissaoui, R., & Popovic, M. (2009). Effects of trunk impairments on manual wheelchair propulsion among individuals with a spinal cord injury: A brief overview and future challenges. *Topics in Spinal Cord Injury Rehabilitation*, 15(2), 59–70. <https://doi.org/10.1310/sci1502-59>
- Garner, T. D., & Ricard, M. D. (2022). Effects of Trunk Functional Capacity on the Control of Angular Momentum During Manual Wheelchair Braking. *The Open Sports Sciences Journal*, 15(1), e1875399X2208150. <https://doi.org/10.2174/1875399X-v15-e2208150>
- Gass, G. C., & Camp, E. M. (1987). Effects of prolonged exercise in highly trained traumatic paraplegic men. *Journal of Applied Physiology*, 63(5), 1846–1852. <https://doi.org/10.1152/jappl.1987.63.5.1846>

- Gass, G., Watson, J., Camp, E., Court, H., McPherson, L., & Redhead, P. (1980). The effects of physical training on high level spinal lesion patients. *Scandinavian Journal of Rehabilitation Medicine*, 12(2), 61–65.
- Gavel, E. H., Macrae, H. Z., Goosey-Tolfrey, V. L., & Logan-Sprenger, H. M. (2023). Reliability of anaerobic and aerobic mobility performance tests used in wheelchair rugby, wheelchair basketball and wheelchair tennis: A systematic review. *Journal of Sports Sciences*, 1–25, [10.1080/02640414.2023.2259726](https://doi.org/10.1080/02640414.2023.2259726)
- Gee, C. M., Lacroix, M. A., & West, C. R. (2018). A 20 × 20 m repeated sprint field test replicates the demands of wheelchair rugby. *Journal of Science and Medicine in Sport*, 21(7), 753–757. <https://doi.org/10.1016/j.jsams.2017.12.006>
- Gil-Agudo, A., Del Ama-Espinosa, A., & Crespo-Ruiz, B. (2010). Wheelchair Basketball Quantification. *Physical Medicine and Rehabilitation Clinics of North America*, 21(1), 10.1016/j.pmr.2009.07.002
- Gök, E., & Makaracı, Y. (2022). THE INFLUENCE OF COMPETITIVE LEVEL ON THE SPORTS SPECIFIC PERFORMANCES OF WHEELCHAIR BASKETBALL PLAYERS. *Kinesiology Slovenica*, 28(3), 117–135. <https://doi.org/10.52165/kinsi.28.3.117-135>
- Goosey-Tolfrey, V. L., & Kirk, J. H. (2003). Effect of push frequency and strategy variations on economy and perceived exertion during wheelchair propulsion. *European Journal of Applied Physiology*, 90(1–2), 154–158. <https://doi.org/10.1007/s00421-003-0875-6>
- Goosey-Tolfrey, V. L., & Leicht, C. A. (2013). Field-Based physiological testing of wheelchair athletes. *Sports Medicine*, 43(2), 77–91. <https://doi.org/10.1007/s40279-012-0009-6>
- Goosey-Tolfrey, V. L., & Moss, A. D. (2005). Wheelchair velocity of tennis players during propulsion with and without the use of racquets. *Adapted Physical Activity Quarterly*, 22(3), 291–301. <https://doi.org/10.1123/apaq.22.3.291>
- Goosey-Tolfrey, V. L., & Tolfrey, K. (2008). The multi-stage fitness test as a predictor of endurance fitness in wheelchair athletes. *Journal of Sports Sciences*, 26(5), 511–517. <https://doi.org/10.1080/02640410701624531>
- Goosey-Tolfrey, V. L., de Groot, S., Tolfrey, K., & Paulson, T. A. W. (2021). Criterion validity of a field-based assessment of aerobic capacity in wheelchair rugby athletes. *International Journal of Sports Physiology and Performance*, 16(9), 1341–1346. <https://doi.org/10.1123/ijsp.2020-0517>
- Goosey-Tolfrey, V., Castle, P., & Webborn, N. (2006). Aerobic capacity and peak power output of elite quadriplegic games players. *British Journal of Sports Medicine*, 40(8), 684–687. <https://doi.org/10.1136/bjsm.2006.026815>
- Goosey-Tolfrey, V. L., Vegter, R. J. K., Mason, B. S., Paulson, T. A. W., Lenton, J. P., van der Scheer, J. W., & van der Woude, L. H. V. (2018). Sprint performance and propulsion asymmetries on an ergometer in trained high- and low-point wheelchair rugby players. *Scandinavian Journal of Medicine & Science in Sports*, 28(5), 1586–1593. <https://doi.org/10.1111/sms.13056>
- Goosey, V. L., Campbell, I. G., & Fowler, N. E. (1998). The relationship between three-dimensional wheelchair propulsion techniques and pushing economy. *Journal of Applied Biomechanics*, 14(4), 412–427. <https://doi.org/10.1123/jab.14.4.412>

- Goosey, V. L., Campbell, I. G., & Fowler, N. E. (2000). Effect of push frequency on the economy of wheelchair racers. *Medicine & Science in Sports & Exercise*, 32, 174–181. <https://doi.org/10.1097/00005768-200001000-00026>
- Grangeron, M., Gagnon, D., Gauthier, C., Larivière, C., Duclos, C., & Gourdou, P. (2013). Characterizing postural stability in a quasi-static sitting position among individuals with sensorimotor impairments following spinal cord injury. *Journal of Bioengineering & Biomedical Science*, 03(01). <https://doi.org/10.4172/2155-9538.1000124>
- Groves, P. D. (2013). Principles of GNSS, inertial, and multisensor integrated navigation systems, second edition. Artech House.
- Guo, L.-Y., Su, F.-C., & An, K.-N. (2006). Effect of handrim diameter on manual wheelchair propulsion: Mechanical energy and power flow analysis. *Clinical Biomechanics*, 21(2), 107–115. <https://doi.org/10.1016/j.clinbiomech.2005.08.015>
- Guo, L.-Y., Su, F.-C., Wu, H.-W., & An, K.-N. (2003). Mechanical energy and power flow of the upper extremity in manual wheelchair propulsion. *Clinical Biomechanics*, 18(2), 106–114. [https://doi.org/10.1016/s0268-0033\(02\)00177-8](https://doi.org/10.1016/s0268-0033(02)00177-8)

H

- Haaland, K. Y. (2004). Hemispheric asymmetries for kinematic and positional aspects of reaching. *Brain*, 127(5), 1145–1158. <https://doi.org/10.1093/brain/awh133>
- Haisma, J. A., van der Woude, L. H. V., Stam, H. J., Bergen, M. P., Sluis, T. A. R., & Bussmann, J. B. J. (2006). Physical capacity in wheelchair-dependent persons with a spinal cord injury: A critical review of the literature. *Spinal Cord*, 44(11), 642–652. <https://doi.org/10.1038/sj.sc.3101915>
- Hawkins, C., Coffee, P., & Soundy, A. (2014). Considering how athletic identity assists adjustment to spinal cord injury: A qualitative study. *Physiotherapy*, 100(3), 268–274. <https://doi.org/10.1016/j.physio.2013.09.006>
- Higgs, C. (1983). An Analysis of Racing Wheelchairs used at the 1980 Olympic Games for the Disabled. *Research Quarterly for Exercise and Sport*, 54(3), 229–233. <https://doi.org/10.1080/02701367.1983.10605300>
- Hobson, D. A., & Tooms, R. E. (1992). Seated lumbar/pelvic alignment. A comparison between spinal cord-injured and noninjured groups. *Spine*, 17(3), 293–298. <https://doi.org/10.1097/00007632-199203000-00009>
- Hondori, H. M., Khademi, M., Dodakian, L., Cramer, S. C., & Lopes, C. V. (2013). A spatial augmented reality rehab system for post-stroke hand rehabilitation. *Studies in Health Technology and Informatics*, 184, 279–285. <https://doi.org/10.3233/978-1-61499-209-7-279>
- Horvat, M. A., Golding, L. A., Beutel-Horvat, T., & McConnell, T. J. (1984). A treadmill modification for wheelchairs. *Research Quarterly for Exercise and Sport*, 55(3), 297–301. <https://doi.org/10.1080/02701367.1984.10609369>

- Hybois, S. (2019). Approche numérique pour l'optimisation personnalisée des réglages d'un fauteuil roulant manuel (pp. 1–251). Ecole nationale supérieure d'arts et métiers - ENSAM.
- Hybois, S. (2019). Approche numérique pour l'optimisation personnalisée des réglages d'un fauteuil roulant manuel (pp. 1–233). École Nationale Supérieure d'Arts et Métiers.
- Hybois, S., Puchaud, P., Bourgain, M., Lombart, A., Bascou, J., Lavaste, F., Fodé, P., Pillet, H., & Sauret, C. (2019). Comparison of shoulder kinematic chain models and their influence on kinematics and kinetics in the study of manual wheelchair propulsion. *Medical Engineering & Physics*, 69, 153–160. <https://doi.org/10.1016/j.medengphy.2019.06.002>

I

- Iturricastillo, A., Granados, C., Reina, R., Sarabia, J. M., Romarate, A., & Yanci, J. (2019). Velocity and Power–Load Association of Bench-Press Exercise in Wheelchair Basketball Players and their Relationships With Field-Test Performance. *International Journal of Sports Physiology and Performance*, 14(7), 880–886. <https://doi.org/10.1123/ijsp.2018-0123>
- Iturricastillo, A., Yanci, J., Granados, C., & Goosey-Tolfrey, V. (2016). Quantifying Wheelchair Basketball Match Load: A Comparison of Heart-Rate and Perceived-Exertion Methods. *International Journal of Sports Physiology and Performance*, 11(4), 508–514. <https://doi.org/10.1123/ijsp.2015-0257>
- IWRF. (2021, January 1). *Wheelchair rugby classifier handbook* [On ligne]. https://www.iwrf.com/resources/IWRF_Classifier_Handbook_2021.pdf.

J

- Jahanian, O., Gaglio, A., Cho, C. C., Muqet, V., Smith, R., Morrow, M. M. B., Hsiao-Weckslers, E. T., & Slavens, B. A. (2022). Hand-rim biomechanics during geared manual wheelchair propulsion over different ground conditions in individuals with spinal cord injury. *Journal of Biomechanics*, 142, 111235. <https://doi.org/10.1016/j.jbiomech.2022.111235>
- Jahanian, O., Van Straaten, M. G., Goodwin, B. M., Cain, S. M., Lennon, R. J., Barlow, J. D., Murthy, N. S., & Morrow, M. M. B. (2021). Inertial measurement unit–derived ergonomic metrics for assessing arm use in manual wheelchair users with spinal cord injury: A preliminary report. *Topics in Spinal Cord Injury Rehabilitation*, 27(3), 12–25. <https://doi.org/10.46292/sci20-00059>
- Janiaczek, M. (2015). Para-badminton – sport for people with disabilities. *Physiotherapy*, 23(4). <https://doi.org/10.1515/physio-2015-0018>

- Janssen-Potten, Y. J. M., Seelen, H. A. M., Drukker, J., & Reulen, J. P. H. (2000). Chair configuration and balance control in persons with spinal cord injury. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, 81(4), 401–408. <https://doi.org/10.1053/mr.2000.3859>
- Janssen-Potten, Y. J., Seelen, H. A., Drukker, J., Huson, T., & Drost, M. R. (2001). The effect of seat tilting on pelvic position, balance control, and compensatory postural muscle use in paraplegic subjects. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, 82(10), 1393–1402. <https://doi.org/10.1053/apmr.2001.25989>
- Jones, D., Baldini, F., Cooper, R., Robertson, R., & Widman, L. (1992). Economical aspects of wheelchair propulsion. *Medicine and Science in Sports and Exercise*, 24(5).

K

- Kamper, D., Barin, K., Parnianpour, M., Reger, S., & Weed, H. (1999). Preliminary investigation of the lateral postural stability of spinal cord-injured individuals subjected to dynamic perturbations. *Spinal Cord*, 37(1), 40–46. <https://doi.org/10.1038/sj.sc.3100747>
- Kamper, D., Parnianpour, M., Barin, K., Adams, T., & Linden, M. (1999). Postural stability of wheelchair users exposed to sustained, external perturbations. *The Journal of Rehabilitation Research and Development*, 36(2), 121–132.
- Kauzlarich, J. J., & Thacker, J. G. (1985). Wheelchair tire rolling resistance and fatigue. *The Journal of Rehabilitation Research and Development*, 22(3), 25. <https://doi.org/10.1682/jrrd.1985.07.0025>
- Kelly, V. G., Chen, K. K., & Oyewale, M. (2018). Reliability of the 30-15 intermittent fitness test for elite wheelchair rugby players. *Science and Medicine in Football*, 2(3), 191–195. <https://doi.org/10.1080/24733938.2018.1453167>
- Kibler, W. B., Press, J., & Sciascia, A. (2006). The role of core stability in athletic function. *Sports Medicine*, 36(3), 189–198. <https://doi.org/10.2165/00007256-200636030-00001>
- Koopman, J., Berger, M., Hoekstra, A., & de Groot, S. (2016). Exploring different technical solutions of the interface between the hand, racket and the rim in wheelchair tennis. *Procedia Engineering*, 147, 484–489. <https://doi.org/10.1016/j.proeng.2016.06.225>
- Kukla, M., & Maliga, W. (2022). Symmetry analysis of manual wheelchair propulsion using motion capture techniques. *Symmetry*, 14(6), 1164. <https://doi.org/10.3390/sym14061164>
- Kumar, S. (2003). Perspectives in rehabilitation ergonomics. CRC Press.
- Kwarciak, A. M., Turner, J. T., Guo, L., & Richter, W. M. (2012). The effects of four different stroke patterns on manual wheelchair propulsion and upper limb muscle strain. *Disability and Rehabilitation: Assistive Technology*, 7(6), 459–463. <https://doi.org/10.3109/17483107.2011.650781>

L

- Laferrier, J. Z., Rice, I., pearlman, J., Spornier, M. L., Cooper, R., Liu, T., & Cooper, R. A. (2012). Technology to improve sports performance in wheelchair sports. *Sports Technology*, 5(1–2), 4–19. <https://doi.org/10.1080/19346182.2012.663531>
- Latino, F., Peluso Cassese, F., & Tafuri, D. (2018). Badminton: From competitive motor activity to inclusive didactics. *International Journal of Clinical Medicine*, 34(3), 1521. https://doi.org/10.19193/0393-6384_2018_3s_233
- Linden, A., Holland, G. J., Loy, S. F., Vincent, W. J., & Sletten, E. (1993). A PHYSIOLOGICAL COMPARISON OF FORWARD vs REVERSE WHEELCHAIR ERGOMETRY. *Medicine & Science in Sports & Exercise*, 25(Supplement), 1265–1268. <https://doi.org/10.1249/00005768-199305001-00220>

M

- Marcolin, G., Petrone, N., Benazzato, M., Bettella, F., Gottardi, A., Salmaso, L., Corain, L., Musumeci, A., Masiero, S., & Paoli, A. (2020). Personalized Tests in Paralympic Athletes: Aerobic and Anaerobic Performance Profile of Elite Wheelchair Rugby Players. *Journal of Personalized Medicine*, 10(3), 118. <https://doi.org/10.3390/jpm10030118>
- Marszałek, J., Kosmol, A., Morgulec-Adamowicz, N., Mróz, A., Gryko, K., Klavina, A., Skucas, K., Navia, J., & Molik, B. (2022). Anaerobic Variables as Specific Determinants of Functional Classification in Wheelchair Basketball. *Journal of Human Kinetics*, 82, 243–252. <https://doi.org/10.2478/hukin-2022-000074>
- Martin, X., Tordi, N., Bougenot, M. P., & Rouillon, J. D. (2002). Analyse critique des matériels et des méthodes d'évaluation de l'aptitude physique chez le blessé médullaire en fauteuil roulant. *Science & Sports*, 17(5), 209–219. [https://doi.org/10.1016/s0765-1597\(02\)00168-5](https://doi.org/10.1016/s0765-1597(02)00168-5)
- Mason, B. S., Lenton, J. P., & Goosey-Tolfrey, V. L. (2015). The physiological and biomechanical effects of forwards and reverse sports wheelchair propulsion. *The Journal of Spinal Cord Medicine*, 38(4), 476–484. <https://doi.org/10.1179/2045772314y.00000000197>
- Mason, B. S., van der Woude, L. H. V., & Goosey-Tolfrey, V. L. (2009). Influence of glove type on mobility performance for wheelchair rugby players. *American Journal of Physical Medicine & Rehabilitation*, 88(7), 559–570. <https://doi.org/10.1097/phm.0b013e3181aa41c5>
- Mason, B. S., van der Woude, L. H. V., & Goosey-Tolfrey, V. L. (2012). The ergonomics of wheelchair configuration for optimal performance in the wheelchair court sports. *Sports Medicine*, 43(1), 23–38. <https://doi.org/10.1007/s40279-012-0005-x>

- Mason, B. S., van der Woude, L. H. V., & Goosey-Tolfrey, V. L. (2013). The ergonomics of wheelchair configuration for optimal performance in the wheelchair court sports. *Sports Medicine*, 43(1), 23–38. <https://doi.org/10.1007/s40279-012-0005-x>
- Mason, B., Lenton, J., Leicht, C., & Goosey-Tolfrey, V. (2014). A physiological and biomechanical comparison of over-ground, treadmill and ergometer wheelchair propulsion. *Journal of Sports Sciences*, 32(1), 78–91. <https://doi.org/10.1080/02640414.2013.807350>
- Mason, B., van der Woude, L., de Groot, S., & Goosey-Tolfrey, V. (2011). Effects of camber on the ergonomics of propulsion in wheelchair athletes. *Medicine & Science in Sports & Exercise*, 43(2), 319–326. <https://doi.org/10.1249/mss.0b013e3181edf973>
- Maynard, F. M. Jr., Bracken, M. B., Creasey, G., Ditunno, J. F. Jr., Donovan, W. H., Ducker, T. B., Garber, S. L., Marino, R. J., Stover, S. L., Tator, C. H., Waters, R. L., Wilberger, J. E., Young, W. (1997). International Standards for Neurological and Functional Classification of Spinal Cord Injury. American Spinal Injury Association. *Spinal Cord Injury*, 35(5), 266-274. <https://doi.org/10.1038/sj.sc.3100432>. PMID: 9160449
- Merriaux, P., Dupuis, Y., Boutteau, R., Vasseur, P., & Savatier, X. (2017). A Study of Vicon System Positioning Performance. *Sensors*, 17(7), 1591. <https://doi.org/10.3390/s17071591>
- McClenaghan, B. A. (1989). Sitting stability of selected subjects with cerebral palsy. *Clinical Biomechanics*, 4(4), 213–216. [https://doi.org/10.1016/0268-0033\(89\)90005-3](https://doi.org/10.1016/0268-0033(89)90005-3)
- Morgulec-Adamowicz, N., Kosmol, A., Molik, B., Yilla, A. B., & Laskin, J. J. (2011). Aerobic, Anaerobic, and Skill Performance With Regard to Classification in Wheelchair Rugby Athletes. *Research Quarterly for Exercise and Sport*, 82(1), 61–69. <https://doi.org/10.1080/02701367.2011.10599722>
- Moss, A. D., Fowler, N. E., & Tolfrey, V. L. (2003). A telemetry-based velocometer to measure wheelchair velocity. *Journal of Biomechanics*, 36(2), 253–257. [https://doi.org/10.1016/S0021-9290\(02\)00366-4](https://doi.org/10.1016/S0021-9290(02)00366-4)
- Mota Ribeiro, W., & De Almeida. (2020). Performance analysis in wheelchair para-badminton matches. *International Journal of Racket Sports Science*, 2(1), 22–31. <https://doi.org/10.30827/digibug.63718>

N

- Nielsen, K. O., Bond, W. J., Henriksen, P., Junge, T., Frandsen, U., & Aagaard, P. (2017). Assessment of cardiovascular fitness in wheelchair rugby athletes. *Medicine & Science in Sports & Exercise*, 49(5S), 855–856. <https://doi.org/10.1249/01.mss.0000519310.24486.0a>

O

Ojeda, M., & Ding, D. (2014). Temporal parameters estimation for wheelchair propulsion using wearable sensors. *BioMed Research International*, 2014, 1–10. <https://doi.org/10.1155/2014/645284>

P

- Pang, M., Guo, S., Huang, Q., Ishihara, H., & Hirata, H. (2015). Electromyography-Based quantitative representation method for upper-limb elbow joint angle in sagittal plane. *Journal of Medical and Biological Engineering*, 35(2), 165–177. <https://doi.org/10.1007/s40846-015-0033-8>
- Pansiot, J., Zhang, Z., Lo, B., & Yang, G. Z. (2011). WISDOM: Wheelchair inertial sensors for displacement and orientation monitoring. *Measurement Science and Technology*, 22(10), 105801. <https://doi.org/10.1088/0957-0233/22/10/105801>
- Pastor, I., Hayes, H. A., & Bamberg, S. J. M. (2012, August). A feasibility study of an upper limb rehabilitation system using kinect and computer games. *2012 Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society*. <http://dx.doi.org/10.1109/embc.2012.6346173>
- Perret, C. (2015). Elite-adapted wheelchair sports performance: A systematic review. *Disability and Rehabilitation*, 39(2), 164–172. <https://doi.org/10.3109/09638288.2015.1095951>
- Popp, W. L., Richner, L., Brogioli, M., Wilms, B., Spengler, C. M., Curt, A. E. P., Starkey, M. L., & Gassert, R. (2018). Estimation of energy expenditure in wheelchair-bound spinal cord injured individuals using inertial measurement units. *Frontiers in Neurology*, 3(9), 478. <https://doi.org/10.3389/fneur.2018.00478>
- Poulet, Y., Brassart, F., Simonetti, E., Pillet, H., Faupin, A., & Sauret, C. (2022). Analyzing intra-cycle velocity profile and trunk inclination during wheelchair racing propulsion. *Sensors*, 23(1), 58. <https://doi.org/10.3390/s23010058>
- Poulet, Y., Brassart, F., Simonetti, E., Pillet, H., Faupin, A., & Sauret, C. (2022). Analyzing intra-cycle velocity profile and trunk inclination during wheelchair racing propulsion. *Sensors*, 23(1), 58. <https://doi.org/10.3390/s23010058>
- Presperin Pedersen, J., Smith, C., Dahlin, M., Henry, M., Jones, J., McKenzie, K., Sevigny, M., & Yingling, L. (2020). Wheelchair backs that support the spinal curves: Assessing postural and functional changes. *The Journal of Spinal Cord Medicine*, 45(2), 194–203. <https://doi.org/10.1080/10790268.2020.1760530>
- Pridmore, T., Cobb, S., Hilton, D., Green, J., & Eastgate, R. (2007). Mixed reality environments in stroke rehabilitation: Interfaces across the real/virtual divide. *International Journal on Disability and Human Development*, 6(1), 87–95. <https://doi.org/10.1515/ijdh.2007.6.1.87>

R

- Rice, I., Gagnon, D., Gallagher, J., & Boninger, M. (2010). Hand rim wheelchair propulsion training using biomechanical real-time visual feedback based on motor learning theory principles. *The Journal of Spinal Cord Medicine*, 33(1), 33–42. <https://doi.org/10.1080/10790268.2010.11689672>
- Rietveld, T., Vegter, R. J. K., der Woude, L. H. V., & de Groot, S. (2021). The interaction between wheelchair configuration and wheeling performance in wheelchair tennis: A narrative review. *Sports Biomechanics*, 23(3), 370–391. <https://doi.org/10.1080/14763141.2020.1840617>
- Rietveld, T., Vegter, R. J. K., van der Slikke, R. M. A., Hoekstra, A. E., van der Woude, L. H. V., & de Groot, S. (2019). Wheelchair mobility performance of elite wheelchair tennis players during four field tests: Inter-trial reliability and construct validity. *PLOS ONE*, 14(6), e0217514. <https://doi.org/10.1371/journal.pone.0217514>
- Rietveld, T., Vegter, R. J. K., van der Woude, L. H. V., & de Groot, S. (2022). A newly developed hand rim for wheelchair tennis improves propulsion technique and efficiency in able-bodied novices. *Applied Ergonomics*, 104, 103830. <https://doi.org/10.1016/j.apergo.2022.103830>
- Robertson, R. N., Boninger, M. L., Cooper, R. A., & Shimada, S. D. (1996). Pushrim forces and joint kinetics during wheelchair propulsion. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, 77(9), 856–864. [https://doi.org/10.1016/s0003-9993\(96\)90270-1](https://doi.org/10.1016/s0003-9993(96)90270-1)
- Rodgers, M. M., Gayle, G. W., Figoni, S. F., Kobayashi, M., Lieh, J., & Glaser, R. M. (1994). Biomechanics of wheelchair propulsion during fatigue. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, 75(1), 85–93. [https://doi.org/10.1016/0003-9993\(94\)90343-3](https://doi.org/10.1016/0003-9993(94)90343-3)
- Rodgers, M. M., McQuade, K. J., Rasch, E. K., Keyser, R. E., & Finley, M. A. (2003). Upper-limb fatigue-related joint power shifts in experienced wheelchair users and nonwheelchair users. *The Journal of Rehabilitation Research and Development*, 40(1), 27. <https://doi.org/10.1682/jrrd.2003.01.0027>
- Roy, J. L. P., Menear, K. S., Schmid, M. M. A., Hunter, G. R., & Malone, L. A. (2006). Physiological responses of skilled players during a competitive wheelchair tennis match. *The Journal of Strength and Conditioning Research*, 20(3), 665. <https://doi.org/10.1519/r-17845.1>

S

- Sainburg, R. L., & Schaefer, S. Y. (2004). Interlimb differences in control of movement extent. *Journal of Neurophysiology*, 92(3), 1374–1383. <https://doi.org/10.1152/jn.00181.2004>

- Sainburg, R. L., & Wang, J. (2002). Interlimb transfer of visuomotor rotations: Independence of direction and final position information. *Experimental Brain Research*, 145(4), 437–447. <https://doi.org/10.1007/s00221-002-1140-7>
- Salvi, F. J., Hoffman, M. D., Sabharwal, S., & Clifford, P. S. (1998). Physiologic comparison of forward and reverse wheelchair propulsion. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, 79(1), 36–40. [https://doi.org/10.1016/s0003-9993\(98\)90205-2](https://doi.org/10.1016/s0003-9993(98)90205-2)
- Sanderson, D. J., & Sommer, H. J., III. (1985). Kinematic features of wheelchair propulsion. *Journal of Biomechanics*, 18(6), 423–429. [https://doi.org/10.1016/0021-9290\(85\)90277-5](https://doi.org/10.1016/0021-9290(85)90277-5)
- Santos, S. da S., Monteiro, C. B. de M., Cantelli, B., Alonso, A. C., Mochizuki, L., Ré, A. H. N., & Greve, J. M. D. (2014). Analysis of velocity and direction of trunk movement in wheelchair basketball athletes. *Medical Express*, 1(2). <https://doi.org/10.5935/medicalexpress.2014.02.04>
- Sauret, C., Vaslin, P., Dabonneville, M., & Cid, M. (2009). Drag force mechanical power during an actual propulsion cycle on a manual wheelchair. *IRBM*, 30(1), 3–9. <https://doi.org/10.1016/j.irbm.2008.10.002>
- Schaefer, S. Y., Haaland, K. Y., & Sainburg, R. L. (2007). Ipsilesional motor deficits following stroke reflect hemispheric specializations for movement control. *Brain*, 130(8), 2146–2158. <https://doi.org/10.1093/brain/awm145>
- Seelen, H. A. M., Potten, Y. J. M., Adam, J. J., Drukker, J., Spaans, F., & Huson, A. (1998). Postural motor programming in paraplegic patients during rehabilitation. *Ergonomics*, 41(3), 302–316. <https://doi.org/10.1080/001401398187053>
- Seelen, H. A. M., Potten, Y. J. M., Huson, A., Spaans, F., & Reulen, J. P. H. (1997). Impaired balance control in paraplegic subjects. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, 7(2), 149–160. [https://doi.org/10.1016/s1050-6411\(97\)88884-0](https://doi.org/10.1016/s1050-6411(97)88884-0)
- Seelen, H., & Vuurman, E. (1991). Compensatory muscle activity for sitting posture during upper extremity task performance in paraplegic persons. *Scandinavian Journal of Rehabilitation Medicine*, 23(2), 89–96. <https://doi.org/10.2340/1650197791238696>
- Shimada, S. D., Robertson, R. N., Boninger, M. L., & Cooper, R. A. (1998). Kinematic characterization of wheelchair propulsion. *Journal of Rehabilitation Research and Development*, 35(2), 210–218.
- Simim, M. A. M., De Mello, M. T., Silva, B. V. C., Rodrigues, D. F., Rosa, J. P. P., Couto, B. P., & Da Silva, A. (2017). Load Monitoring Variables in Training and Competition Situations: A Systematic Review Applied to Wheelchair Sports. *Adapted Physical Activity Quarterly*, 34(4), 466–483. <https://doi.org/10.1123/apaq.2016-0149>
- Sindall, P., Lenton, J. P., Tolfrey, K., Cooper, R. A., Oyster, M., & Goosey-Tolfrey, V. L. (2013). Wheelchair tennis match-play demands: Effect of player rank and result. *International Journal of Sports Physiology and Performance*, 8(1), 28–37. <https://doi.org/10.1123/ijspp.8.1.28>
- Soylu, Ç., Yıldırım, N. Ü., Akalan, C., Aknoğlu, B., & Kocahan, T. (2020). The Relationship Between Athletic Performance and Physiological Characteristics in Wheelchair Basketball Athletes. *Research Quarterly for Exercise and Sport*, 92(4), 639–650. <https://doi.org/10.1080/02701367.2020.1762834>

- Spaepen, A. J., Vanlandewijck, Y. C., & Lysens, R. J. (1996). Relationship between energy expenditure and muscular activity patterns in handrim wheelchair propulsion. *International Journal of Industrial Ergonomics*, 17(2), 163–173. [https://doi.org/10.1016/0169-8141\(95\)00047-x](https://doi.org/10.1016/0169-8141(95)00047-x)
- Sprigle, S., Huang, M., & Lin, J.-T. (2016). Inertial and frictional influences of instrumented wheelchair wheels. *Journal of Rehabilitation and Assistive Technologies Engineering*, 3, 205566831664989. <https://doi.org/10.1177/2055668316649892>
- Stewart, H., & Watson, N. (2019). A sociotechnical history of the ultralightweight wheelchair: A vehicle of social change. *Science, Technology, & Human Values*, 45(6), 1195–1219. <https://doi.org/10.1177/0162243919892558>
- Strapasson, A. M. (2021). Are technical and timing components in para-badminton classifications different? *International Journal of Racket Sports Science*, 3(1), 22–27. <https://doi.org/10.30827/digibug.70279>

T

- Taylor, L., Miller, E., & Kaufman, K. R. (2017). Static and dynamic validation of inertial measurement units. *Gait & Posture*, 57, 80–84. <https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2017.05.026>
- Theisen, D., Francaux, M., Fay, A., & Sturbois, X. (1996). A new procedure to determine external power output during handrim wheelchair propulsion on a roller ergometer: A reliability study. *International Journal of Sports Medicine*, 17(08), 564–571. <https://doi.org/10.1055/s-2007-972896>
- Three Rivers. (2014). *SmartWheel User's Guide 2014* (pp. 1–42).
- Tweedy SM, Vanlandewijck YC. (2011). International Paralympic Committee position stand--background and scientific principles of classification in Paralympic sport. *British Journal of Sports Medicine*, 45(4):259–69.

V

- van der Slikke, R. M. A., Berger, M. A. M., Bregman, D. J. J., & Veeger, H. E. J. (2016). From big data to rich data: The key features of athlete wheelchair mobility performance. *Journal of Biomechanics*, 49(14), 3340–3346. <https://doi.org/10.1016/j.jbiomech.2016.08.022>
- van der Slikke, R. M. A., Berger, M. A. M., Bregman, D. J. J., Lagerberg, A. H., & Veeger, H. E. J. (2015). Opportunities for measuring wheelchair kinematics in match settings; reliability of a three inertial sensor configuration. *Journal of Biomechanics*, 48(12), 3398–3405. <https://doi.org/10.1016/j.jbiomech.2015.06.001>

- van der Slikke, R. M. A., de Witte, A. M. H., Berger, M. A. M., Bregman, D. J. J., & Veeger, D. J. H. E. J. (2018). Wheelchair mobility performance enhancement by changing wheelchair properties: What is the effect of grip, seat height, and mass? *International Journal of Sports Physiology and Performance*, 13(8), 1050–1058. <https://doi.org/10.1123/ijsp.2017-0641>
- van der Slikke, R. M. A., Mason, B. S., Berger, M. A. M., & Goosey-Tolfrey, V. L. (2017). Speed profiles in wheelchair court sports; comparison of two methods for measuring wheelchair mobility performance. *Journal of Biomechanics*, 65, 221–225. <https://doi.org/10.1016/j.jbiomech.2017.10.040>
- van der Woude, L. H. V., de Groot, S., & Janssen, T. W. J. (2006). Manual wheelchairs: Research and innovation in sports and daily life. *Science & Sports*, 21(4), 226–235. <https://doi.org/10.1016/j.scispo.2006.06.006>
- Vanlandewijck, Daly, & Theisen. (1999). Field test evaluation of aerobic, anaerobic, and wheelchair basketball skill performances. *International Journal of Sports Medicine*, 20(8), 548–554. <https://doi.org/10.1055/s-1999-9465>
- Vanlandewijck, Y. C., Evaggelinou, C., Daly, D. J., Verellen, J., Van Houtte, S., Aspeslagh, V., Hendrickx, R., Piessens, T., & Zwakhoven, B. (2004). The relationship between functional potential and field performance in elite female wheelchair basketball players. *Journal of Sports Sciences*, 22(7), 668–675. <https://doi.org/10.1080/02640410310001655750>
- Vanlandewijck, Y., Theisen, D., & Daly, D. (2001). Wheelchair propulsion biomechanics. *Sports Medicine*, 31(5), 339–367. <https://doi.org/10.2165/00007256-200131050-00005>
- Vanlandewijck, Y. C., Verellen, J., & Tweedy, S. (2011). Towards evidence-based classification in wheelchair sports: Impact of seating position on wheelchair acceleration. *Journal of Sports Sciences*, 29(10), 1089–1096. <https://doi.org/10.1080/02640414.2011.576694>
- Veeger, D., Meershoek, L. S., van der Woude, L. H. V., & Langenhoff, J. M. (1998). Wrist motion in handrim wheelchair propulsion. *The Journal of Rehabilitation Research and Development*, 35(3), 305–313.
- Veeger, D., van der Woude, L. H., & Rozendal, R. H. (1989). The effect of rear wheel camber in manual wheelchair propulsion. *Journal of Rehabilitation Research & Development*, 26(2), 37–46.
- Veeger, H. E. J., van der Woude, L. H. V., & Rozendal, R. H. (1991). Within-cycle characteristics of the wheelchair push in sprinting on a wheelchair ergometer. *Medicine & Science in Sports & Exercise*, 23(2), 264–271. <https://doi.org/10.1249/00005768-199102000-00019>
- Veeger, H. E. J., van der Woude, L. H. V., & Rozendal, R. H. (1992). Effect of handrim velocity on mechanical efficiency in wheelchair propulsion. *Medicine & Science in Sports & Exercise*, 24(1), 100–107. <https://doi.org/10.1249/00005768-199201000-00017>
- Vegter, R. J. K., de Groot, S., Lamothe, C. J., Veeger, D. H., & van der Woude, L. H. V. (2014). Initial skill acquisition of handrim wheelchair propulsion: A new perspective. *IEEE Transactions on Neural Systems and Rehabilitation Engineering*, 22(1), 104–113. <https://doi.org/10.1109/tnsre.2013.2280301>
- Verschuren, O., Zwinkels, M., Ketelaar, M., Reijnders-van Son, F., & Takken, T. (2013). Reproducibility and validity of the 10-meter shuttle ride test in wheelchair-using children and adolescents with cerebral palsy. *Physical Therapy*, 93(7), 967–974. <https://doi.org/10.2522/ptj.20120513>

- Vinet, A., Le Gallais, D., Bouges, S., Bernard, P.-L., Poulain, M., Varray, A., & Micallef, J.-P. (2002). Prediction of VO₂peak in wheelchair-dependent athletes from the adapted Léger and Boucher test. *Spinal Cord*, 40(10), 507–512. <https://doi.org/10.1038/sj.sc.3101361>
- Voigt, E., & Bahn, D. (1969). Metabolism and pulse rate in physically handicapped when propelling a wheelchair up and incline. *Scandinavian Journal of Rehabilitation Medicine*, 1(3), 101–106.

W

- Wang, J., & Sainburg, R. L. (2003). Mechanisms underlying interlimb transfer of visuomotor rotations. *Experimental Brain Research*, 149(4), 520–526. <https://doi.org/10.1007/s00221-003-1392-x>
- Wang, J., & Sainburg, R. L. (2004). Interlimb transfer of novel inertial dynamics is asymmetrical. *Journal of Neurophysiology*, 92(1), 349–360. <https://doi.org/10.1152/jn.00960.2003>
- Weissland, T., Faupin, A., Borel, B., & Leprêtre, P.-M. (2015). Comparison between 30-15 intermittent fitness test and multistage field test on physiological responses in wheelchair basketball players. *Frontiers in Physiology*, 6. <https://doi.org/10.3389/fphys.2015.00380>
- Weissland, T., Faupin, A., Borel, B., Berthoin, S., & Leprêtre, P.-M. (2015). Effects of modified multistage field test on performance and physiological responses in wheelchair basketball players. *BioMed Research International*, 1–7. <https://doi.org/10.1155/2015/245378>
- West, C. R., Campbell, I. G., Goosey-Tolfrey, V. L., Mason, B. S., & Romer, L. M. (2014). Effects of abdominal binding on field-based exercise responses in Paralympic athletes with cervical spinal cord injury. *Journal of Science and Medicine in Sport*, 17(4), 351–355. <https://doi.org/10.1016/j.jsams.2013.06.001>
- Windolf, M., Götzen, N., & Morlock, M. (2008). Systematic accuracy and precision analysis of video motion capturing systems—Exemplified on the Vicon-460 system. *Journal of Biomechanics*, 41(12), 2776–2780. <https://doi.org/10.1016/j.jbiomech.2008.06.024>

X

- Xu, H., Chua, J. C., Burton, M., Zhang, K., Fuss, F. K., & Subic, A. (2010). Development of low cost on-board velocity and position measurement system for wheelchair sports. *Procedia Engineering*, 2(2), 3121–3126. <https://doi.org/10.1016/j.proeng.2010.04.121>

Y

- Yanci, J., Granados, C., Otero, M., Badiola, A., Olasagasti, J., Bidaurreazaga-Letona, I., Iturricastillo, A., & Gil, S. (2014). Sprint, agility, strength and endurance capacity in wheelchair basketball players. *Biology of Sport*, 32(1), 71–78. <https://doi.org/10.5604/20831862.1127285>
- Yang, Y.-S., Koontz, A. M., Triolo, R. J., Cooper, R. A., & Boninger, M. L. (2009). Biomechanical analysis of functional electrical stimulation on trunk musculature during wheelchair propulsion. *Neurorehabilitation and Neural Repair*, 23(7), 717–725. <https://doi.org/10.1177/1545968308331145>
- Yang, Y.-S., Koontz, A. M., Triolo, R. J., Mercer, J. L., & Boninger, M. L. (2006). Surface electromyography activity of trunk muscles during wheelchair propulsion. *Clinical Biomechanics*, 21(10), 1032–1041. <https://doi.org/10.1016/j.clinbiomech.2006.07.006>

Z

- Zhao, H., & Wang, Z. (2012). Motion measurement using inertial sensors, ultrasonic sensors, and magnetometers with extended kalman filter for data fusion. *IEEE Sensors Journal*, 12(5), 943–953. <https://doi.org/10.1109/jsen.2011.2166066>
- Zukowski, L. A., Hass, C. J., Shechtman, O., Christou, E. A., & Tillman, M. D. (2017). The effect of wheelchair propulsion style on changes in time spent in extreme wrist orientations after a bout of fatiguing propulsion. *Ergonomics*, 60(10), 1425–1434. <https://doi.org/10.1080/00140139.2017.1303084>

Annexes



Review

Wheelchair Badminton: A Narrative Review of Its Specificities

Ilona Alberca ^{1,4}, Bruno Watier ^{2,3} , Félix Chénier ^{4,5}, Florian Brassart ¹ and Arnaud Faupin ¹

¹ Laboratoire J-AP2S, Université de Toulouse, 83130 La Gardie, France; florian.brassart@outlook.fr (F.B.); faupin@univ-tlse.fr (A.F.)

² Laboratoire d'Analyse et d'Architecture des Systèmes—Centre National de la Recherche Scientifique (LAAS-CNRS), Université de Toulouse, CNRS, Université Toulouse III Paul Sabatier (UPS), 31058 Toulouse, France; bruno.watier@laas.fr

³ Centre National de la Recherche Scientifique—Advanced Industrial Science and Technology (CNRS-AIST JRI, Joint Robotics Laboratory), International Research Laboratories (JRI), National Institute of Advanced Industrial Science and Technology (AIST), 1-1-1 Higashi, Tsukuba 305-8565, Ibaraki, Japan

⁴ Mobility and Adaptive Sports Research Lab, Department of Physical Activity Sciences, Université du Québec à Montréal, Montréal, QC H2X 3J8, Canada; chénier.felix@uqam.ca

⁵ Centre for Interdisciplinary Research in Rehabilitation of Greater Montreal, Institut Universitaire sur la Réadaptation en Déficience Physique de Montréal, Montréal, QC H3S 2J4, Canada

* Correspondence: ilona.alberca@univ-tlse.fr; Tel.: +33-7-86-49-69-57

Abstract: This narrative review aims to provide a comprehensive overview of the scientific literature on wheelchair badminton and its distinctive aspects, encompassing abilities and disabilities, propulsion technique, and the use of a racket. The relatively young history of wheelchair badminton is reflected in the scarcity of scientific studies within this domain, highlighting the need for further investigation. The review systematically covers existing articles on wheelchair badminton, offering a nearly exhaustive compilation of knowledge in this area. Findings suggest that athletes with abdominal capacities engage in more intense matches with a higher frequency of offensive shots compared to athletes with little or no abdominal capacities. Moreover, backward propulsion induces higher cardiorespiratory responses, overall intensity of effort, physiological stress, metabolic load, and rating of perceived exertion, particularly at high imposed rolling resistance or speeds, and makes it difficult to generate sufficient forces on the handrim, requiring adjustments in the kinematics of propulsion techniques, particularly at high rolling resistances or speeds, potentially leading to performance decrements. The use of a badminton racket further increases generated forces while decreasing the efficiency of propulsion and modifying the propulsion technique with shorter and quicker pushes, potentially impacting performance. Further research is imperative to explore additional perspectives, address existing gaps, and expand the scope of study within the wheelchair badminton domain. This narrative review serves as a foundation for future investigations, emphasizing the necessity of continued research to enhance our understanding of wheelchair badminton.

Keywords: biomechanics; badminton particularities; racket; classification; propulsion direction



Citation: Alberca, I.; Watier, B.; Chénier, F.; Brassart, F.; Faupin, A. Wheelchair Badminton: A Narrative Review of Its Specificities. *Biomechanics* **2024**, *4*, 219–234. <https://doi.org/10.3390/biomechanics4020012>

Academic Editor: Ka-Chun Joseph Siu

Received: 9 January 2024

Revised: 8 February 2024

Accepted: 4 March 2024

Published: 2 April 2024



Copyright: © 2024 by the authors. Licensee MDPI, Basel, Switzerland. This article is an open access article distributed under the terms and conditions of the Creative Commons Attribution (CC BY) license (<https://creativecommons.org/licenses/by/4.0/>).

1. Introduction

Badminton is a globally popular sport with recognized physical and mental health benefits [1]. However, physical disabilities often hinder individuals from engaging in this activity. Wheelchair badminton emerged as an adapted form of the sport, facilitating the participation of individuals with physical disabilities using a wheelchair in their daily lives, even in competitive settings, thereby allowing them to experience the advantages of badminton [2]. Originating in the 1990s, wheelchair badminton started when several German athletes became interested in adapting the rules of able-bodied badminton to allow for the inclusion of individuals with disabilities [3]. Wheelchair badminton follows the rules established and unified worldwide by the BWF and is similar to able-bodied badminton. The reduced number of athletes enables gender and disability inclusivity [3].

Despite being a relatively recent discipline, wheelchair badminton is taking its place on the international stage thanks to its inclusion in the Tokyo 2021 Paralympic Games.

Several specificities unique to wheelchair badminton exist. The classification system, specific to wheelchair badminton, includes the creation of two wheelchair classes with characteristics unique to each class and refers to the abilities and disabilities of each athlete. These athletes can be categorized into two classes: wheelchair 1 (WH1) and wheelchair 2 (WH2). The WH1 class corresponds to manual wheelchair users with abdominal and lower limb paralysis, while the WH2 class corresponds to users with abdominal capabilities but lower limb paralysis with partial sensation and who may sometimes move in a vertical position using crutches or prostheses but only practice the sport in a wheelchair [3–5]. The athlete's classification process involves determining eligibility based on their level of impairment as described in BWF [5] and then assigning the athlete to his or her class based on a technical and physical assessment [5].

After verifying the athlete's eligibility, he will undergo a physical and technical evaluation taking place during a tournament or training match. Assessors are asked to identify the following profiles:

- WH1: "Players demonstrate functional limitation based on muscle power and range of motion of the trunk and possibly upper limbs during a match or training session." (BWF);
- WH2: "Players have a functional limitation based on limited muscle power or range of motion, requiring the use of walking aids. A shift in the center of gravity may result in loss of balance, for example when attempting to pivot or stop and start." [5].

Depending on the person's eligible disability type, these profiles are refined to determine specific impairments and classify athletes as WH1 or WH2. Athletes are also subjected to movements specific to this sport: alternating forward and backward propulsion with little or no lateral movement. Finally, the equipment used in wheelchair badminton practice does not differ from regular badminton, and athletes have to propel themselves with the use of a racket. We know that the use of a racket can have an impact on an athlete's performance, as shown by studies carried out in the closely related discipline of wheelchair tennis [6–8]. Indeed, these studies revealed the following aspects when using the racket:

- Reduced velocity of athletes [7];
- Negative effects on the propulsion technique and may lead to injuries of the upper extremity due to the longer time needed to couple the hand with the racket to the rim [6];
- Reduction in propulsive moment may lead to a decrease in performance [8].

Overall, these results may indicate a reduction in the performance of athletes due to changes in their kinetics, kinematics, and spatiotemporal parameters when using a racket [6–8]. In light of these specificities, the inclusion of biomechanical analysis would enhance our understanding of wheelchair badminton, particularly concerning performance. Thus, this narrative review aims to provide a biomechanical overview of the literature on wheelchair badminton and its specificities: the athletes' abilities related to their classification, the direction of propulsion, and the use of a racket. The goal is to assess what has been undertaken in the literature so far, draw potential recommendations for athletes, and guide future research in this field.

2. Materials and Methods

The present narrative review is a systematic examination of the various specific features of wheelchair badminton: the sport's specific classification, the use of a racket to propel the wheelchair, and the predominantly forward and backward propulsion movements. This review provides an overview of current knowledge to guide future research in this field. The aim was to focus exclusively on wheelchair badminton players who use a wheelchair in their daily lives. Given the novelty of this sport, the paucity of scientific studies available, and based on the narrative review by Bokachina et al. [9], a narrative review was considered to be methodologically more appropriate than a systematic review. To

conduct this narrative review, we used the following three research algorithms to address the three specific features of wheelchair badminton:

- "wheelchair" AND "para badminton" OR "para-badminton" OR "parabadminton" AND "classification" AND "WH1" OR "WH2";
- "wheelchair" AND "para badminton" OR "para-badminton" OR "parabadminton" AND "classification" AND "racket";
- "wheelchair" AND "para badminton" OR "para-badminton" OR "parabadminton" AND "classifications" AND "forward propulsion" OR "backward propulsion" OR "reverse propulsion".

Those algorithms were applied to the PubMed and Cairn databases. Google Scholar was also employed to verify the research conducted on the two databases. The articles were selected based on titles and abstracts and, subsequently, considering the entirety of the text. The articles were included if they were in English or French, focused on a population of wheelchair badminton athletes with a motor disability, and addressed biomechanical data analysis. Considering the limited number of articles obtained from these searches, it was decided to include articles on able-bodied populations and on technical, temporal, and physiological data to be as comprehensive/exhaustive as possible regarding the three specific aspects of badminton. In total, two articles were included on the classification issue, three on the direction of propulsion, and two on the impact of the badminton racket. Table 1 summarizes the various included studies.

Table 1. Summary of the different studies included in this narrative review.

Study	Type	Aim	Participants	Wheelchair	Design	Measurement tools	Parameters
Strapasson (2021) [10]	Research article	Investigate technical and temporal parameters in WH1 and WH2	42 international wheelchair badminton players (30 WH1; 12 WH2)	Participants' own wheelchairs	Video analysis of 20 men's singles matches during the 11th World Para-Badminton Championship	3 cameras	Technical and temporal wheelchair badminton match parameters
Mota Ribeiro de Almeida (2020) [11]	Research article	Describe and compare the temporal and technical characteristics	Brazilian international wheelchair badminton players	Participants' own wheelchairs	Video analysis of 25 men's singles matches during the 2018 Brazilian Para-badminton Championship	4 GoPro Hero Silver cameras, Windows Media Player software, digital timer	Technical and temporal wheelchair badminton match parameters
Urdan et al. (1993) [12]	Research article	Compare metabolic and cardiopulmonary responses	28 moderately active able-bodied males	Roller skis between two independently constructed wheelchair schools	Protocol for 3 min at 4 different imposed power outputs (15, 20, 25, 30 W)	2 cycle ergometers, indirect calorimetry, electronic revolution counter, Collins two-way breathing valve, Quinton Q-Plex I metabolic cart, electrocardiogram	Physiological and biomechanical parameters
Schi et al. (1998) [13]	Research article	Compare the physiologic demands of forward and reverse wheelchair techniques	10 able-bodied men	Standard wheelchair with no wheel counter and no arm rest	Protocol for 3 min at 6 different imposed power outputs (2.5, 5.0, 12.5, 18.5, 25.0, 30.0 W)	Ergometer, open circuit spirometry, calibrated electronic oxygen analyzer, carbon dioxide analyzer, calibrated dry gas meter, telemetry system, customized hemodynamic	Physiological and biomechanical parameters
Mason et al. (2015) [14]	Research article	Explore physiological and biomechanical differences	14 able-bodied males with previous wheelchair propulsion experience	Sports wheelchair with 15 mm wheel counter	Protocol for 3 min at 3 submaximal imposed speeds (4.0, 5.0 km/h)	Single-walker ergometer, 1 instrumented wheel, breath-by-breath system, radio telemetry	Physiological and biomechanical parameters
Alberca et al. (2022) [15]	Research article	Investigate the impact of the badminton racket on kinetic and spatiotemporal parameters	18 able-bodied sports students introduced to wheelchair badminton	Multi-sport wheelchair with a 26-inch wheel size and an 18° counter angle	Protocol with and without a racket held in the dominant side using a 20° straight line at a constant velocity of 5 km/h	2 instrumented wheels	Biomechanical parameters

Table 1. Cont.

Study	Type	Aim	Participants	Wheelchair	Design	Measurements Tools	Parameters
Falout et al. (2020) [10]	Direct comparison	Investigate the difference in forearm muscle fatigue	6 able-bodied men	Not specified	Maximal repetitions of 30-cm forward-back squats using a wheelchair for 20 s under 2 conditions: with and without a support	Muscle hand dynamometer, near-infrared spectroscopy	Muscle parameters

3. Abilities and Disabilities

Sports classification in the field of disability is crucial, and the aim is to equalize opportunities and thus create fairer competitions for everyone. Since a player's disability limits their ability to play a sport, this limitation must be recognized and therefore requires classification [17]. The wheelchair badminton classification was created by the BWF to meet the requirements of the International Paralympic Committee Athlete Classification Code 2015 and international standards. The system is highly inclusive since it allows people with various disabilities to play wheelchair badminton. Athletes with a motor impairment who use a wheelchair in their daily lives can be categorized into two classes: wheelchair 1 (WH1) and wheelchair 2 (WH2). The WH1 class corresponds to manual wheelchair users with abdominal and lower limb paralysis, while the WH2 class corresponds to users with abdominal capabilities but lower limb paralysis with partial sensation and who may sometimes move in a vertical position using crutches or prostheses but only practice the sport in a wheelchair [3–5]. The differentiation between the two classes of wheelchair users lies in their abilities. The abilities of athletes according to their classification were studied through temporal and technical aspects in two different studies, which are two important characteristics of athletes' performance [10,11]. These two studies analyzed technical and temporal variables via video analysis of matches [10,11]. A total of 25 matches of men's singles events performed during the 2018 Brazilian Para-badminton Championship were filmed (WH1: $n = 10$; WH2: $n = 15$) for the study of Mota Roibeiro and de Almada [11], and 20 matches from the men's singles category at the 11th World PBD Championship held in Ulsan, South Korea, in 2017 were analyzed for the study of Strapasson [10].

3.1. Temporal Effect

The following temporal parameters were measured in both studies [10,11]:

- Total playing time: time between the first game service to the last point of the game;
- Rally time: time between contact with shuttle during service and end of point;
- Effective time: time accounted for the sum of rallies;
- Working density: ratio between the effective time and the rest time;
- Work load: ratio between the total playing time and the effective time and displays the working relationship during the game. The lower the value, the greater the intensity of the game.

The comparison of these temporal parameters between the classes, depending on the study under consideration, is presented in Table 2.

From a temporal standpoint, the studies demonstrate that matches involving WH2 athletes exhibit greater intensity than those involving WH1 athletes [10,11]. As proposed by Strapasson et al. [10], this may be associated with a reduced number of strokes executed at a faster pace, decreased rally duration, and increased time required to retrieve grounded shuttlecocks, consequently extending the pause time for WH1 athletes. Thus, limitations in trunk mobility in WH1 athletes appear to directly impact the dynamics of badminton matches.

Table 2. Results of the comparison of temporal parameters between WH1 and WH2 depending on the study.

	Strapason (2021) [10]	p	ES	Mota Ribeiro and Almeida (2020) [11]	p	ES
Total playing time [s]	/	/	/	WH2 > WH1	0.007	0.44
Rally time [s]	WH2 > WH1	0.05	0.2	NS	0.073	0.38
Effective time [s]	/	/	/	WH2 > WH1	0.009	0.53
Rest time [s]	WH2 < WH1	<0.001	0.1	WH2 < WH1	0.026	0.23
Working density	/	/	/	WH2 > WH1	0.009	0.48
Work load	/	/	/	WH2 > WH1	0.030	0.56

WH2 > WH1: the measured parameter is significantly higher for class WH2 compared to class WH1; WH2 < WH1: the measured parameter is significantly higher for class WH1 compared to class WH2; NS: non-significant; /: not measured by the study; p: p-value; ES: effect size.

3.2. Technical Effect

The studies measured several technical parameters defined in Table 3.

Table 3. Definition of the various technical parameters measured.

Technical Parameters	Definitions
Total strokes (TSst)	Total number of strokes performed during a match
Frequency of strokes (FS) [stroke/s]	Number of strokes performed per second
Clear (C)	Stroke played in the mid-court over the net, with a high, deep trajectory for play at the opponent's end of the court
Drive (D)	Tense, dynamic stroke played in the mid-court over the net with a horizontal trajectory for play at the opponent's middle of the court
Drop shot (DS)	Curved trajectory stroke for play next to the net at the front of the court of your opposing player
Lob (L)	Stroke played close to the net to send the shuttlecock over the opponent's head and into the back of the court, giving the player time to return to the mid-court
Net shot (NS)	Stroke played close to the net and under the net for play next to the net at the front of the court of your opposing player
Smash (S)	Performed at the back of the court, it is a powerful downward stroke, hit flat over the head to try and score the point
Block (B)	Stroke struck from mid-court in response to a fast shot, removing almost all the speed of the shuttlecock and landing in the opponent's forward zone
Net lift (NL)	Stroke made at the net and going to the back of the court, requiring a certain height to pass clearly over the opponent
Short forehand service (SFS)	Short serve with your racket while the back of your hand is facing the shuttle
Long forehand service (LFS)	Long serve with your racket while the back of your hand is facing the shuttle
Short backhand service (SBS)	Short serve with your racket while the front of your hand is facing the shuttle
Long backhand service (LBS)	Long serve with your racket while the front of your hand is facing the shuttle
Total service (TSse)	Total number of services performed during a match
Winning points (WP)	Total number of points won by an attack by the athlete who provoked the opponent's error under pressure
Unforced error (UE)	Total number of out and net errors when the player is not under excessive pressure from the opponent and has the possibility of effective strokes to win the point

In wheelchair badminton, strokes such as the drive and smash are considered aggressive, attacking strokes. Conversely, strokes such as block and clear are considered defensive. The comparison of technical parameters between the classes, depending on the study under consideration, is presented in Table 4.

Table 4. Results of the comparison of the number of strokes per technical parameter between WH1 and WH2 depending on the study.

	Strapasson (2021) [10]	p	ES	Mota Ribeiro and de Almeida (2020) [11]	p	ES
TS	WH2 > WH1	<0.001	0.4	WH2 > WH1	0.007	0.34
FS [stroke/s]	/	/	/	NS	0.705	0.08
C	WH2 > WH1	<0.001	0.3	NS	0.112	0.34
D	WH2 > WH1	<0.001	1.3	WH2 > WH1	0.053	0.40
DS	WH2 > WH1	<0.001	0.4	NS	0.155	0.30
L	WH2 > WH1	<0.001	0.5	/	/	/
NS	WH2 > WH1	<0.001	0.5	WH2 > WH1	<0.001	0.65
S	WH2 > WH1	<0.001	0.8	WH2 > WH1	<0.001	0.77
E	/	/	/	WH2 > WH1	<0.001	0.67
NL	/	/	/	NS	0.077	0.38
SPS	WH2 > WH1	<0.001	0.5	NS	0.958	0.01
LPS	WH1 > WH2	<0.001	0.6	NS	0.368	0.20
SBS	WH2 > WH1	<0.001	0.5	NS	0.876	0.03
LBS	WH1 > WH2	0.037	0.3	NS	0.141	0.32
TS _o	/	/	/	WH2 > WH1	0.009	0.53
WT	/	/	/	NS	0.933	0.02
UE	/	/	/	WH2 > WH1	<0.001	0.64

WH2 > WH1: the measured parameter is significantly higher for class WH2 compared to class WH1; WH1 > WH2: the measured parameter is significantly higher for class WH1 compared to class WH2; NS: non-significant; /: not measured by the study; p: p-value; ES: effect size.

Among the large number of different technical parameters measured, it seems that WH2 athletes employed more aggressive strokes (net shot, drive, and smash) in contrast to the WH1 athletes and executed more total strokes than WH1 players [10,11]. Given that WH2 athletes have more effective time at their disposal than WH1 athletes, we can assume that this accounts for their greater number of total strokes. As for drives, smashes, and net shots, they necessitate either significant forward flexion of the trunk or backward extension. It is reasonable to infer that the trunk instability of WH1 athletes restricts their proficiency in executing strokes that demand greater postural control.

However, the variability in results pertaining to technical parameters across various studies is evident despite the alignment in the parameters under investigation. These discrepancies may be attributed to differences in the number of matches analyzed. For instance, Strapasson [10] scrutinized 20 matches, whereas Mota Ribeiro and Almeida examined 25. Furthermore, the heterogeneity of player skill levels, spanning from international to national standards, across different studies could potentially contribute to the observed disparities. Given these substantial variations, establishing definitive technical characteristics specific to athlete classifications is beset with inherent complexities. Due to the disparities in results, elucidating the differences between WH1 and WH2 athletes is challenging.

3.3. Practical Implications

The results from the previous sections suggest that athletes in the WH2 category engage in more intense matches than those in the WH1 category. This observation should be taken into consideration, especially in the planning of training sessions. It might be prudent to propose less intensive sessions for WH1 athletes compared to WH2 athletes to prevent early fatigue. Longer or more regular rest periods could also be considered.

Regarding the higher number of aggressive shots executed by WH2 athletes compared to WH1 athletes, strategies for court positioning could be contemplated, taking into account the technical specificities of the athletes, especially in doubles. Indeed, adapting the athletes' positions on the court to favor attack by WH2 and defense by WH1 would be interesting. Additionally, game strategies could be devised based on the principle of attack by WH2, and defense by WH1 must be taken into consideration during athletes' training to offer

than something that aligns perfectly with their needs. Given these specificities, WH1 athletes should train for shorter periods and less intensively than WH2 athletes to avoid athlete fatigue due to overtraining.

3.4. Studies Analysis

To better understand the results presented in this section, it is also crucial to gain a better understanding of the study protocols. Indeed, both cited studies rely on a video analysis technique with variable criteria [10,11]. Firstly, the number of analyzed matches appears to have been chosen randomly in both studies. While in the study by Mota Ribeiro and de Almeida [11], the number of matches analyzed per class is specified, Strapasson's [10] study does not mention it, potentially indicating a disparity in the observed matches for one of the two categories and influencing the obtained results. Additionally, the process of inclusion and exclusion of analyzed matches is detailed in Mota Ribeiro and Almeida's [11] study but absent in Strapasson's [10] study, which may suggest differences in the analyzed matches and influence the results obtained. Finally, although reliability tests were conducted in both studies to validate the match analysis by a single examiner, control by a second examiner could have strengthened the results obtained in both studies [10,11]. These particularities in the study protocols must be taken into account when interpreting the results. Studies based on the measurement of biomechanical variables could be beneficial both for standardizing test protocols and for investigating data that could enhance the understanding of wheelchair badminton.

4. Propulsion Technique

The practice of wheelchair badminton and its internal logic imposes movements on the players: the athletes successively repeat forward and backward propulsion. Three studies have looked at backward propulsion with a view to preventing the risk of injury [12–14]. Indeed, since forward propulsion is predominantly used by wheelchair users, it leads to overuse of the upper limbs, which can accentuate the risk of secondary pathologies such as tendonitis or rotator cuff syndromes [12–14]. Backward propulsion has been designed as a protective solution to the overuse of forward propulsion. In the context of wheelchair badminton, backward propulsion is mandatory and frequently used. Its study is therefore a necessity, both for injury prevention and athlete performance. Three studies aimed to compare the physiological and biomechanical effects induced by two directions of propulsion on able-bodied subjects [12–14]. Each participant had to propel for 3 min at different rolling resistances in two studies [12,13] or different sub-maximal speeds in another [14] using a roller ergometer to measure different kinetic and kinematics parameters. Linden et al. [12] utilized a setup with independent wheels and a backless bench, while Salvi et al. [13] used an everyday wheelchair, and Mason et al. [14] employed a sports wheelchair. Mason et al. [14] also incorporated the use of an instrumented wheel. In addition to these measurement tools, physiological data were collected through indirect calorimetry for Linden et al. [12], open circuit spirometry for Salvi et al. [13], and a breath-to-breath system for Mason et al. [14].

4.1. Physiological Effect

The studies by Linden et al. [12] and Salvi et al. [13] measured their variables at different imposed rolling resistances, while Mason et al. [14] measured their variables at different imposed speeds. To facilitate understanding of the results presented, we will refer to an overall significant effect. The comparative analysis of physiological parameters obtained for forward and backward propulsion is presented in Table 5.

The findings of studies conducted by Mason et al. [14] and Salvi et al. [13] indicate that backward propulsion induces higher cardiorespiratory responses, overall intensity of effort, physiological stress, metabolic load, and rating of perceived exertion at high imposed rolling resistance or speeds [13,14]. Indeed, oxygen uptake and heart rate increase in backward propulsion [13,14], as well as the pulmonary ventilation, blood lactate, and rating

of perceived exertion [13]. As Mason et al. [14] noted, these findings may be attributed to an ergonomic wheelchair configuration not suited for backward propulsion. In fact, wheelchair seats are typically positioned to optimize forward propulsion, which could potentially increase the physiological demands on the athlete in the opposite propulsion direction.

Table 5. Results of the comparison of physiological parameters between forward propulsion and backward propulsion depending on the study.

	Linden et al. (1993) [12]	Salvi et al. (1995) [13]	Mason et al. (2015) [14]
Oxygen uptake [L/min^1 or $mL/kg/min^2$]	FP > BP	BP > FP	BP > FP
Respiratory exchange ratio	NS	/	/
Pulmonary ventilation [L/min]	FP > BP	BP > FP	/
Heart rate [beats/min]	/	BP > FP	BP > FP
Blood lactate [mmol/L]	/	BP > FP	/
Rating of perceived exertion [points]	/	BP > FP	/

FP > BP: the measured parameter is significantly higher for the forward propulsion compared to the backward propulsion; BP > FP: the measured parameter is significantly higher for the backward propulsion compared to the forward propulsion; NS: non-significant; /: not measured by the study.

However, those results are at odds with the findings of Linden et al. [12]. Indeed, Linden et al. [12] note an increase in oxygen uptake and pulmonary ventilation in forward propulsion compared to backward propulsion, while Salvi et al. [13] and Mason et al. [14] show the opposite. The protocol employed in Linden et al.'s [12] study may account for these disparities in outcomes. Indeed, Linden et al. [12] utilized a setup where a backless bench was placed between two independently moving wheelchair wheels on an ergometer to simulate wheelchair propulsion instead of using an actual wheelchair. This configuration failed to accurately replicate the characteristics of wheelchair propulsion. Notably, the device used by Linden et al. [12] lacked a backrest. The absence of a backrest could have encouraged the use of back extensors, which are beneficial during backward propulsion but may have negatively impacted forward propulsion, especially at high rolling resistances or speeds [13,14]. An experiment so far from a real wheelchair propulsion condition can have an impact on the results obtained.

4.2. Biomechanic Effect

Three studies were conducted to examine the effects of propulsion direction on kinematics and propulsion technique with several different parameters measured [12–14]. As previously mentioned, the studies measured their variables at different imposed rolling resistance [12,13] or speeds [14]. To facilitate understanding of the results, we will refer to an overall significant effect. The comparative analysis of propulsion technique parameters obtained for forward and backward propulsion is presented in Table 6.

The results of these studies show that backward propulsion leads to challenges in applying sufficient forces on the handrim, necessitating adjustments in the propulsion technique's kinematics, especially at high rolling resistances or speeds [12–14]. Indeed, the findings of the study conducted by Mason et al. [14] reveal an increase in the forces (peak and mean resultant forces, mean tangential force, peak and mean radial forces, vertically downward maximal force, and mean lateral force) generated at the handrim during forward propulsion compared to backward propulsion, along with an increase in the rate of force development. It is noteworthy that the minimum vertical downward force is the only force to exhibit a higher value in backward propulsion than in forward propulsion, although it does not contribute significantly to wheelchair propulsion. Additionally, the studies identified a substantial increase in push time [14] and a decrease in strike rate and push frequency in backward propulsion compared to forward propulsion, indicating a significant alteration in propulsion technique in this configuration [12,13]. These changes could lead to reduced performance in a sporting context. Indeed, it could be difficult to reach maximum velocities if the forces required to propel the wheelchair are not sufficiently applied.

Table 6. Results of the comparison of force and technical propulsion parameters between forward propulsion and backward propulsion depending on the study.

	Linden et al. (1993) [12]	Salvi et al. (1998) [13]	Mason et al. (2015) [14]
Work [J]	/	/	NS
Peak and mean resultant forces [N]	/	/	FP > BP*
Mean tangential forces [N]	/	/	FP > BP*
Peak and mean radial force [N]	/	/	FP > BP*
Vertically downward maximal force [N]	/	/	FP > BP*
Vertically downward minimal force [N]	/	/	BP > FP*
Mean lateral force [N]	/	/	FP > BP*
Fraction of effective force [%]	/	/	BP > FP*
Rate of force development	/	/	FP > BP*
Push frequency [push/s] or strike per minute [strike/min]	FP > BP*	/	NS
Push angle [°]	/	/	FP > BP*
Push time [s]	/	/	BP > FP*
Strike rate [push]	/	FP > BP*	/
Mechanical efficiency	BP > FP*	/	/
Revolution per minute	NS	/	/

FP > BP: the measured parameter is significantly higher for the forward propulsion compared to the backward propulsion; BP > FP: the measured parameter is significantly higher for the backward propulsion compared to the forward propulsion; NS: non-significant; /: not measured by the study.

However, it is important to note that Linden et al. [12] observed an increase in mechanical efficiency in backward propulsion compared to forward propulsion, indicating an increase in propulsion efficiency. As mentioned in the preceding section, this result should be interpreted cautiously due to the experimental protocol significantly deviating from ecological conditions, posing a potential impact on the obtained outcomes. Also noteworthy is that Mason et al. [14] found a higher effective force fraction in backward propulsion compared to forward propulsion, contrary to their previous findings. The authors explain that this increase in the fraction of effective force may result from a modification in the “grasping” technique, characterized by a slower and more extended approach, reinforced by an increase in vertical downward force [14]. This suggests that less force was wasted during backward propulsion, although it does not necessarily imply greater efficiency compared to forward propulsion [14].

4.3. Practical Implications

The initial findings in this section indicate that backward propulsion induces higher cardiorespiratory responses, overall intensity of effort, physiological stress, metabolic load, and rating of perceived exertion, particularly at high imposed rolling resistance or speeds. Considering these results, incorporating targeted muscle strengthening for the primary muscle groups involved in backward propulsion phases could potentially mitigate the physiological negative effects associated with this direction of propulsion.

The subsequent findings from these studies reveal that backward propulsion poses challenges in generating sufficient forces on the handrim, requiring adjustments in the kinematics of propulsion techniques, particularly at high rolling resistances or speeds [12–14]. This emphasizes the significance of adapting wheelchair ergonomics, specifically the seat, to accommodate both forward and backward propulsion. A more rear-facing seat could potentially minimize alterations in propulsion technique during backward propulsion. Additionally, identifying individual challenges related to backward propulsion could pave the way for strategically adjusting the athlete's positioning on the field to effectively address these issues. Indeed, a slightly more rear-centered court positioning could be recommended to proactively address challenges associated with backward propulsion.

4.3. Studies Analysis

To better understand the results of the three studies, it is important to better understand the protocol of these studies [12–14]. The protocol of Linden et al. [12] significantly differs from ecological conditions and the studies conducted by Salvi et al. [13] and Mason et al. [14], as discussed in the previous sections. Indeed, Linden et al. [12] utilized a setup where a backless bench was placed between two independent wheelchair wheels on an ergometer to simulate wheelchair propulsion instead of using an actual wheelchair. This configuration failed to accurately replicate the characteristics of wheelchair propulsion [12]. It is also relevant to examine the protocols of the studies by Mason et al. [14] and Salvi et al. [13]. Indeed, these two studies were conducted on a population of able-bodied subjects to avoid any inherent learning bias related to forward propulsion. Given that the level of impairment influences athletes' performance, the results of these studies are not entirely generalizable to a population of athletes with motor disabilities [13,14]. Additionally, the use of the roller ergometer in both studies neutralizes the rolling resistance of the front wheels and may potentially underestimate certain variables such as power or oxygen consumption [9,12–14]. On the other hand, Mason et al. [14] coupled the use of a roller ergometer with a Smartwheel, increasing the total weight of the wheelchair, which can also modify the rolling resistance of the wheelchair and impact the obtained results. Conducting studies on a population of wheelchair badminton players in ecological conditions would be interesting to better understand the impact of propulsion directions on the performance of these athletes.

5. Use of the Racket

The use of the racket is a particularity of wheelchair badminton, which athletes cannot abstain from. Therefore, it is interesting to evaluate the impact of this badminton racket on their propulsion. Although it is not possible to eliminate the BR during propulsion, potential solutions include modifying the ergonomics of the wheelchair handrim or adjusting the grip of the racket and handrim. Additionally, adaptations in athletes' physical preparation could be implemented to account for the impact of the racket. Thus, a better understanding of this tool and its implications could lead to beneficial modifications in athletes' performance and contribute to reducing the risk of injuries. One study focused on examining the influence of employing a badminton racket on the propulsion's kinematics [15], and one short communication focused on the impact of the racket on muscular parameters during wheelchair propulsion [16]. In the study by Alberca et al. [15], 16 novice able-bodied subjects who underwent wheelchair badminton training performed a test at a stabilized submaximal speed of 5 km/h. They were required to propel the wheelchair at this stabilized speed along a straight line of 20 m with and without a racket. Only one sports wheelchair was used for the tests, which was equipped with two instrumented wheels to measure kinematics and kinetics parameters [15]. In the short communication by de Fukui et al. [16], six healthy men performed maximal repetitions of 30 cm forward-back sprints using a wheelchair for 20 s under two conditions: with and without a racket. The number of sprints, muscle hardness of the ulnar carpi flexor using a muscle hardness tester, and deoxygenated hemoglobin ([dHb]) using near-infrared spectroscopy (NIRS) were measured before and after each condition.

5.1. Kinematic Effect

One study focused on examining the influence of employing a badminton racket on the propulsion's kinematics [15]. Their results concerning the kinetic parameters of propulsion reveal that the use of the racket alters the force application on the handrim in a manner that increases generated forces while decreasing the efficiency of propulsion [15]. In fact, their study revealed that the rate of rise, maximum power output, and push angle are higher during the racket condition compared to the without racket condition [15]. Furthermore, the maximal propulsive moment increases in racket conditions, which is associated with an elevation in maximal total force and a reduction in the fraction of

effective force. This suggests that while the propulsive moment increases, non-contributory forces to the propulsion, such as radial force, increase equivalently or even more, resulting in a decrease in the fraction of effective force and, consequently, a reduction in the efficiency of athlete propulsion. According to Alberca et al. [15], these kinetic findings can be explained by the coupling between the hand holding the racket and the handrim. The challenge of gripping on the handrim with the presence of the racket compels athletes to adapt their propulsion kinetics. This adaptation involves increasing the forces and power exerted on the handrim to sustain a consistent velocity. This could lead to a reduction in performance as well as an increase in injury risks.

5.2. Temporal Effect

The same study focused on examining the influence of using a badminton racket on the temporal parameters of wheelchair propulsion [15]. Their temporal findings suggest an alteration in the propulsion technique when employing a racket [15]. Specifically, it seems that the motion becomes shorter and quicker with the use of a racket because push time, cycle time, and push angle decrease without a racket compared to with a racket [15]. In their study, Alberca et al. [15] suggest that these temporal results can be attributed to challenges in coordinating the hand holding the racket with the handrim, as well as the weight of the racket. Indeed, the difficulties in grasping the handrim with the racket, coupled with its weight, may lead athletes to shorten their propulsion gesture, resulting in an increase in their speed of movement. This adjustment could result in a diminished and less efficient force application to the handrim, potentially compromising the athlete's performance.

5.3. Muscular Effect

Only a short communication addressed the impact of the racket on muscular parameters during wheelchair propulsion [16]. Their findings highlight that the muscle hardness of the ulnar carpi flexor and deoxygenated hemoglobin are greater with the racket compared to the condition without the racket. They also added that the number of sprints performed in propulsion with a racket was reduced compared with propulsion without a racket. Since this is a short communication, explaining the results is challenging. Nevertheless, these initial results seem to indicate that propulsion with a racket increases the load on the upper limb holding the racket and increases athlete fatigue.

5.4. Practical Implications

Initial results concerning the kinetic parameters of propulsion reveal that the use of the racket alters the force application on the handrim in a manner that increases generated forces while decreasing the efficiency of propulsion [15]. Exploring the development of a new handrim for athletes, with the aim of enhancing friction between the racket handle and the handrim, could be intriguing to reduce coupling challenges between the two. Indeed, two studies in wheelchair tennis have investigated testing new handrim designs to improve the grip between the hand with the racket and the handrim [18,19]. Rietveld et al. [19] have shown a reduction in negative power and higher mechanical efficiency with their new handrim design. Similar research could also be conducted in the field of wheelchair badminton. However, implementing such solutions requires some time. As a more immediate measure, it might be conceivable to modify the handrim covering to increase the friction effect.

Secondly, temporal findings suggest a modification in the propulsion technique when using a racket: athletes push shorter distances and more quickly with the use of a racket [15]. Proposing training with feedback could optimize the backward propulsion gesture. It is well-established that the semi-circular propulsion pattern offers the best performance for a wheelchair athlete [20–22]. To guide the athlete toward this pattern of propulsion to extend their push time and frequency using haptic feedback propulsion simulator systems, as suggested by Blouin et al., could be considered.

Finally, the results regarding the potential effects of using the racket on the muscles involved in propulsion do not allow for the establishment of recommendations, as they stem from the findings of a short communication.

5.5. Studies Analysis

Upon analyzing the protocols of the studies mentioned in the preceding sections, it is important to note that these investigations involved novice able-bodied participants who received wheelchair badminton training in the case of Alberca et al. [15] and were entirely novice participants for Fukui et al. [16]. As mentioned earlier, although studies on able-bodied individuals aim to minimize learning biases, their results may not be entirely applicable to wheelchair athletes [23–25]. Furthermore, Alberca et al.'s [15] study, despite being conducted on the field, only focused on submaximal exercise and forward propulsion. However, the internal dynamics of wheelchair badminton involve both maximal forward and backward propulsion. Variances in results may arise when comparing the study's outcomes with those of maximal forward and backward propulsion. Lastly, Fukui et al.'s [16] study employed a two-way repeated-measures ANOVA for result analysis. Given the small study population (six participants), it is possible that the analysis may have overestimated the significance of the measured variables, influencing the obtained results. Considering these insights, investigating the use of the badminton racket among a population of wheelchair badminton athletes in both forward and backward propulsion would be pertinent.

6. Discussion

The aim of this narrative review was to provide a biomechanical overview of the literature on wheelchair badminton and its specificities: the athletes' abilities related to their classification, the direction of propulsion, and the use of a racket. The history of wheelchair badminton shows that this sport is relatively young, which is confirmed by the lack of scientific studies in this field [10–16]. Given the lack of biomechanical data for wheelchair badminton, technical, temporal, and physiological data had to be included in this narrative review. Indeed, this review relates in an almost exhaustive way to the articles on the topic of wheelchair badminton.

These various studies represent valuable contributions to sports practitioners and contribute to a better understanding of this discipline [10–16]. Indeed, these studies reveal that WH2 athletes engage in more intense matches and execute more offensive shots compared to WH1 athletes [10,11]. Additionally, backward propulsion induces higher cardiorespiratory responses, overall intensity of effort, physiological stress, metabolic load, and perceived exertion ratings, along with challenges in generating sufficient forces on the handrim. This necessitates adjustments in the kinematics of propulsion techniques, especially at high rolling resistances or speeds, compared to forward propulsion, potentially resulting in performance decreases [12–14]. Lastly, the use of a badminton racket alters the force application on the handrim, increasing generated forces while decreasing propulsion efficiency and modifying the propulsion technique with shorter and quicker pushes, which could negatively impact performance [15]. More concretely, the results of this narrative review indicate the following points for armchair badminton coaches and/or athletes:

- To reduce the intensity of training sessions for WH1 athletes compared to WH2 athletes to prevent early fatigue;
- To adapt the athletes' positions on the court to favor attack by WH2 and defense by WH1;
- To incorporate targeted muscle strengthening for the primary muscle groups involved in backward propulsion;
- To rear-center court position to proactively address challenges associated with backward propulsion;
- To explore the development of a new handrim for athletes to improve grip between the handrim and the hand handle of the badminton racket;

- To modify the bandrim covering to increase the friction effect.
- Figure 1 summarizes the main findings of this study.

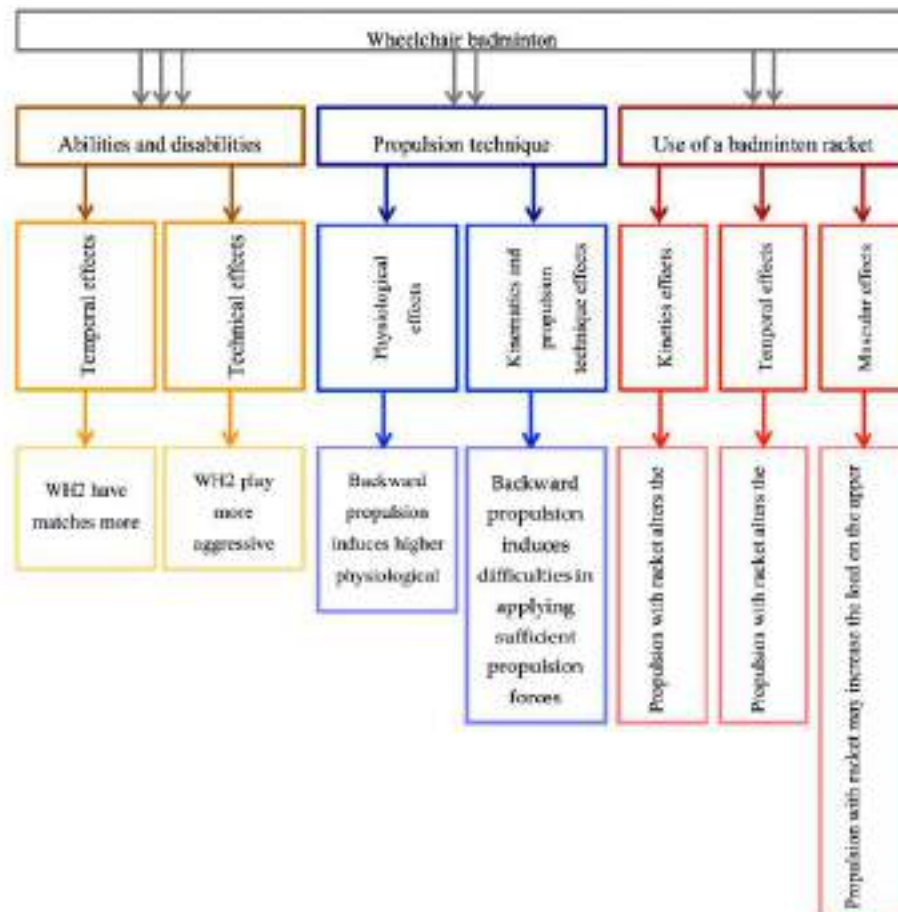


Figure 1. Main findings of the narrative review.

However, it is important to be cautious with the results obtained for several reasons. Indeed, firstly, no biomechanical characteristics are known for the two classes of wheelchair badminton. The absence of biomechanical data presents a significant constraint in comprehending a sporting discipline. Previous studies in wheelchair sports, such as wheelchair rugby, wheelchair tennis, or wheelchair basketball, have undergone thorough biomechanical analyses [26–31], contributing substantially to an enhanced understanding of the kinetics and kinematics of propulsion—pivotal biomechanical dimensions essential for evaluating athletes' performance and identifying injury risks. Moreover, Mason et al. [14] authored a comprehensive review consolidating ergonomic considerations for wheelchairs conducive to optimal performance in wheelchair court sports, drawing from a multitude of studies focused on wheelchair biomechanics [17,26,27,29–32]. Consequently, the dearth of biomechanical data could impede a comprehensive understanding of wheelchair bad-

minton, hindering efforts to enhance athletes' performance, optimize propulsion, and mitigate injury risks.

Secondly, studies concerning propulsion technique and racket use have been carried out in the laboratory. The issue of laboratory testing has been extensively explored in the literature. Due to constraints associated with conducting laboratory tests (availability, test duration, etc.), field tests have become a preferable solution for wheelchair athletes and coaches [33]. They offer the advantage of rapidly testing many athletes simultaneously and assessing them under ecological conditions. The results from field tests could potentially be more relevant than those from laboratory tests. Therefore, it is essential that studies under ecological conditions be undertaken in the field of wheelchair badminton.

Finally, some studies have been conducted on novice able-bodied subjects. Considering that the level of impairment influences athletes' performance, the results of these studies are not entirely applicable to a population of athletes with motor disabilities. Indeed, as indicated by Vanlandewijck et al. [28], trunk movements are fundamental mechanisms for generating force in high-resistance propulsion. These movements impact the rolling resistance of the athlete's wheelchair. However, increased rolling resistance can result in reduced propulsion velocity, longer cycle and push times, increased mean power output, and propulsion forces [23–25]. Trunk mobility also influences the orientation of the push angle on the handrim, a parameter linked to propulsion efficiency [28]. Given these findings and the fact that some wheelchair badminton players have limited or no abdominal capabilities, it would be necessary to conduct studies on a population of wheelchair badminton players. So, while we can draw conclusions from the various studies presented in this review, we must remain cautious about drawing conclusions due to the diversity of protocols employed in these studies, the populations used, and the lack of biomechanical parameters [10–16]. Therefore, further research is necessary to explore other perspectives and expand the field of study in the wheelchair badminton domain on biomechanics data and wheelchair badminton players on ecological conditions.

Considering these results and discussions, several perspectives for research and development emerge. Indeed, comparing and characterizing biomechanically athletes based on their classification could allow for more precise adjustments to their training programs and match strategies. Beyond this aspect, a kinematic characterization of the different classes could give rise to an additional objective tool for the athlete classification process. Given that wheelchair badminton remains a relatively young sport, the limited development of its classification system underscores the potential importance of integrating an objective biomechanics on-field measure to determine athletes' classes, thereby constituting an asset. Regarding propulsion directions, an in-depth study with wheelchair badminton players could clarify the potentially negative impact of backward propulsion compared to forward propulsion, leading to ergonomic adaptations of the wheelchair to optimize performance in both propulsion directions. A modification to the wheelchair's backrest could enhance performance in backward propulsion while preserving advantages for forward propulsion. Finally, concerning racket usage, it would be conceivable to explore the effect on wheelchair badminton athletes and test modifications such as changes to the shape of the handgrip, the use of new materials for its coating, or the introduction of new grips on the racket handle to improve the grip between the hand and the handrim.

Author Contributions: Conceptualization, I.A., B.W., E.C. and A.F.; methodology, I.A.; software, I.A.; validation, A.F., B.W. and E.C.; formal analysis, I.A.; investigation, I.A. and A.F.; resources, I.A.; data curation, I.A. and E.C.; writing—original draft preparation, I.A.; writing—review and editing, I.A., B.W., A.F., E.C. and E.C.; visualization, I.A.; supervision, A.F.; project administration, A.F.; funding acquisition, A.F. All authors have read and agreed to the published version of the manuscript.

Funding: This work was supported by a French government grant managed by the Agence Nationale de la Recherche (ANR) under the "France 2030" program, reference ANR-19-STHP-0026.

Data Availability Statement: Data is contained within the article.

Acknowledgments: The authors of this study certify that the results of the study are presented clearly, honestly, and without fabrication, falsification, or inappropriate data manipulation and state that the results of the present study do not constitute an endorsement by ACSM.

Conflicts of Interest: The authors declare no conflicts of interest. The funders had no role in the design of the study; in the collection, analyses, or interpretation of data; in the writing of the manuscript; or in the decision to publish the results. The authors alone are responsible for the written content of this article.

References

- Cabello-Manrique, D.; Lorente, J.A.; Padial-Ruz, R.; Puga-González, E. Play Badminton Forever: A Systematic Review of Health Benefits. *Int. J. Environ. Res. Public Health* **2022**, *19*, 9077. [\[CrossRef\]](#) [\[PubMed\]](#)
- Hawkins, C.; Coffee, P.; Soudry, A. Considering how athletic identity assists adjustment to spinal cord injury: A qualitative study. *Physiotherapy* **2014**, *100*, 268–274. [\[CrossRef\]](#)
- Janiaczek, M. Para-badminton—Sport for people with disabilities. *Physiotherapy* **2015**, *23*, 66–72. [\[CrossRef\]](#)
- Latino, F.; Peluso-Cassese, E.; Tafuri, D. Badminton: From Competitive Motor Activity to Inclusive Didactics. *Acta Motoria Moderna* **2018**, *34*, 1521–1524. [\[CrossRef\]](#)
- BWF BWP Statutes, Section 5.5.5: Para Badminton Classification Regulations. BWF. [Internet]. 2020. Available online: <https://en.bwf-badminton.com/docs/document-system/81/1466/1471/Section%205.5.5%20-%20Para%20Badminton%20Classification%20Regulations.pdf> (accessed on 19 February 2020).
- De Groot, S.; Bos, F.; Koopman, J.; Hoekstra, A.E.; Vegter, R.J.K. Effect of holding a racket on propulsion technique of wheelchair tennis players. *Scand. J. Med. Sci. Sports* **2017**, *27*, 918–924. [\[CrossRef\]](#) [\[PubMed\]](#)
- Goosey-Tolfrey, V.; Moss, A. Wheelchair Velocity of Tennis Players during Propulsion with and Without the Use of Racquets. *Adapt. Phys. Act. Q.* **2008**, *22*, 291–301. [\[CrossRef\]](#)
- Alberca, I.; Chénier, F.; Astier, M.; Watelain, E.; Vallier, J.-M.; Pradon, D.; Faupin, A. Sprint performance and force application of tennis players during manual wheelchair propulsion with and without holding a tennis racket. *PLoS ONE* **2022**, *17*, e0263392. [\[CrossRef\]](#)
- Bakatchina, S.; Weisland, T.; Faupin, A. Les dispositifs d'évaluation des paraspportifs pratiquant des sports de petits terrains en fauteuil roulant manuel. *Mot. Sport Sci./Sci. Mot.* **2021**, *114*, 55–69. [\[CrossRef\]](#)
- Strapasson, A.M. Are Technical and Timing Components in Para-Badminton Classifications Different? *Int. J. Racket Sports Sci.* **2021**, *3*, 22–27. [\[CrossRef\]](#)
- Mota Ribeiro, de Almeida Performance analysis in wheelchair para-badminton matches. *Int. J. Racket Sports Sci.* **2020**, *1*, 22–31. [\[CrossRef\]](#)
- Linden, A.L.; Holland, G.J.; Loy, S.F.; Vincent, W.J. A physiological comparison of forward vs reverse wheelchair ergometry. *Med. Sci. Sports Exerc.* **1993**, *25*, 1265–1268. [\[CrossRef\]](#)
- Salvi, E.; Hoffman, M.D.; Sahbarnal, S.; Clifford, P.S. Physiologic comparison of forward and reverse wheelchair propulsion. *Arch. Phys. Med. Rehabil.* **1998**, *79*, 36–40. [\[CrossRef\]](#)
- Mason, B.S.; Lenton, J.P.; Goosey-Tolfrey, V.L. The physiological and biomechanical effects of forwards and reverse sports wheelchair propulsion. *J. Spinal Cord Med.* **2015**, *38*, 476–484. [\[CrossRef\]](#) [\[PubMed\]](#)
- Alberca, I.; Chénier, F.; Astier, M.; Combet, M.; Bakatchina, S.; Brassart, F.; Vallier, J.-M.; Pradon, D.; Watier, E.; Faupin, A. Impact of Holding a Badminton Racket on Spatio-Temporal and Kinetic Parameters During Manual Wheelchair Propulsion. *Front. Sports Act. Living* **2022**, *4*, 862760. [\[CrossRef\]](#)
- Fekui, K.; Yukio, U.; Noriaki, M.; Misaoori, M.; Junpei, S. The difference of muscle fatigue in forearm during propelling a wheelchair with and without a badminton racket. *Gait Posture* **2020**, *81*, 163–164. [\[CrossRef\]](#)
- Vanlandewijck, Y.C.; Evangelinou, C.; Daly, D.J.; Verellen, J.; Van Houtte, S.; Aspeslagh, V.; Hendricks, R.; Piessens, T.; Zwakshoven, B. The relationship between functional potential and field performance in elite female wheelchair basketball players. *J. Sports Sci.* **2004**, *22*, 668–675. [\[CrossRef\]](#)
- De Groot, S.; Bos, F.; Koopman, J.; Hoekstra, A.E.; Vegter, R.J.K. The effect of a novel square-profile hand rim on propulsion technique of wheelchair tennis players. *Appl. Ergon.* **2018**, *71*, 38–46. [\[CrossRef\]](#)
- Rietveld, T.; Vegter, R.J.K.; Van Der Woude, L.H.V.; De Groot, S. A newly developed hand rim for wheelchair tennis improves propulsion technique and efficiency in able-bodied novices. *Appl. Ergon.* **2022**, *104*, 103830. [\[CrossRef\]](#) [\[PubMed\]](#)
- Shimada, S.D.; Robertson, R.N.; Boninger, M.L.; Cooper, R.A. Kinematic characterization of wheelchair propulsion. *J. Rehabil. Res. Dev.* **1998**, *35*, 9.
- Boninger, M.L.; Souza, A.L.; Cooper, R.A.; Fitzgerald, S.G.; Kuntz, A.M.; Fay, B.T. Propulsion patterns and postural biomechanics in manual wheelchair propulsion. *Arch. Phys. Med. Rehabil.* **2002**, *83*, 718–723. [\[CrossRef\]](#)
- Kivnick, A.M.; Turner, J.T.; Oso, L.; Richter, W.M. The effects of four different stroke patterns on manual wheelchair propulsion and upper limb muscle strain. *Disabil. Rehabil. Assist. Technol.* **2012**, *7*, 459–463. [\[CrossRef\]](#)
- Hintzy-Closter, E.; Tordi, N.; Rouillon, J.-D.; Belli, A. The influence of within-cycle pattern characteristics on mechanical parameters developed during wheelchair sprinting? *Sci. Sports* **2002**, *17*, 128–131. [\[CrossRef\]](#)

24. Van Der Woude, L.H.V.; Dineen, D.; Veeger, H.E.J. Peak power production in wheelchair propulsion. *Clin. J. Sport Med.* **1994**, *4*, 14–24. [\[CrossRef\]](#)
25. Veeger, H.E.J.; van der Woude, L.H.V.; Rozendal, R.H. Load on the upper extremity in manual wheelchair propulsion. *J. Electromyogr. Kinesiol.* **1991**, *1*, 270–283. [\[CrossRef\]](#)
26. Astier, M.; Weissland, T.; Völker, J.M.; Pradon, D.; Wastain, E.; Faupin, A. Effects of synchronous versus asynchronous push modes on performance and biomechanical parameters in elite wheelchair basketball. *Sports Eng.* **2018**, *11*, 43–51. [\[CrossRef\]](#)
27. De Groot, S.; Balvers, L.J.M.; Kouwenhoven, S.M.; Janssen, T.W.J. Validity and reliability of tests determining performance-related components of wheelchair basketball. *J. Sports Sci.* **2012**, *30*, 879–887. [\[CrossRef\]](#)
28. Vanlandewijck, Y.; Theisen, D.; Dely, D. Wheelchair propulsion biomechanics: Implications for wheelchair sports. *Sports Med.* **2001**, *31*, 339–367. [\[CrossRef\]](#)
29. Goosey-Telfrey, V.L.; Veeger, R.J.K.; Mason, B.S.; Paulson, T.A.W.; Lenton, J.P.; van der Schuer, J.W.; van der Woude, L.H.V. Sprint performance and propulsion asymmetries on an ergometer in trained high- and low-point wheelchair rugby players. *Scand. J. Med. Sci. Sports* **2018**, *28*, 1586–1593. [\[CrossRef\]](#)
30. Bakatchina, S.; Weissland, T.; Astier, M.; Pradon, D.; Faupin, A. Performance, asymmetry and biomechanical parameters in wheelchair rugby players. *Sports Biomech.* **2021**, *1*, 1–14. [\[CrossRef\]](#)
31. Rhodes, J.M.; Masset, B.S.; Malone, L.A.; Goosey-Telfrey, V.L. Effect of team rank and player classification on activity profiles of elite wheelchair rugby players. *J. Sports Sci.* **2018**, *33*, 2070–2078. [\[CrossRef\]](#)
32. Bergamini, E.; Morelli, F.; Marchetti, F.; Vannozzi, G.; Polidori, L.; Paradisi, F.; Traballoni, M.; Cappozzo, A.; De Luca, A.S. Wheelchair Propulsion Biomechanics in Junior Basketball Players: A Method for the Evaluation of the Efficacy of a Specific Training Program. *Biomol. Res. Int.* **2015**, *2015*, 273965. [\[CrossRef\]](#) [\[PubMed\]](#)
33. Goosey-Telfrey, V.L.; Leicht, C.A. Field-Based Physiological Testing of Wheelchair Athletes. *Sports Med.* **2013**, *43*, 77–91. [\[CrossRef\]](#)

Disclaimer/Publisher's Note: The statements, opinions and data contained in all publications are solely those of the individual author(s) and contributor(s) and not of MDPI and/or the editor(s). MDPI and/or the editor(s) disclaim responsibility for any injury to people or property resulting from any ideas, methods, instructions or products referred to in the content.



Impact of Holding a Badminton Racket on Spatio-Temporal and Kinetic Parameters During Manual Wheelchair Propulsion

Ilona Alberca^{1*}, Félix Chénier^{2,3}, Margot Astier^{1,4}, Marion Combet⁵, Sadate Bakatchina¹, Florian Brassart¹, Jean-Marc Valier¹, Didier Pradon¹, Bruno Watier⁶ and Arnaud Faupin¹

¹APS, Université de Bourgogne, Dijon, France; ²Mobility and Adaptive Sports Research Lab, Department of Physical Activity Sciences, Université du Québec à Montréal, Montréal, QC, Canada; ³Centre for Interdisciplinary Research in Rehabilitation of Greater Montreal, Institut Universitaire de Réadaptation en Déficiences Physiques de Montréal, Montréal, QC, Canada; ⁴Université de Bourgogne, LAMHES, EA 6312, Le Saulieu, France; ⁵Paris Lodron - SPG, Strasbourg, France; ⁶Recherche Performance, Garches, France; ⁷UMS-CNRS, Université de Toulouse, CNRS, UPS, Toulouse, France

OPEN ACCESS

Edited by:

Peter J. W. Ugeux,
University Medical Center
Groningen, Netherlands

Reviewed by:

Joanna Mironiuk,
Jagiellonian University of Physical
Education in Kraków, Poland
Lubna Aouf,
Swiss Paraplegic
Research, Switzerland

*Correspondence:

Ilona Alberca
ilona.alberca@univ-bourgogne.fr

Specialty section:

This article was submitted to
Biomechanics and Control of Human
Movement,
a section of the journal
Frontiers in Sports and Active Living

Received: 26 January 2022

Accepted: 20 May 2022

Published: 27 June 2022

Citation:

Alberca I, Chénier F, Astier M,
Combet M, Bakatchina S, Brassart F,
Valier J-M, Pradon D, Watier B and
Faupin A (2022) Impact of Holding a
Badminton Racket on
Spatio-Temporal and Kinetic
Parameters During Manual Wheelchair
Propulsion.
Front. Sports Act. Living 4:882700.
doi: 10.3389/fspor.2022.882700

Introduction: Para badminton entered the Paralympic world for the first time with the 2021 Paralympic Games in Tokyo. The particularity of this sport lies in the handling of the wheelchair and the racket simultaneously. To the best of our knowledge, and considering the youthfulness of this sport, it appears that no study has looked at the impact of the badminton racket on the kinetic and spatiotemporal parameters. Therefore, the aim of our study was to investigate the impact of the badminton racket on the amplitude of kinetic and spatiotemporal parameters of wheelchair propulsion, considered as propulsion effectiveness and risk of injury criteria. We hypothesized that holding a badminton racket while propelling the wheelchair modifies the kinetics and temporal parameters of the athlete's propulsion due to the difficulty to hold the handrim, therefore decreasing propulsion effectiveness and increasing risk of injury.

Materials and Methods: For six 90-min sessions, 16 able-bodied individuals were introduced to badminton. No injuries hindered their propulsion. They had to propel with and without a racket held on the dominant side along a 20m straight line at a constant velocity of 5km/h. They all used the same sports wheelchair equipped with two instrumented wheels (SmartWheel).

Results: Participants increased their maximal total force and force rate of rise but decreased their fraction of effective force with their dominant hand compared to the non-dominant hand when using a racket. In addition, they decreased their fraction of effective force, push time, cycle time, and push angle, and increased their maximal propulsive moment, maximal total force, and force rate of rise when comparing the same dominant hand with and without the racket.

Discussion: Using a badminton racket modifies the athlete's force application in a way that is generally related to lower propulsion effectiveness and a higher risk for injury. Indeed, it seems that propulsion with a racket prevents from correctly grabbing the handrim.

Keywords: biomechanics, wheelchair, risk of injury, propulsion effectiveness, Para badminton

INTRODUCTION

Para badminton is a young sport as it was first played in the 1990s when several German athletes became interested in adapting the rules of classical badminton for the people with disabilities. It entered the Paralympic world for the first time with the 2021 Paralympic Games in Tokyo.

Small-court wheelchair sports, such as Para badminton, are described as intermittent aerobic activities that are interspersed with brief periods of high-intensity work (Coults, 1992; Blouham et al., 2001; Goosey-Telfrey et al., 2006; Roy et al., 2006; Kots and Almeida, 2020). The nature of the discipline requires athletes to perform rotations, abrupt forward and backward movements, and short sprints. The different shots performed by the players such as the release, the smash, or the drive require high-intensity efforts (Vikari, 2018a,b). Like wheelchair tennis, the originality of this sport lies in the handling of the wheelchair while holding and using a racket. To the best of our knowledge, no study has investigated the impact of the badminton racket on propulsion effectiveness and risk of injury. However, the wheelchair tennis has been the subject of more studies, some of which focusing on the impact of the racket on kinetic and temporal parameters of the propulsion. Those studies have shown that:

- Maximal velocity is reduced on the first three pushes with a racket (Goosey-Telfrey and Moss, 2005).
- Power loss and power output generation are higher with the racket due to the longer time needed to couple the hand with the racket to the rim (de Groot et al., 2017).
- The arm holding the tennis racket has to withstand higher forces when propelling the wheelchair in sprints, compared to the arm without the racket (de Groot et al., 2017).

Taken together, these findings in wheelchair tennis suggest that the use of the racket induces adjustment in the mechanical spatiotemporal parameters of the athletes related to a decrease in propulsion effectiveness (Goosey-Telfrey and Moss, 2005; de Groot et al., 2017). Likewise, an increase in the forces carried by an upper limb is associated with an increased risk of injury (Bominger et al., 2005).

The area of interest here is Para badminton, which remains largely unstudied in the scientific literature. However, wheelchair tennis and Para badminton are being the two disciplines close to each other, we can assume that in badminton also, the racket could have a negative impact on the propulsion effectiveness and the injury risk of the athletes. Propulsion effectiveness and injury risk are related to several kinetic and spatio-temporal parameters such as total force, propulsive moment, force rate of rise, fraction of effective force, power, push and cycle time, and push angle (Bominger et al., 2000, 2003; Chow et al., 2001; de Groot et al., 2002, 2006). Goosey-Telfrey and Moss, 2005; Koopman et al., 2016). Comprehensive analysis including forces developed by the athletes would allow calculating parameters related to the propulsion effectiveness and the risk of injury. Therefore, the aim of our study is to investigate the impact of holding a badminton racket on the kinetic and spatiotemporal parameters of wheelchair propulsion. Specifically, we would like to analyze the impact of the badminton racket during wheelchair propulsion

on maximal total force, maximal propulsive moment, rate of rise, fraction of effective force, maximal power output, push and cycle time and push angle. Those are essential parameters that can impact propulsion effectiveness, defined here as the ability to reach and maintain a given velocity, and risk of injury. Based on results in wheelchair tennis we hypothesized that wheelchair propulsion while holding a badminton racket modifies the kinetics and temporal parameters of the athlete's propulsion due to the difficulty to hold the handles, therefore decreasing propulsion effectiveness and increasing risk of injury (Goosey-Telfrey and Moss, 2005; Stedall et al., 2013; de Groot et al., 2017).

MATERIALS AND METHODS

Study Design

The design of our study focused on the comparison of the measured parameters according to two conditions: propulsion without holding a badminton racket and propulsion while holding a badminton racket. In order to make this comparison and after a 5-min wheelchair warm-up, participants had to propel along with a 20-meter straight line at a constant velocity of 1.4 m/s (5 km/h) using a regular sound signal in a sports complex. They started the test at a wandtill. Markers were placed at regular intervals along the 20-meter straight line. Each time the signal sounded the participant had to be at the next markers, and so on for each marker until the end of the 20 meters. The participant had to propel continuously without braking or accelerating abruptly. To get used to the sound system, the participants were allowed to practice the course prior to the registration of the trial. Two passages were made in a randomized order with and without a badminton racket. The racket was the same for all participants (Yonex Astrox Smash Navy Blue, 73 g) and was held on the dominant side. Because the test was submaximal, a 1-min recovery time was implemented between each trial.

Setting

The tests done in this study were performed at the University of Toulon (La Garde, France) on November 21, 2018. The experimental protocol was approved by the Comité d'Éthique pour les Recherches en STAPS (CEMSTAPS) from Conseil National des Universités de France [certificat n° CERSTAPS 2018-16-07-26] filed on June 6, 2018 and accepted on July 7, 2018. Participants were recruited starting in September, 2018.

Participants

Our study included 16 able-bodied sports students. Our exclusion criteria were injury or pain that could interfere with wheelchair propulsion. We used a statistical power test to determine the sample size needed for the study. The article by de Groot et al. (2017) was used as a reference for this test. Thus, for a statistical power of 0.95, the calculation of statistical power gave us an average of 8 participants for the statistical tests we wished to perform on our measures. Based on this average, 16 participants were included in the study. Statistical power was calculated using G*Power software (G* Power, 2020; g-power.apponic.com). All participants were introduced to wheelchair maneuverability and

TABLE 1 | Participants' characteristics.

Participant	Gender	Age (years)	Height (cm)	Body mass (kg)	BMI (kg/m ²)	Dominant hand
S1	Man	42	180	75	23.2	R
S2	Man	27	170	65	22.3	R
S3	Woman	20	160	60	23.0	R
S4	Man	22	175	65	21.0	R
S5	Man	21	160	75	29.2	R
S6	Man	21	179	75	23.4	R
S7	Man	21	171	64	21.6	R
S8	Man	20	174	61	20.2	R
S9	Woman	21	169	52	18.2	R
S10	Woman	25	172	59	19.9	L
S11	Woman	19	164	60	19.4	R
S12	Man	19	176	77	24.6	L
S13	Woman	20	170	63	21.6	R
S14	Woman	22	163	62	23.8	L
S15	Man	19	175	65	21.0	R
S16	Man	22	175	65	20.8	R
Mean(SD)		22.55(5)	172.65(9)	64.2(13.1)	22.46(2.1)	

With SD, standard deviation; BMI, Body Mass Index.

TABLE 2 | Description and equations for the outcome measures.

Parameters	Description	Equations
Pushkin kinetics		
Maximal total force (F_{Total}) [N]	Sum of the maximal forces in the 3 planes of space applied to the handrim for each push	$\max(\sqrt{F_x^2 + F_y^2 + F_z^2})$
Maximal propulsive moment (M_{prop}) [Nt]	Maximal propelling moment applied to the handrim for each push	Calculation carried out by the SmartWheel software
Rate of force ($\dot{F}$) [N.s ⁻¹]	Rate of mean maximal total force for each push	$\frac{\Delta F_{\text{max}}}{\Delta t}$
Fraction of forces used (FF) [%]	Percentage of forces useful for propulsion	$\max(\frac{F_{\text{prop}}}{F_{\text{Total}}}) \times 100$
Maximal power output (P_{max}) [W]	Maximal power output developed by the participant to the handrim for each push	$\max(F \times V) \times 4.45$
Angular impulse Δh [Nm.s]	Sum of propulsive moment during one push	$\Delta h_{\text{max}} = P \times T$
Temporal parameters		
Push time (PT) [s]	Contact time between hand and wheelchair handrim	$t_{\text{end}}(t) - t_{\text{start}}(t)$
Cycle time (CT) [s]	Time between the start of one push and next push for each push	$t_{\text{end}}(t) - t_{\text{start}}(t)$
Push angle (PA) [°]	Wheel angle course during push time	Calculation carried out by the SmartWheel software

With F_x , horizontal force; F_y , vertical force; F_z , mediolateral force; t , wheel angle; start, start of a push; end, end of a push; t , time; Δ , wheel velocity; V , push velocity.

Para badminton during 6 practice sessions of 90 min. They were novices in wheelchair handling and wheelchair propulsion. These practice sessions are part of their school curriculum in Sciences et Techniques des Activités Physiques et Sportives (STAPS). Characteristics of all participants are presented in **Table 1**.

Data Measurement

Participants used a single multi-sport wheelchair with a wheel size of 26 inches and a camber angle of 18 degrees, which is similar to chairs used in Para badminton. The chair was equipped bilaterally with two instrumented wheels (SMARTWheel, 2013 edition, Outfront LCC). Measurement

tools such as instrumented wheels allow to measure parameters in conditions close to the original discipline and without impeding propulsion. These wheels have a weight and moment of inertia of ~4.9 and 0.15 kgm² (Sprigle et al., 2016). With these tools, we can measure the wheel angle θ , forces F_x , F_y , F_z (F_y is the force applied up and down on the pushrim; F_x is force applied laterally; F_z is the force out of the plane of the wheel SmartWheel 2008¹ p. 46, (Outfront Guide, 2014) and force moments M_x , M_y , M_z applied on each handrim for all sessions at 240 Hz. Dynamic kinetic effects were canceled using a method described in Chénier et al. (2017).

¹SmartWheel 2008 Users Guide (2004).

TABLE 4 | Kinetic and spatiotemporal parameters in a 20-meter wheelchair straight propulsion of the same dominant hand with and without racket.

	Dominant hand		T-test		
	With racket	Without racket	With racket x. Without racket		
	Mean (SD)	Mean (SD)	t	p	d
F_{peak} [N]	112.53 (53.74)	104.73 (55.67)	1.867	0.038	0.820
Mx_{peak} [N·m]	25.24 (8.21)	20.05 (9.03)	2.358	0.016	0.179
$F_{rot_{peak}}$ [N]	117.77 (45.38)	88.03 (58.05)	7.530	<0.001	0.761
FEF [%]	28.38 (8.83)	35.82 (9.94)	8.187	<0.001	0.705
Ror [Hz]	347.42 (208.98)	348.05 (210.93)	7.567	<0.001	0.756
AI [per.s]	4.01 (2.00)	4.25 (2.41)	0.330	0.371	0.108
PT [s]	0.34 (0.10)	0.35 (0.07)	0.068	0.001	0.231
CT [s]	1.13 (0.43)	1.29 (0.45)	3.134	<0.001	0.363
PA [°]	24.89 (20.17)	30.08 (9.83)	2.555	0.006	0.248

NOTE: F_{peak} , peak force; Mx_{peak} , the dominant hand; $F_{rot_{peak}}$, rotational momentum; t, results of the t-test; d, effect size by the significant difference; p, p-value (test of 0.05); AI, AIENA; Ror, Ror values indicate the significant value.

With $F_{rot_{peak}}$ studied parameter, the data without racket or dominant hand according to the statistical analysis and $F_{rot_{peak}}$ data with racket or non-dominant hand according to the statistical analysis.

Effect size was interpreted according to (Cohen, 1988): small ($d = 0.2$), moderate ($d = 0.5$), and large ($d = 0.8$) (Cohen, 1988).

RESULTS

We checked the average velocity of the participants to ensure that the constant velocity requirement was met. The participants reached a mean velocity of 1.44 m/s during the runs with racket and 1.43 m/s during the runs without racket, which corresponds to the imposed velocity.

Bilateral Analysis

The results of the bilateral analysis are presented in Table 3. When comparing the results of both hands with and without a racket, an effect of the racket was found for all parameters except AI. Indeed, with racket F_{peak} ($p = 0.028$) and Mx_{peak} ($p = 0.009$) increase slightly and $F_{rot_{peak}}$ ($p < 0.001$) and Ror ($p < 0.001$) increase largely. On the contrary, FEF ($p < 0.001$) decreases largely. PA ($p = 0.001$) decreases slightly and PT ($p < 0.001$) and CT ($p < 0.001$) decrease moderately in condition with racket. Significant differences between dominant and non-dominant hand regardless of the condition were noted for F_{peak} ($p = 0.013$), Mx_{peak} ($p = 0.018$), $F_{rot_{peak}}$ ($p < 0.001$), FEF ($p < 0.001$), and Ror ($p < 0.001$). F_{peak} and Mx_{peak} are slightly higher on the dominant hand and $F_{rot_{peak}}$ and Ror are largely higher on the dominant side. Conversely, FEF is largely lower on the dominant side compared to the non-dominant side. Finally, an interaction between the condition and the side considered was found for $F_{rot_{peak}}$ ($p < 0.001$) and FEF ($p < 0.001$).

Unilateral Analysis

The results of the unilateral analysis of the data are presented in Table 4. When we compare the same dominant hand with and without racket, we note that F_{peak} ($p = 0.032$) and Mx_{peak} ($p = 0.010$) are slightly higher and $F_{rot_{peak}}$ ($p < 0.001$) and Ror (p

< 0.001) are largely higher with racket. While FEF ($p < 0.001$) is largely lower and PT ($p = 0.001$), CT ($p < 0.001$), and PA ($p = 0.006$) are slightly lower with racket compared to the passage without racket.

DISCUSSION

The design analyzing the impact of holding a badminton racket conducted in this article is, to our knowledge, the first of his kind in Para badminton. The objective of this article was to study the impact of the badminton racket on the amplitude of kinetic and spatiotemporal parameters of wheelchair propulsion. We hypothesized that wheelchair propulsion while holding a badminton racket modifies the kinetics of the athletes' propulsion. This hypothesis has been verified. Indeed, the use of the racket induces a negative impact on propulsion effectiveness when comparing the same hand with and without racket (fraction of effective force, push time, and push angle) and the dominant hand with racket vs. non-dominant hand (fraction of effective force). Although athletes can maintain the imposed constant overall velocity, their propulsion effectiveness is impacted. However, we must mention that only one propulsion effectiveness parameter (fraction of effective force) is impacted by the racket in the bilateral analysis of the data and that maximal propulsive moment increases slightly in the dominant hand with the racket compared to the same hand without the racket, which is positively related to better propulsion effectiveness. Moreover, the use of a badminton racket also seems to increase parameters related to risk of injury when comparing the dominant and non-dominant hand (maximal total force and rate of rise) and the same hand with and without the racket (maximal total force, rate of rise increased, and cycle time).

The increase in the maximal propulsive moment in the dominant hand during racket propulsion is accompanied by a moderate decrease in the fraction of the effective force, the push time, and the push angle. These parameters are related to propulsion effectiveness and our results appear to be consistent with a decrease in participant propulsion effectiveness. It is

possible that the difficulty to grab the handrim of the wheelchair with the racket explains these results. Indeed, participant weakly increases their propulsive moment with the racket but with less continuity as evidenced by the push time and the push angle. Therefore, the proportion of forces that is useful for propulsion decreases. It seems that the wheelchair user makes shorter and reduced movements. For push time, de Groot et al. (2017) also looked at it in tennis and their study showed a decrease in push time and push angle, or contact angle as it is written in their study, with a tennis racket. These results are like ours although we do not deal with the same adapted sport. The decreases observed for these two parameters in the study of de Groot et al. (2017), are greater than those of our study. Indeed, the push time and the push angle decrease, respectively, by 18 and 20% in the study of de Groot et al. (2017) while in our study they decrease only by 5 and 8%. These differences may be due to the properties of the rackets. Indeed, a tennis racket is heavier and has a wider handle than a badminton racket. As a result, we can assume that the impact of a tennis racket is greater than that of a badminton racket. Moreover, we must remember that our study was carried out on able-bodied players. They therefore benefit from abdominal capacities that may be absent in people with disabilities. In addition, they have fewer skills than the Para-badminton players.

The use of the racket appears to cause an increase in maximal total force when we look at the results of both hand with and without racket and the same dominant hand with and without a racket, resulting in a moderate increase in the rate of rise in the hand carrying the racket. It is possible to assume that the use of the racket hinders participants and prevents them from properly catching the handrim. They will then compensate for this lack of grip by applying more force on the handrim. In addition, the cycle time decreases when using the racket. For the same propulsion velocity, the participant made more and faster pushes, therefore increasing propulsion frequency. These sets of changes are considered to be risk factors for injury (Bosinger et al., 2005). This result may be of particular interest for the coaches. Indeed, knowing that the use of the racket can increase the risk of injury, coaches can propose adapted sessions such as longer rest periods or specific active recoveries.

The results of the ANOVA show the existence of significant differences between dominant and non-dominant hand regardless of the propulsion condition. P_{peak} and M_{peak} are slightly higher on the dominant hand and $F_{tot,peak}$ and R_{ec} are largely higher on the dominant side. FEF is largely lower on the dominant side compared to the non-dominant side. These differences indicate the existence of an asymmetry between dominant and non-dominant hand for these parameters. Indeed, it seems that participants apply greater forces and powers on the dominant side than on the non-dominant side. These sets of changes are considered to be risk factors for injury (Bosinger et al., 2005). Similarly, they appear to slightly produce more force useful for propulsion on the dominant side without this increasing their FEF. This indicates that the participant increases more forces not useful for the propulsion of the wheelchair which is related to less propulsive effectiveness. It is possible that the participants' sport practice besides the study induced this

asymmetry. Indeed, it is the case of asymmetrical sports practices such as racket sports that develop more muscle strength on the side of the limb carrying the racket. Several authors have also shown that one arm is specialized in a task compared to the second arm (Bagesteiro and Sainburg, 2002, 2003; Sainburg and Wang, 2000; Wang and Sainburg, 2003, 2004; Healand, 2004; Sainburg and Schaefer, 2004; Schaefer et al., 2007). It is possible that the dominant limb is specialized in force production, unlike the non dominant limb, which would explain this asymmetry.

We believe that the main limitation of this study concerns the group of participants. Indeed, our experiment was conducted on a population of able-bodied participants not experienced in wheelchair propulsion. The study on able-bodied participants provides homogeneous groups (Jüce et al., 2010). However, for people who use manual wheelchairs daily, such as individuals with a paraplegia or tetraplegia, abdominal and trunk capabilities may be reduced due to the severity of the disability. Moreover, even though the participants were trained in Para badminton, badminton players have better racket handling technique than not experienced able-bodied participants. The propulsion technique will differ from a novice participant to an expert in Para badminton. This influences propulsion, therefore indicating that our results will not be completely transferable to a population of people with disabilities. In addition to this limitation, we also studied wheelchair propulsion at instant velocity with and without a racket. However, this discipline mainly requires players to perform short sprints forward and backward. Our study being one of the first to look at the impact of the badminton racket on propulsion, we chose to carry out the tests in submaximal condition. This allows us to make a general assessment before being able to study the impact of the badminton racket in various conditions, to be sure that our results are the consequence of the addition of a condition (here the racket). Finally, the use of instrumented wheels increased the weight of the wheels, which may increase the rolling resistance of the wheelchair and its inertia. However, we believe that our results remain valid since the measurements are taken under the same conditions: we use two instrumented wheels that increase the rolling resistance in the same way on each side.

The objective of this study was to analyze the impact of the badminton racket on the kinetic parameters of wheelchair propulsion. We have highlighted that its use agrees with a modification of the kinetics of the participants related to a decrease of the propulsive effectiveness and an increase of the risks of injuries. To complete this analysis and to better understand the impact of the racket, future studies should be conducted under conditions encountered in playing Para badminton, such as consecutive forward and backward propulsion tests that approximate the movements encountered during practice. Moreover, an interesting aspect would also be to work on the comparison of the different possibilities of holding the badminton racket during propulsion. In the field of Para tennis, Koopman et al. (2016), have already been interested in testing different racket holding techniques. We could do the same in the field of Para badminton to complete the analysis of the impact of the racket on propulsion. Finally, proposing new handrim designs could be a

Wang, J., and Sainburg, R. L. (2010). Interlimb transfer of novel inertial dynamics is asymmetrical. *J. Neurophysiol.* 102, 345–360. doi: 10.1152/jn.0096.0.2010

Yildiz, M. F. (2016a). Effect of basketball on physical development of males with physical disability. *General J. Educ. Res.* 6, 704–709. doi: 10.13189/gj.2016.060413

Yildiz, M. F. (2016b). Construction of the physical profile of physically handicapped female basketball players. *For. J. Sport. Exerc.* 30, 1–6. doi: 10.4314/foej.v30i1.64194

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

Publisher's Note: All claims expressed in this article are solely those of the authors and do not necessarily represent those of their affiliated organizations, or those of the publisher, the editors and the reviewers. Any product that may be evaluated in this article or claims that may be made by its manufacturer, is not guaranteed or endorsed by the publisher.

Copyright © 2022 Alberca, Chénier, Astier, Goubet, Bédarideau, Benquet, Valler, Paudon, Welter and Tanguay. This is an open-access article distributed under the terms of the Creative Commons Attribution License (CC BY). The use, distribution or reproduction in other forums is permitted, provided the original author(s) and the copyright owner(s) are credited and that the original publication in this journal is cited, in accordance with accepted academic practice. No use, distribution or reproduction is permitted which does not comply with these terms.

Impact of holding a badminton racket on spatiotemporal parameters during manual wheelchair propulsion based on forward and backward propulsion.

Impact of racket on wheelchair propulsion.

Ilona Alberca^{1*}, Félix Chénier^{2,3}, Bruno Watier^{4,5}, Florian Brassart¹, Jean-Marc Vallier¹, and Arnaud Frappin²

¹Laboratoire LAPS, Université de Toulon, La Garde, France ; ²Mobility and Adaptive Sports Research Lab, Department of Physical Activity Sciences, Université du Québec à Montréal, Montréal, QC, Canada, ³Centre for Interdisciplinary Research in Rehabilitation of Greater Montreal, Institut Universitaire sur la Réadaptation en Déficience Physique de Montréal, Montréal, QC, Canada ; ⁴LAAS-CNRS, Université de Toulouse, CNRS, UPS, Toulouse, France ; ⁵CNRS-AIST JRL (Joint Robotics Laboratory), IRL, National Institute of Advanced Industrial Science and Technology (AIST), 1-1-1 Umezono, 305-8560 Tsukuba, Ibaraki, Japan.

*: corresponding author, ilona.alberca@univ-tln.fr

Abstract:

Introduction: This study evaluates the impact of a badminton racket on forward and backward propulsion in wheelchair badminton, aiming to discern if this impact varies between propulsion directions. **Materials and Methods:** Nineteen experienced wheelchair badminton players underwent propulsion tests with and without a badminton racket. **Results:** In forward propulsion when comparing the same hand with and without a racket, the badminton racket distinctly alters propulsion technique parameters depending on the propulsion direction. It increases sprint time by 4% to 5% and reduces mean, maximum, and peak velocities by 3% to 8% regardless of propulsion direction. Deceleration is also diminished by 9% to 11% with the racket in both directions, potentially decreasing overall performance. However, the comparison of data between the hand with a racket and the opposite hand without a racket did not reveal enough significant results to establish a negative effect of the racket. Notably, while the impact of the racket differs between propulsion directions, there is no significant difference in the effect between forward and backward propulsion. **Conclusion:** The use of a badminton racket influences propulsion technique parameters differently based on the propulsion direction (decrease in propulsion phase time during forward propulsion and the opposite during backward propulsion) and increases performance parameters such as velocity and deceleration consistently across both directions when comparing the same hand with and without a badminton racket. However, the direction of propulsion does not amplify the racket's effect. These findings underscore the importance for wheelchair badminton players and coaches to consider equipment effects on performance in both forward and backward propulsion.

Key words: adapted sport; biomechanics; performance; disability; kinematics

Main text

Introduction

Wheelchair badminton gained significant attention after its inclusion in the 2021 Tokyo Paralympic Games. This racket sport has unique features, including using a badminton racket for propulsion and primarily forward and backward movements. Despite limited studies on the impact of using a badminton racket on propulsion, recent research addressed this question (Alberca et al., 2022a; Fukui et al., 2020). Alberca et al. (2022a) found that using a badminton racket alters force application, reducing propulsion effectiveness. Fukui et al. (2020) reported fewer sprints and increased muscle hardness and deoxygenated hemoglobin levels with a badminton racket. In wheelchair tennis, which shares similar characteristics with wheelchair badminton, more studies (Alberca et al., 2022b; de Groot et al., 2017; Goosey-Tolfrey & Moss, 2005) explored racket impact on propulsion. They observed reduced velocity, adverse effects on technique, and decreased propulsive moment, potentially affecting overall performance. These findings suggest that using tennis or badminton rackets alters athletes' kinetics and spatiotemporal parameters (Alberca et al., 2022a; Alberca et al., 2022b; de Groot et al., 2017; Fukui et al., 2020; Goosey-Tolfrey & Moss, 2005), potentially decreasing performance.

Besides holding a badminton racket, wheelchair badminton players move mainly through forward propulsion and backward propulsion. Several studies have compared these two propulsion directions (Haubert et al., 2020; Linden et al., 1993; Mason et al., 2015; Salvi et al., 1998). However, Linden et al. (1993) and Salvi et al. (1998) reported conflicting results: Salvi et al. (1998) observed increased physiological responses (oxygen uptake, pulmonary ventilation, heart rate and rating of perceived exertion) during backward propulsion, while Linden et al. (1993) indicated decreased physiological responses. However, although the results of these authors are contradictory, these two authors have clearly highlighted the existence of a difference between these two propulsion directions. More recent studies by Mason et al. (2015) and Haubert et al. (2020) investigated forward propulsion and backward propulsion from physiological and spatiotemporal perspectives, revealing that backward propulsion increases physiological demands in association with an inability to develop sufficient force and required spatiotemporal adaptations to maintain the velocity, and modifies the shoulder biomechanics in a way that reduces shoulder pain (Haubert et al., 2020; Linden et al., 1993; Mason et al., 2015; Salvi et al., 1998).

The utilization of the racket and the directions of propulsion (forward and backward) are two inseparable components of wheelchair badminton that demand thorough investigation due to their potential impact on athlete performance. While previous studies suggest that the racket negatively influences wheelchair propulsion performance, they were conducted under laboratory conditions or with non-disabled individuals or focused on a different sports discipline and disregarding the specific propulsion direction (Alberca et al., 2022a; Alberca et al., 2022b; de Groot et al., 2017; Fukui et al., 2020; Goosey-Tolfrey & Moss, 2005). To accurately assess the impact of badminton racket on athletes' performance, considering their propulsion technique, it is essential to analyze key performance parameters in conditions that closely resemble those encountered during a match. The utilization of inertial measurements units (IMU) holds significant promise, particularly in facilitating the assessment of athletes under field conditions. These tools have shown promise in evaluating performance parameters in wheelchair sports. These devices offer a low-cost, non-invasive method for measuring wheelchair kinematics (Shepherd et al., 2018). Studies have demonstrated the validity of IMU-based systems for assessing both continuous and discrete wheelchair movements, with high accuracy in measuring wheel speed, frame rotation, and peak linear and rotational speeds (Rupf et al., 2021). Several studies have used IMUs to measure/calculate sports performance data (Bakarchnia et al., 2021; Bergamini et al., 2015; Brassart et al., 2023; Deves et al., 2024; Feno et al., 2016; van der Slikke et al., 2016). Despite some challenges, IMUs provide valuable insights into wheelchair mobility performance, enabling comparisons across different sports and individual athletes, which can inform training and equipment optimization (Shepherd et al., 2018; van der Slikke et al., 2016). This approach allows the measurement of various spatiotemporal parameters associated with propulsion technique and performance. Moreover, having a precise understanding of the impact of the badminton racket may facilitate exploring and evaluating potential solutions to mitigate these effects and improve the athletes' performance. Based on the wheelchair tennis literature, new handrim designs have been tested to optimize hand-to-racket/handrim coupling (de Groot et al., 2018; Rietveld et al., 2022). Additionally, considering new coatings for the handrim may be beneficial. Koopman et al. (2016) demonstrated various gripping techniques for the handrim with the racket in wheelchair tennis, suggesting the potential to ascertain an optimal gripping technique for wheelchair badminton. However, the initial step is to analyze and quantify the racket's impact. Nevertheless, the racket's effect cannot be dissociated from the two main propulsion directions employed by athletes.

Consequently, the primary aim (1) of this study is to analyze the impact of the badminton racket, on spatiotemporal parameters, on both forward propulsion and backward propulsion. The secondary objective (2) is

to assess whether the badminton racket's impact is more pronounced in one propulsion direction compared to the other.

More specifically, the spatiotemporal parameters of this study can be distinguished into two distinct categories: parameters related to propulsion technique and those linked to performance. Based on the above-mentioned studies demonstrating alterations in propulsion kinetics and a decrease in performance among able-bodied participants when using tennis or badminton rackets (Alberca et al., 2022a; Alberca et al., 2022b; de Groot et al., 2017; Fukui et al., 2020; Gooses-Telfrey & Moss, 2005), it is plausible to hypothesize (1) that the use of a badminton racket will induce modifications in propulsion technique parameters and a decrease in performance parameters. Consequently, this could lead to an overall reduction in athletes' performances. Considering the physiological demands associated with backward propulsion, the biomechanical and spatiotemporal adjustments it entails (Haubert et al., 2020; Mason et al., 2015; Salvi et al., 1998), along with the fact that it is not the preferred propulsion method in daily life, integrating a racket into the motion of backward propulsion may be more difficult compared to forward propulsion. Consequently, it is possible to hypothesize (2) that the badminton racket effect will be greater in backward propulsion compared to forward propulsion.

Materials & methods

Study design

The study focuses on comparing measured parameters with racket and without racket, in the two directions of propulsion (forward and backward). Warm-up participants performed consecutive forward and backward sprints over 3 meters for 1 minute to carry out a test as close as possible to match conditions as shown in Figure 1.

[Figure 1]

During the experiment, all athletes started from a stationary position at the 3-meter line, demarcated by cones, initiating in forward propulsion. Upon the starting signal, they sprinted forward along the 3-meter line until reaching the end. Subsequently, they braked and proceeded in backward propulsion along the same course, repeating this sequence for 1 minute. When switching between propulsion directions, athletes were required to pass the large wheels of their wheelchairs beyond the cones at each end of the track. Two trials were conducted for each participant: one with the racket and one without, with the trial order determined randomly. The badminton racket and wheelchair utilized were individualized to each participant and matched those employed in competitions. The athletes' personal wheelchairs featured camber angles ranging from 18° to 20°, with wheel sizes ranging from 24 to 26 inches and a rear anti-tip wheel. Each athlete held the racket on their preferred side, referred to as the racket side. A 5-minute break was observed between each trial. Although the propulsion technique was not prescribed, upon observation, all athletes employed synchronous propulsion.

Setting

The data of this study were collected during the French championships of Nueil-les-Aubiers from 14 to 16 January 2022 and Saint-Orens from 13 to 15 January 2023. The experimental protocol was approved by the Comité d'Éthique pour les Recherches en STAPS (CERSTAPS) from Conseil National des Universités de France [certificat #CERSTAPS IRB00012476-2021-11-06-274] filed on February 2021 and accepted on Jun 2021. Participants were recruited starting in December 2021. All participants signed a written consent form to take part in the study.

Participants

A total of 19 wheelchair badminton athletes was included in this study. Inclusion criteria required participants to be at a national level or higher in wheelchair badminton and have a minimum of one year of experience in playing the sport. Participants were excluded if they reported any pain or injury that could hinder their ability to propel their wheelchair. To determine the minimum sample size required for this study, a statistical power test has been made with de Groot et al. (2017) as the reference article. The required sample size was estimated at $N = 16$ participants. Considering this result, a total of $N = 19$ badminton athletes was included in this analysis. Statistical power testing was performed using G*Power software (G*Power, 2020; g-power.apponic.com). Characteristics of all participants are presented in Table 1.

[Table 1]

Data processing

Inertial measurement units (IMUs) were used to collect on-field data (Bakatchina, Weisland, & Fompin, 2021; Mason et al., 2015; van der Slikke et al., 2015; Xu et al., 2010). Their wheelchair was equipped bilaterally with two IMUs (128 Hz, 3*3): accelerometer, gyroscope, magnetometer, and Bluetooth module, WheelPerf System, AnouNovation, France). IMUs were placed on each wheel hub, and the gyroscope was used to estimate the direct rotational velocity of the wheel around the z-axis, considering the camber angle of the wheelchair as indicated by Fass et al. (2012). The z-axes of gyroscopes were placed perpendicularly to the wheel planes (Poulet et al., 2022). The data were filtered using a low-pass filter with a cutoff frequency of 4 Hz.

Data were processed using Python 3.11 and Kinetics Toolkit 0.11 (Chénier, 2021). Figure 1 shows an example of propulsion velocity curve for one sprint in forward and backward propulsion. The various phases visible in Figure 1, such as acceleration, deceleration, or the transition phases, were manually marked using events and enabled us to calculate the outcome parameters. All the outcome parameters were calculated for all the 3 meters sprints performed by the athletes.

Outcome Parameters

From the literature in wheelchair court sports, it is established that the ability to accelerate, sprint, brake, and move backwards has been identified as a key indicator of successful mobility and performance (Mason et al., 2013). Additionally, given the intrinsic nature of wheelchair badminton and observations made in the field, the ability to quickly achieve high velocity on the first push and the ability to brake and transition quickly to another direction of propulsion appear to be important for the athlete's performance. Since the objective of this study is to characterize the performance of wheelchair badminton athletes and this has not been done previously in the literature, the following parameters were included in this study following the previous observations:

- Peak velocity (V_{peak})
- Acceleration (A_{acc})
- Maximum and mean velocity (V_{max} and V_{mean})
- Deceleration (D_{dec})
- Transition time (TT_{trans})
- Sprint time (ST_{sprint})

Two other parameters have also been integrated: the propulsion phase time (PP_{phase}) and the deceleration phase time (DP_{phase}). These parameters hold significance as they contribute to the comprehension of both acceleration and deceleration processes, while also providing valuable insights into propulsion technique (Vanlandewijck et al., 2001). All the outcome parameters are presented and defined in Table 2 and grouped into two categories: propulsion technique parameters and performance parameters.

[Table 2]

In addition to the definitions shown in Table 2, Figure 2 illustrates the various parameters calculated.

[Figure 2]

The acceleration and propulsion phase time were calculated only on the beginning of each sprint because it is the only moment when athletes accelerate the most from a stationary position since the wheelchair is stopped and has no velocity. The same reasoning is applied to the deceleration phase time and deceleration. These parameters are only calculated on the end of the sprint since it is the only moment when athletes brake to stop the wheelchair and completely decelerate.

The transition time, time to switch from one direction propulsion to another, has been calculated for a transition from forward to backward propulsion, and from backward to forward propulsion. The distinction between the two is indicated in the results table. The transition phase has been excluded from the calculation of last deceleration because transitions correspond to the moment when the wheelchair wheel loses grip on the ground and skids, which does not accurately reflect the athlete's ability to decelerate or brake. This phase constitutes a separate aspect of the test.

In addition to these parameters, delta values (Δ) have been calculated to address the secondary objective of this investigation. The delta corresponds to the comparison between without racket and with racket data for the two propulsion directions using the following methodology:

$$\Delta x = x_{FOR} - x_{REV}$$

With x : parameter considered; FOR : without racket; REV : with racket.

The delta values were calculated for each sprint in forward and backward propulsion, then averaged over the entire 1-minute protocol.

Statistical methods

For all the nine parameters and delta values, mean of the data according to the test condition (without or with a racket) was calculated as well as their standard deviations in the two directions of propulsion. All data were analyzed using SPSS software version 20 (SPSS Inc., Chicago, Illinois USA).

Normality of the data was tested using a Shapiro-Wilk test, which showed that the data were not normally distributed. Therefore, a non-parametric Wilcoxon tests has been chosen for the comparisons. To achieve the primary objective of this study, an initial analysis was conducted by comparing data with and without the racket using two distinct approaches. First, data from the same hand, both with and without the racket, were compared, representing a unilateral analysis. Second, data from the hand holding the racket were compared with those from the opposite hand without the racket, constituting a bilateral analysis. Both analyses were applied to forward and backward propulsion. To accomplish the second objective, a comparative analysis of the deltas computed between forward propulsion and backward propulsion has been conducted. Significance was set at $p < 0.05$.

For each significant difference, the effect size r was calculated using the following equation in both propulsion directions:

$$r = \frac{z}{\sqrt{N}}$$

With Z : statistical results of the Wilcoxon test obtained for the parameter under consideration, N : sample size.

Effect size was interpreted according to (Cohen, 1988): small ($d = 0.1$), moderate ($d = 0.3$), and large ($d = 0.5$).

Results

All participants completed the full experiment, and no data loss was observed.

Comparison of data with racket vs. without racket – unilateral analysis

The comparison of the data of the same between the propulsion with and without a badminton racket are presented in Table 3.a for forward propulsion and Table 3.b for backward propulsion.

[Table 3]

In forward propulsion, a small to moderate increase in PP_{mean} , DP_{mean} and ST_{mean} is observed in the condition with badminton racket compared to the condition without badminton racket. Conversely, V_{max} , V_{peak} , V_{avg} , A_{avg} and D_{avg} highlight moderate decrease when using the racket. In backward propulsion, TT_{mean} , PP_{mean} , V_{max} , V_{peak} and D_{avg} all demonstrate moderate decrease in the condition with racket compared to the condition without racket while ST_{mean} moderately increases.

Comparison of data with racket vs. without racket – bilateral analysis

Given the results of the bilateral analysis, which revealed very few significant differences, only the deltas calculated for the unilateral analysis were compared. The comparison of the data for the hand with a racket and the opposite hand without a racket is presented in table 4.a for forward propulsion and table 4.b for backward propulsion.

[Table 4]

In forward propulsion, only DP_{mean} slightly decreases with the use of a racket while A_{mean} and D_{mean} slightly increase. In backward propulsion, only TT_{mean} slightly decreases with the use of the racket.

Comparison of delta with forward propulsion vs. backward propulsion

Given the insignificance of the bilateral analysis of the data, only the deltas of the unilateral data were used in this analysis. The results of comparing the delta of the unilateral data obtained between the forward propulsion and the backward propulsion are presented in Table 5.

[Table 5]

Three significant differences emerge from this analysis: for PP_{max} , TT_{max} and A_{max} . In forward propulsion, the deltas indicate that TT_{max} and PP_{max} increase with the use of a racket, while A_{max} decreases with the use of a racket. In backward propulsion, the deltas of the three parameters indicate that TT_{max} , PP_{max} and A_{max} decrease with the use of a racket. The significant differences indicate that PP_{max} and TT_{max} are slightly higher in backward propulsion compared to forward propulsion, and A_{max} is slightly lower in backward propulsion compared to forward propulsion.

Discussion

The analysis conducted in this article represents to our knowledge, the first of its kind in the field of wheelchair badminton. The primary objective of this study was to analyze the impact of the badminton racket, on spatiotemporal parameters, in both forward propulsion and backward propulsion. It has been hypothesized that the use of a badminton racket will induce modifications in propulsion technique parameters and a decrease in performance parameters, leading to an overall reduction in athletes' performances. This hypothesis was partially confirmed since the significant differences in the unilateral analysis observed are in line with the initial assumptions. However, all the considered parameters do not seem to be affected when using the racket such as transition time in forward propulsion and last deceleration in backward propulsion. Also, the results of the bilateral analysis do not show sufficient significant differences in the considered parameters to demonstrate an effect of the racket in the comparison. Nevertheless, these findings suggest a negative impact of racket utilization on athletes' performance during wheelchair propulsion on velocity, acceleration, and deceleration of athletes when comparing the same hand with and without a racket. The second objective was to assess whether the badminton racket's impact is more pronounced in one propulsion direction compared to the other. It was hypothesized that the badminton racket effect will be greater in backward propulsion compared to forward propulsion. However, this hypothesis was not confirmed, as only the transition time, first propulsion phase, and the maximum velocity showed significant differences with opposite results. This is insufficient to assert that the impact of the racket is more pronounced in backward vs. forward propulsion. On the other hand, it appears that the direction of propulsion does not increase the impact of the racket, but rather modifies it, as the parameters are affected differently depending on the direction of propulsion considered. Overall, the racket seems to have modify athlete's propulsion technique and have a negative effect on athlete's performance.

Impact of the racket in forward propulsion – unilateral analysis

Regarding the propulsion technique parameters in forward propulsion, the use of the badminton racket seems to increase both the propulsion and deceleration phase times. While these results are not directly associated with the athlete's performance, they suggest a potential alteration in the propulsion technique by slowing down the propulsion and deceleration movements of athletes. These findings are consistent with studies involving racket use in tennis or badminton, where a similar parameter related to propulsion phase time was influenced by the discomfort arising from the racket's weight and dimensions (Alberca et al., 2022a; de Groot et al., 2017).

Regarding performance parameters, the use of the badminton racket appears to decrease athletes' velocity (maximum and mean and, peak), acceleration and deceleration, in association with an increase in sprint time. Those results leading to a decrease of the athlete's performance and can be explained by more difficulties in coupling between the hand and the handrim. Alberca et al. (2022a) had demonstrated a modification in the athlete's force application in a way that is generally related to lower propulsion effectiveness when using a badminton racket in submaximal conditions with parameters such as fraction of effective force or push angle. Their temporal findings also suggest an alteration in the propulsion technique when employing a racket (2022a). It can be imagined here that the same thing happens: wheelchair badminton players modify their propulsion technique due to limitations imposed by the badminton racket, preventing them from fully grip the handrim. This constraint complicates their capacity to exert optimal propulsion forces, leading to a decrease in athlete's velocity, acceleration, and deceleration.

Impact of the racket in backward propulsion – unilateral analysis

In the context of backward propulsion, the use of the racket results in similar reductions in velocity, emphasizing its negative impact on athlete's performance. However, several findings differ from those observed in forward propulsion. Specifically, using the racket decreases the backward propulsion phase time while increasing it in forward propulsion, indicating a shortened athlete propulsion gesture. These reduction may stem from the wheelchair configuration, as highlighted by Masson et al. (2015), in conjunction with racket use. Indeed, the athlete's wheelchair is optimized for forward propulsion, although backward propulsion is equally important in wheelchair badminton. By adding the use of the racket, which prevents gripping the handrim, it can be assumed that athletes reduce their posture due to interference with the wheelchair's backrest, resulting in a reduction of their first propulsion phase time.

Additionally, the racket reduces the backward transition time, unlike forward propulsion where no difference is noted. It is also noteworthy that the use of the racket does not seem to influence the duration of the backward deceleration phase or acceleration, two parameters that undergo modifications in forward propulsion with the racket. Those disparities in the racket impact observed between forward and backward propulsion in the deceleration phase time, transition time, and acceleration results can be elucidated by the distinctive pattern of backward propulsion. When an athlete applies brakes to transition from forward to backward propulsion or accelerates from a stationary position, the motion involves an initial pulling phase on the lower front part of the wheel. In contrast, in forward propulsion, the motion is initiated by a pushing phase on the top of the wheel. It is conceivable that this pulling movement on the lower front part of the wheel facilitates the grip between the hand with the racket and the handrim, compensating for coupling difficulties present in forward propulsion (Alberca et al., 2022a; Alberca et al., 2022b; de Geot et al., 2017; Fukui et al., 2020; Goosey-Tolkey & Moss, 2005). In this context, the racket doesn't seem to negatively impact the deceleration phase time, transition time and acceleration in backward propulsion.

Impact of the racket – bilateral analysis

The results of the bilateral analysis (comparing the hand holding the racket with the opposite hand without a racket) reveal few significant differences. In forward propulsion, only three out of nine parameters show a significant difference, and only one out of nine in backward propulsion. Moreover, the observed differences are considered small, based on the interpretation of the calculated effect size. These findings suggest that the use of a racket does not have a negative impact on the propulsion technique or the athletes' performance when compared to the opposite hand without a racket. Alberca et al. (2023) previously conducted a similar study on a population of novice able-bodied participants. Their results revealed an overall negative impact of the racket on propulsion efficiency, forces applied on the pushrim, and propulsion technique. Although some interactions were found between the hand with a racket and the hand without a racket for force and propulsion efficiency parameters, no significant differences were found for the propulsion technique and performance parameters considered in the study of Alberca et al (2023). Thus, the results of this study agree with those of Alberca et al (2023).

In this case, the absence of asymmetry induced using the racket could be attributed to the athletes' experience in wheelchair badminton and their advanced mastery of wheelchair handling, thus minimizing the differences between the hand holding the racket and the opposite hand without the racket. However, this is not sufficient to prevent the negative impact of the racket when comparing the unilateral performance. Additionally, the short and straight movements imposed on the athletes in this study, or their habitual practice, could explain the results obtained, as they encourage symmetrical propulsion and limit lateral steering movements.

Impact of the racket based on the propulsion direction

Finally, it was investigated whether the impact of the racket is more pronounced in one direction of propulsion compared to the other. The results of the calculated deltas showed that only three parameters have significant results, and in opposite ways. Indeed, the impact of the racket appears to be significantly more important in backward propulsion regarding transition time and first propulsion phase, and vice versa for acceleration, which seems to be more affected using the racket in forward propulsion. These contradictory results are insufficient to establish that the impact of the racket is more pronounced in one direction of propulsion. These findings indicate that the racket has an impact that varies depending on the direction of propulsion, but it is not predominantly influenced by either one.

Limitations

As a main limitation of this study, no additional analyses were carried out to distinguish the results based on athlete classifications. This choice was made due to the complexity of the analysis. Indeed, this study already investigates the impact of the racket based on the direction of propulsion. Introducing an additional parameter into the analysis would have made the results more challenging to interpret. Furthermore, considering the sample size for this study, including athlete classification as an additional parameter could have weakened the statistical power of the analyses performed. Additionally, grip size was not included in this study, as the focus was primarily on kinematic and temporal parameters. However, grip size, along with athlete classification, is a relevant factor that will be the subject of future publications.

Conclusion

To conclude, this study has highlighted the following points:

- The use of a badminton racket modifies propulsion technique parameters differently depending on the considered propulsion direction when comparing the same hand with and without racket: longer gesture in forward propulsion and shorter gesture in backward propulsion
- The use of a badminton racket has a negative impact on performance parameters in a global way when comparing the same hand with and without racket, which is consistent with a decrease in the performance of the athlete especially on the sprint time, velocity, acceleration, and deceleration of the athlete.
- The racket doesn't seem to have a negative impact on propulsion technique and performance when comparing the hand with racket to the opposite hand without racket.
- The impact of the racket is different in one direction of propulsion compared to the other but is not increased by one or the other.

These results underscore the importance of exploring solutions to optimize the interface between the hand, racket, and handrim in wheelchair badminton. Such optimizations hold the potential to significantly enhance the performance of the athletes involved. As mentioned in the introduction, future investigations could focus on testing novel handrim shapes or alternative grip textures for both the handrim and racket handle.

To comprehensively analyze the biomechanics of wheelchair badminton, a comparative assessment based on the athletes' classification would be of great interest. The classification system is closely intertwined with the athletes' abilities and incorporating this factor would enable us to tailor racket improvements specific to each athlete's needs. Furthermore, supplementing the analysis with kinetic data to derive force and moment parameters could offer insights into the risk of injury to athletes. This approach would foster the inclusion of injury prevention considerations alongside performance enhancements in our research objectives.

Acknowledgments

The authors thank the participants in the study as well as the laboratory of the IAPS and the Fédération Française de Badminton. This work was supported by a French government grant, managed by the Agence Nationale de la Recherche (ANR) under the "France 2030" program, reference ANR-19-STHP-0005. The experimental protocol was approved by the Comité d'Éthique pour les Recherches en STAPS (CERSTAPS) from Conseil National des Universités de France [certificate #CERSTAPS IRB00012476-2021-11-06-274] filed on February 2021 and accepted on Jun 2021.

Declaration of interest statement

The authors report there are no competing interests to declare.

References

- Alberca, I., Chénier, F., Astier, M., Combet, M., Bakatchina, S., Brassart, F., Vallier, J.-M., Pradon, D., Watier, B., & Faupin, A. (2022). Impact of Holding a Badminton Racket on Spatio-Temporal and Kinetic Parameters During Manual Wheelchair Propulsion. *Frontiers in Sports and Active Living*, 4, 862760. <https://doi.org/10.3389/fspor.2022.862760>
- Alberca, I., Chénier, F., Astier, M., Watelain, E., Vallier, J.-M., Pradon, D., & Faupin, A. (2022). Sprint performance and force application of tennis players during manual wheelchair propulsion with and without holding a tennis racket. *PLOS ONE*, 17(2), e0263392. <https://doi.org/10.1371/journal.pone.0263392>

Bakatchina, S., Weissland, T., Astier, M., Pridon, D., & Faupin, A. (2021). Performance, asymmetry and biomechanical parameters in wheelchair rugby players. *Sports Biomechanics*, 1–14. <https://doi.org/10.1080/14763141.2021.1898670>

Bakatchina, S., Weissland, T., & Faupin, A. (2021). Les dispositifs d'évaluation des paraspportifs pratiquant des sports de petits terrains en fauteuil roulant manuel. *Movement & Sport Sciences - Science & Motricité*, 4(114), 55–69. <https://doi.org/10.1051/sms/2020016>

Bergamini, E., Moedli, F., Marchetti, P., Vannozzi, G., Polidori, L., Paradisi, F., Trallesi, M., Cappozzo, A., & Delam, A. S. (2015). Wheelchair Propulsion Biomechanics in Junior Basketball Players: A Method for the Evaluation of the Efficacy of a Specific Training Program. *BioMed Research International*, 2015, 1–10. <https://doi.org/10.1155/2015/275965>

Brassart, F., Faupin, A., Hays, A., Waelain, E., & Weissland, T. (2023). Relationship of Force-Velocity Profile between Field Sprints and Lab Ballistic or Cycling Ergometer for Wheelchair Basketball Players. *Applied Sciences*, 13(13), 7469. <https://doi.org/10.3390/app13157469>

Chénier, F. (2021). Kinetics Toolkit: An Open-Source Python Package to Facilitate Research in Biomechanics. *Journal of Open Source Software*, 6(66), 3714. <https://doi.org/10.21105/joss.05714>

Cohen, J. (1988). *Statistical power analysis for the behavioral sciences* (2nd ed). L. Erlbaum Associates,

de Groot, S., Bos, F., Koopman, J., Hoekstra, A. E., & Vegter, R. J. K. (2017). Effect of holding a racket on propulsion technique of wheelchair tennis players. *Scandinavian Journal of Medicine & Science in Sports*, 27(9), Article 9. <https://doi.org/10.1111/sms.12701>

de Groot, S., Bos, F., Koopman, J., Hoekstra, A. E., & Vegter, R. J. K. (2018). The effect of a novel square-profile hand rim on propulsion technique of wheelchair tennis players. *Applied Ergonomics*, 71, 38–44. <https://doi.org/10.1016/j.apergo.2018.04.001>

Deves, M., Sauret, C., Alberca, I., Homarat, L., Poulet, Y., Hays, A., & Faupin, A. (2024). *Activity Identification and Classification of On-Court Wheelchair Loconotion Tasks for Wheelchair Sport Analysts: A Method Proposal*. <https://doi.org/10.20944/preprints202407.1568.v1>

Ferro, A., Villacieros, J., & Pérez-Tejero, J. (2016). Sprint Performance of Elite Wheelchair Basketball Players: Applicability of a Laser System for Describing the Velocity Curve. *Adapted Physical Activity Quarterly*, 33(4), 358–373. <https://doi.org/10.1123/APAQ.2015-0067>

Fukui, K., Yukio, U., Noriaki, M., Masanori, M., & Junpei, S. (2020). The difference of muscle fatigue in forearms during propelling a wheelchair with and without a badminton racket. *Gait & Posture*, 81, 103–104. <https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2020.07.085>

Fuss, F. K. (2012). Speed measurements in wheelchair sports – theory and application. *Sports Technology*, 5(1–2), 29–42. <https://doi.org/10.1080/19346182.2012.754895>

Gooney-Telfrey, V., & Mims, A. (2005). Wheelchair Velocity of Tennis Players during Propulsion with and Without the Use of Racquets. *Adapted Physical Activity Quarterly*, 22(3), Article 3.

<https://doi.org/10.1123/aspa.22.3.291>

Hubert, L. L., Malroy, S. J., Roquejo, P. S., Gronley, J. K., Rankin, J. W., Rodriguez, D., & Hong, K. (2020). *Effect of reverse manual wheelchair propulsion on shoulder kinematics, kinetics and muscular activity*. 43(5), 14.

Koopman, J., Berger, M., Hoelstra, A., & de Groot, S. (2016). Exploring Different Technical Solutions of the Interface between the Hand, Racket and the Rim in Wheelchair Tennis. *Procedia Engineering*, 147, 484–489. <https://doi.org/10.1016/j.proeng.2016.06.225>

Linden, A. L., Holland, G. J., Loy, S. F., & Vincent, W. J. (1993). A physiological comparison of forward vs reverse wheelchair ergometry. *Medicine and Science in Sports and Exercise*, 25(11), Article 11.

Mason, B. S., Lenton, J. P., & Goosey-Tolfrey, V. L. (2015). The physiological and biomechanical effects of forwards and reverse sports wheelchair propulsion. *The Journal of Spinal Cord Medicine*, 38(4), Article 4. <https://doi.org/10.1179/2045772314Y0000000197>

Mason, B. S., van der Woude, L. H. V., & Goosey-Tolfrey, V. L. (2013). The ergonomics of wheelchair configurations for optimal performance in the wheelchair court sports. *Sports Medicine (uckland, N.Z.)*, 43(1), Article 1. <https://doi.org/10.1007/s40279-012-0005-x>

Poulet, Y., Bressart, F., Simonetti, E., Pillot, H., Fripin, A., & Sarrat, C. (2022). Analyzing Intra-Cycle Velocity Profile and Trunk Inclination during Wheelchair Racing Propulsion. *Sensors*, 22(1), 58. <https://doi.org/10.3390/s22010058>

Rietveld, T., Vogter, R. J. K., van der Woude, L. H. V., & de Groot, S. (2022). A newly developed hand rim for wheelchair tennis improves propulsion technique and efficiency in able-bodied novices. *Applied Ergonomics*, 104, 103830. <https://doi.org/10.1016/j.apergo.2022.103830>

Savi, F. J., Hoffman, M. D., Sabharwal, S., & Clifford, P. S. (1998). Physiologic comparison of forward and reverse wheelchair propulsion. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, 79(1), Article 1. [https://doi.org/10.1016/S0003-9993\(98\)90205-2](https://doi.org/10.1016/S0003-9993(98)90205-2)

Shepherd, J., James, D., Espinosa, H., Thiel, D., & Rowlands, D. (2018). A Literature Review Informing an Operational Guideline for Inertial Sensor Propulsion Measurement in Wheelchair Court Sports. *Sports*, 6(2), 34. <https://doi.org/10.3390/sports6020034>

van der Slikke, R. M. A., Berger, M. a. M., Bregman, D. J. J., Lugerberg, A. H., & Veeger, H. E. J. (2015). Opportunities for measuring wheelchair kinematics in match settings: reliability of a three inertial sensor configuration. *Journal of Biomechanics*, 48(12), Article 12. <https://doi.org/10.1016/j.jbiomech.2015.06.001>

van der Slikke, R. M. A., Berger, M. a. M., Bregman, D. J. J., & Veeger, H. E. J. (2016). From big data to rich data: The key features of athletic wheelchair mobility performance. *Journal of Biomechanics*, 49(14), Article 14. <https://doi.org/10.1016/j.jbiomech.2016.08.022>

Vanlandewijck, Y., Theisen, D., & Daly, D. (2001). Wheelchair propulsion biomechanics: Implications for wheelchair sports. *Sports Medicine (uckland, N.Z.)*, 31(5), Article 3. <https://doi.org/10.2165/00007256-200131050-00005>

Xu, H., Chua, J. C., Burton, M., Zhang, K., Foss, F. K., & Subic, A. (2010). Development of low cost on-board velocity and position measurement system for wheelchair sports. *Procedia Engineering*, 2(2), 3124–3126.

	Gender	Age (years)	Height (cm)	Body mass (kg)	BMI (kg/m ²)	Years of practice (years)	Racket side	Pathology	Camber (°)	Wheel size (inch)
1	Female	55	161	60	22.9	9	R	Paraplegia	30	24
2	Female	45	161	58	21.3	10	R	Paraplegia	18	25
3	Male	51	180	60	18.5	6	L	Paraplegia	18	26
4	Male	37	176	67	21.6	5	R	Paraplegia	20	25
5	Male	45	153	64	25.8	17	R	Spina bifida	18	25
6	Male	48	187	75	21.4	9	R	Paraplegia	20	26
7	Female	53	171	68	23.3	8	R	Paraplegia	20	25
8	Male	45	168	71	25.2	12	R	Paraplegia	20	25
9	Female	33	163	60	22.6	2	R	Paraplegia	20	24
10	Female	22	153	45	23.8	6	R	Osteogenesis imperfecta	18	24
11	Male	38	183	63	18.4	2	R	Paraplegia	20	25
12	Male	44	163	58	21.3	9	R	Paraplegia	18	25
13	Male	40	187	70	20.0	5	R	Paraplegia	20	25
14	Male	49	185	94	27.3	5	R	Paraplegia	20	25
15	Male	52	160	60	23.4	3	L	Polyomyelitis	20	25
16	Female	41	173	68	22.1	9	R	Incomplete paraplegia	18	25
17	Female	37	176	60	20.3	3	R	Incomplete paraplegia	20	25
18	Female	27	156	47	19.3	4	R	Algoeuro dysplasy	20	25
19	Male	33	171	100	33.6	14	R	Paraplegia	20	25
Mean(SD)		40.8(8.8)	169.9(12.7)	65.6(13.4)	22.6(3.2)	7.3(4.0)				

<https://doi.org/10.1016/j.proeng.2010.04.121>

Tables

Table 1 Participants' characteristics

With SD: standard deviation; BMI: Body Mass Index.

Parameters	Description
Propulsion technique parameters	
Propulsion phase time (PP_{mean}) [s]	Time between the sprint start and the first peak velocity
Deceleration phase time (DP_{mean}) [s]	Time between the last peak velocity and the sprint end
Performance parameters	
Sprint time (ST_{mean}) [s]	Sprint time of each direction of propulsion
Transition time (TT_{mean}) [s]	Time between the end of the deceleration phase and the start of the next sprint
Maximum velocity (V_{max}) [m/s]	Maximum velocities reached on all sprint
Mean velocity (V_{mean}) [m/s]	Mean velocities reached on all sprint
Peak velocity (V_{peak}) [m/s]	First maximum velocity reached during the sprint
Acceleration (A_{mean}) [m/s^2]	Mean acceleration between the sprint start and the first peak velocity
Deceleration (D_{mean}) [m/s^2]	Mean deceleration between the last peak velocity and the sprint end

Table 2: Description of the outcome measures.

Table 3: Comparison of kinematic and temporal parameters between the same hand with (WR) and without a racket (WOR) for the forward propulsion (a) and the backward propulsion (b)

a	Without racket	With racket	Comparison	
	Mean(SD)	Mean(SD)	p	r
Propulsion technique parameters				
PP _{mean} (s)	0.43(±0.16)	0.46(±0.17)	0.008	0.225
DP _{mean} (s)	0.39(±0.15)	0.41(±0.15)	0.011	0.220
Performance parameters				
ST _{mean} (s)	2.07(±0.73)	2.19(±0.78)	<0.001	0.414
TT _{mean} ¹ (s)	0.39(±0.23)	0.41(±0.28)	0.806	0.021
V _{max} (m/s)	4.66(±0.63)	4.49(±0.68)	<0.001	0.390
V _{max} (m/s)	3.12(±0.40)	2.99(±0.49)	<0.001	0.416
V _{peak} (m/s)	3.26(±0.78)	3.06(±0.92)	0.017	0.202
A _{mean} (m/s ²)	6.30(±2.22)	5.68(±1.75)	<0.001	0.374
D _{mean} (m/s ³)	11.15(±4.27)	9.92(±4.01)	<0.001	0.417

b	Without racket	With racket	Comparison	
	Mean(SD)	Mean(SD)	p	r
Propulsion technique parameters				
PP _{mean} (s)	0.50(±0.20)	0.43(±0.15)	<0.001	0.311
DP _{mean} (s)	0.37(±0.13)	0.39(±0.14)	0.105	0.138
Performance parameters				
ST _{mean} (s)	2.29(±0.63)	2.42(±0.67)	<0.001	0.453
TT _{mean} ² (s)	0.43(±0.25)	0.35(±0.22)	<0.001	0.344
V _{max} (m/s)	4.16(±0.53)	3.99(±0.64)	<0.001	0.461
V _{max} (m/s)	2.84(±0.36)	2.73(±0.35)	<0.001	0.416
V _{peak} (m/s)	3.09(±0.68)	2.83(±0.69)	<0.001	0.398
A _{mean} (m/s ²)	6.18(±1.89)	6.11(±1.57)	0.596	0.046
D _{mean} (m/s ³)	10.05(±3.97)	9.15(±3.48)	<0.001	0.274

With SD: standard deviation; p: p-value fixed at 0.05; r: effect size

¹: transition time from forward propulsion to backward propulsion; ²: transition time from backward propulsion to forward propulsion

Table 5: Comparison of kinematic and temporal parameters between the hand with racket (WR) and the opposite hand without a racket (WOR) for the forward propulsion (a) and the backward propulsion (b)

a	Without racket	With racket	Comparison	
	Mean(SD)	Mean(SD)	p	r
Propulsion technique parameters				
PP _{mean} (s)	0.42(±0.15)	0.46(±0.17)	0.06	0.170
DP _{mean} (s)	0.38(±0.15)	0.41(±0.15)	0.009	0.238
Performance parameters				
TT _{mean} ¹ (s)	0.36(±0.19)	0.41(±0.28)	0.383	0.105
V _{max} (m/s)	4.56(±0.69)	4.49(±0.68)	0.353	0.263
V _{max} (m/s)	2.97(±0.42)	2.99(±0.49)	0.625	0.051
V _{peak} (m/s)	3.07(±0.75)	3.06(±0.92)	0.971	0.142
A _{mean} (m/s ²)	6.23(±1.99)	5.68(±1.75)	0.005	0.298
D _{mean} (m/s ²)	11.11(±4.15)	9.92(±4.01)	0.002	0.213

b	Without racket	With racket	Comparison	
	Mean(SD)	Mean(SD)	p	r
Propulsion technique parameters				
PP _{mean} (s)	0.43(±0.17)	0.43(±0.15)	0.931	0.006
DP _{mean} (s)	0.39(±0.12)	0.39(±0.14)	0.895	0.026
Performance parameters				
TT _{mean} ² (s)	0.38(±0.17)	0.35(±0.22)	0.011	0.165
V _{max} (m/s)	4.03(±0.63)	3.99(±0.64)	0.592	0.165
V _{max} (m/s)	2.73(±0.35)	2.75(±0.35)	0.574	0.087
V _{peak} (m/s)	2.88(±0.79)	2.83(±0.69)	0.478	0.082
A _{mean} (m/s ²)	6.24(±1.78)	6.11(±1.57)	0.720	0.022
D _{mean} (m/s ²)	8.99(±2.91)	9.15(±3.48)	0.917	0.077

With SD: standard deviation; p: p-value fixed at 0.05; r: effect size

¹: transition time from forward propulsion to backward propulsion; ²: transition time from backward propulsion to forward propulsion

Table 4 Comparison of the delta between the condition forward propulsion and the backward propulsion

	Δ (Without racket – With racket)		Comparison	
	FP	BP		
	Mean (SD)	Mean (SD)	p	r
Propulsion technique parameters				
ΔPP_{mean} (s)	-0.04(± 0.22)	0.06(± 0.21)	<0.001	0.388
ΔDP_{mean} (s)	-0.03(± 0.17)	-0.02(± 0.16)	0.660	0.032
Kinematic parameters				
ΔST_{mean} (s)	-0.20(± 0.53)	-0.18(± 0.54)	0.741	0.028
ΔTT_{mean} (s)	-0.01(± 0.21) ¹	0.07(± 0.26) ²	<0.001	0.299
ΔV_{max} (m/s)	0.16(± 0.56)	0.17(± 0.46)	0.696	0.029
ΔV_{mean} (m/s)	0.13(± 0.39)	0.11(± 0.34)	0.331	0.090
ΔV_{peak} (m/s)	0.22(± 1.09)	0.26(± 0.77)	0.207	0.107
ΔA_{mean} (m/s ²)	0.67(± 2.19)	0.07(± 1.94)	<0.001	0.285
ΔD_{mean} (m/s ²)	1.52(± 3.86)	0.84(± 3.65)	0.138	0.109

While SD: standard deviation; p: p-value fixed at 0.05; r: effect size for the significant difference

¹: transition time from forward propulsion to backward propulsion; ²: transition time from backward propulsion to forward propulsion

Figures

Figure 1

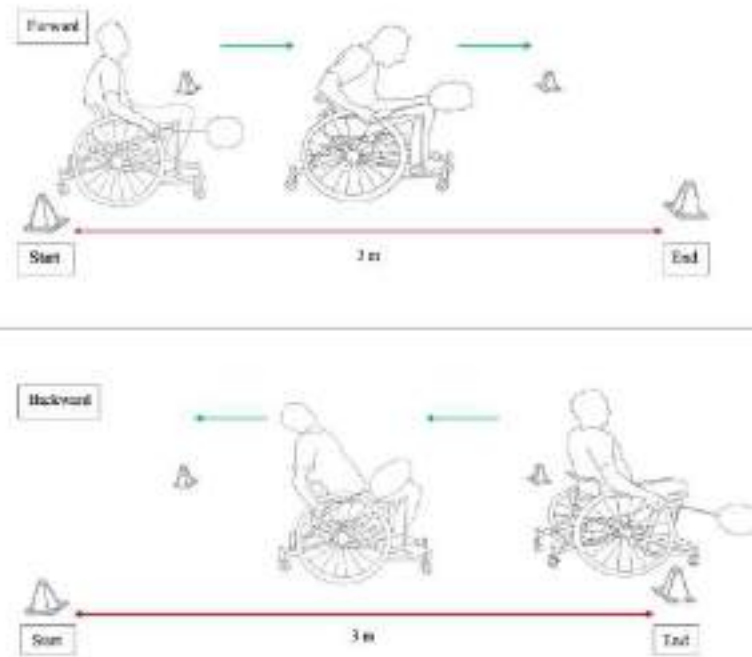


Figure 2

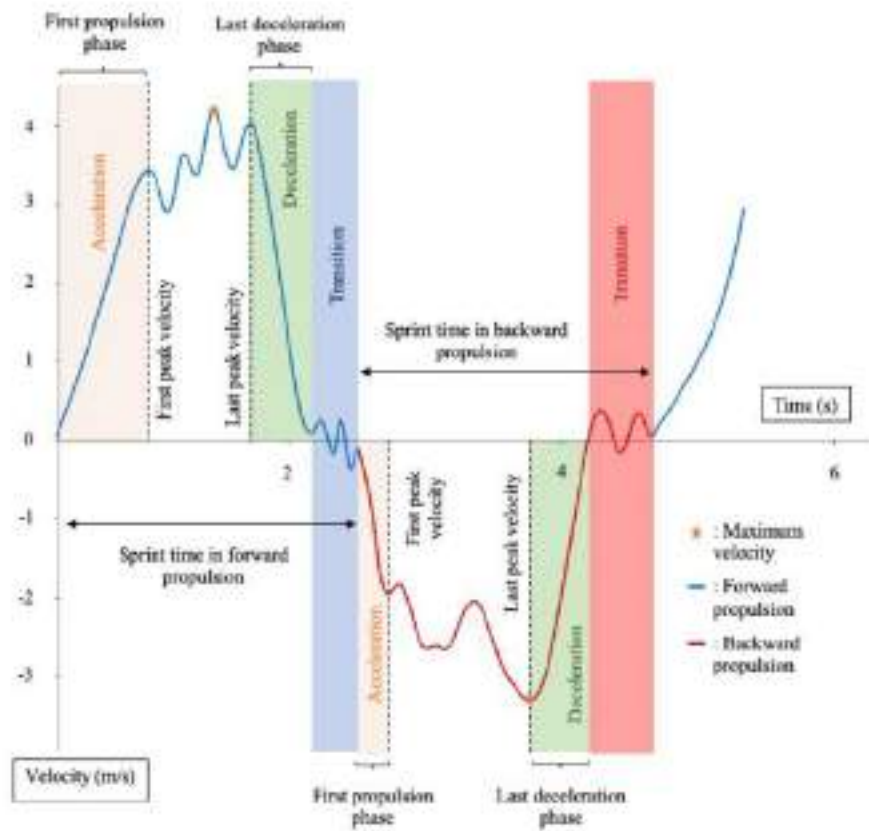


Figure legends:

- Figure 1: Schematic diagram of forward/backward propulsion test
- Figure 2: Example of propulsion velocity curve for one sprint in forward and backward propulsion
- sprint in forward and backward propulsion

Trying to use temporal and kinematic parameters for the classification in wheelchair badminton

Temporal and kinematic parameters and classification in wheelchair badminton

Ilona Alberca^{1*}, Bruno Watier^{2,3}, Félix Clément^{4,5}, Florian Bressan¹, Jean-Marc Vallier¹,
and Arnaud Frappin¹

¹Laboratoire LAPS, Université de Toulon, La Garde, France ; ²LAAS-CNRS, Université de Toulouse, CNRS, UPS, Toulouse, France ; ³CNRS-AIST IRL (Joint Robotics Laboratory), IRL, National Institute of Advanced Industrial Science and Technology (AIST), 1-1-1 Higashi, 305-8560 Tsukuba, Ibaraki, Japan ; ⁴Mobility and Adaptive Sports Research Lab, Department of Physical Activity Sciences, Université du Québec à Montréal, Montréal, QC, Canada, ⁵Centre for Interdisciplinary Research in Rehabilitation of Greater Montreal, Institut Universitaire sur la Réadaptation en Déficience Physique de Montréal, Montréal, QC, Canada

*: corresponding author; ilona.alberca@univ-tln.fr

Abstract:

Introduction: This study explores the potential for the temporal and kinematic data link to propulsion technique and athlete performance collected here to contribute to evidence-based classification for wheelchair badminton athletes. **Materials and Methods:** Nineteen experienced wheelchair badminton players underwent propulsion tests with a badminton racket. Wheelchair were equipped with inertial measurement units. The first analysis conducted involved comparing the parameters between class WH1 and WH2. Subsequently, a hierarchical clustering analysis was performed on the parameters with significant differences. **Results:** Regarding propulsion technique parameters, WH1 athletes exhibit a longer braking phase compared to WH2 athletes. Generally, the performance of WH1 athletes is inferior to that of WH2 athletes. Concerning hierarchical clustering analysis, the results reveal the formation of three clusters based on principal components explaining 70% of the variation in the parameters considered in the analysis. **Conclusion:** Thus, the results of this study indicate a longer braking time for WH1 athletes compared to WH2, along with lower overall performance. The clusters results could suggest a potential evolution of the current classification towards three distinct classes of wheelchair badminton players. However, these findings should be interpreted with caution, given that the included performance parameters can be influenced by numerous factors, potentially undermining the robustness of the clustering methodology employed. This study highlights the need to strengthen the current classification process in wheelchair badminton.

Key words: wheelchair; badminton; biomechanics; classification; impairment; cluster

1 **Introduction**

2 Classification of athletes is paramount in wheelchair sports, including badminton, aiming
3 to allocate athletes into appropriate sport classes to minimize the influence of impairment on
4 competition outcomes while prioritizing sporting excellence (1). As emphasized by Goosey-
5 Tolfrey and Leitch (2), classification reflects the individual's level of disability. Following the
6 functional classification system proposed by Strohkendl in 1982, endorsed by the International
7 Wheelchair Basketball Federation, wheelchair badminton employs a similar approach,
8 assessing athletes' functional abilities for classification purposes (3). Specifically, they are
9 classified into two classes: WH1 and WH2. WH1 athletes are manual wheelchair users with
10 abdominal and lower limb paralysis, while WH2 participants possess abdominal capabilities
11 but experience lower limb paralysis with partial sensation (4).

12 Given the novelty of the sport, wheelchair badminton classification was recently
13 established by the International Paralympic Committee Athlete Classification Code in 2015.
14 The classification process is initiated by determining eligibility based on a Minimal Impairment
15 Criteria (MIC), as described by the BWF (3). Once this step is completed, a physical evaluation
16 is conducted, which includes a manual muscle test (5) and/or a joint mobility test (5). The ASIA
17 score should be used for athletes with spinal cord injuries (3,6). Finally, after the physical
18 evaluation, a technical assessment is carried out during a tournament and a training match,
19 where evaluators are asked to identify the following profiles:

- 20 - WH1: "Players exhibit functional limitations based on muscle power and trunk range of
21 motion, and possibly upper limbs, during a match or training session" (3).
- 22 - WH2: "Players have a functional limitation based on reduced muscle power or range of
23 motion, requiring the use of mobility aids. Shifting the center of gravity may result in
24 loss of balance, for example, when attempting to pivot or during stop-and-start
25 movements" (3).

26 This final assessment may include an evaluation of the player's ability to perform specific
27 tasks and activities that are part of wheelchair badminton (3).

28 However, this classification process does not involve any objective measurement of the
29 athletes' performance capabilities. The International Paralympic Committee (IPC) has
30 established the conceptual framework of evidence-based classification for several years (7).
31 Recent studies have explored the use of data-driven approaches to improve classification in
32 wheelchair sports. Inertial sensor technology and standardized field tests have been shown to
33 provide objective measures of wheelchair mobility performance, potentially reducing the
34 number of classes in wheelchair basketball (8). Cluster analysis of isometric strength tests has
35 produced valid classification structures for wheelchair track racing, offering a more transparent
36 and less subjective system (9). In wheelchair rugby, trunk strength impairment has been
37 correlated with specific performance determinants, and cluster analysis has supported the
38 concept of "natural classes" based on how trunk muscle strength affects activities (10). These
39 data-driven approaches show promise in enhancing the validity and objectivity of classification
40 in wheelchair sports. Based on the study by Tweedy & Vanlandewijck (7), incorporating such
41 parameters into the evidence-based classification process could correspond to "Step 3b:
42 Develop measures of (determinants of) performance". Notably, the integration of inertial
43 measurement units (IMUs) has recently facilitated the acquisition of on-field performance data
44 for wheelchair athletes (11). In a manuscript in pre-print and currently under submission,
45 Alberca et al. (12), recently utilized two IMUs placed on the wheels of the wheelchair to assess
46 diverse performance parameters among wheelchair badminton players during a one-minute
47 field test (forward and backward propulsion test reproducing the movements of wheelchair
48 badminton players).

49 Hence, the main aim of this study is to explore the potential for the temporal and
50 kinematic data link to propulsion technique and athlete performance collected to contribute to

evidence-based classification for wheelchair badminton athletes. To meet this main objective, it will first be necessary to examine whether classification has an impact on these same temporal and kinematic parameters. For individuals with spinal cord injuries, the level of the lesion significantly impacts postural stability and propulsion abilities, particularly in the abdominal region, leading to expected performance differences between WH1 and WH2 athletes, as evidenced by studies showing variations in match intensity and shots played (13–18). Thus, it can be hypothesized that WH1 athletes with more severe functional limitations will demonstrate temporal and kinematic patterns indicative of lower performance compared to WH2 athletes with lower velocities, acceleration, deceleration and longer sprint time. Additionally, it is hypothesized that the temporal and kinematic parameters measured in this study correctly discriminate the two classes of wheelchair badminton athlete.

Materials and methods

Study design

This study aims to explore the possibility that the temporal and kinematic data representative of propulsion technique and athlete performance from this study could serve as evidence for the evidence-based classification. Warmed-up participants performed consecutive forward and backward sprints over 3 m for 1 min to carry out a test as close as possible to match conditions as shown in Figure 1 (12). The duration of 1 min and the length of 3 m of the test were chosen to correspond to the characteristics of this sport without inducing too intense an effort for the athletes (court size: 3.96 m long and effective playing time: 5.7 min and 7.7 min) (17).

[Figure 1]

Figure 1: Schematic diagram of forward/backward propulsion test

74 During the experiment, all athletes started from a stationary position at the 3-meter line,
75 demarcated by cones, initiating in forward propulsion. Subsequently, they braked and
76 proceeded in backward propulsion along the same course, repeating this sequence for 1 min.
77 When switching between propulsion directions, athletes were required to pass the large wheels
78 of their wheelchairs beyond the cones at each end of the track. Two trials were conducted for
79 each participant: one with the racket and one without, with the trial order determined randomly
80 (12). The badminton racket and wheelchair utilized were individualized to each participant and
81 matched those employed in competitions. The athletes' personal wheelchairs featured camber
82 angles ranging from 18° to 20°, with wheel sizes ranging from 24 to 26 inches and a rear anti-
83 tip wheel. Each athlete held the racket on their preferred side, referred to as the racket side. A
84 5-minute break was kept between each trial. Although the propulsion technique was not
85 prescribed, upon observation, all athletes employed synchronous propulsion.

85 *Ethics*

87 The data of this study were collected during the French Championships of Nueil-les-
88 Aubiers from 14 to 16 January 2022 and Saint-Orens from 13 to 15 January 2023. The
89 experimental protocol was approved by the Comité d'Ethique pour les Recherches en STAPS
90 (CERSTAPS) from Conseil National des Universités de France [certificate #CERSTAPS
91 IRB00012476-2021-11-06-274] filed on February 2021 and accepted on Jun 2021. Participants
92 were recruited starting on December 1, 2021, and end on January 10, 2022. All participants
93 have received and signed a written informed consent and information notice.

94 *Participants*

95 A total of 19 wheelchair badminton athletes was included in this study. Inclusion criteria
96 required participants to be at a national level or higher in wheelchair badminton and have a
97 minimum of one year of experience in playing the sport. Participants were excluded if they

98 reported any pain or injury that could hinder their ability to propel their wheelchair. To
 99 determine the minimum sample size required for this study, a statistical power test has been
 100 made with de Rhodes et al. (19) as the reference article. The required sample size was estimated
 101 at N = 16 participants. Considering this result, a total of N = 19 badminton athletes was included
 102 in this analysis. Statistical power testing was performed using G*Power software (G*Power,
 103 2020; g-power.apponic.com). Characteristics of all participants are presented in Table 1.

104 **Table 1:** Participants' characteristics.

	Gender	Class	Age (years)	Body height (cm)	Body mass (kg)	BMI (kg/m ²)	Years of practice (years)	Racket side	Health condition	Wheelchair Caster (°)	Wheel size (inch)
1	Female	WH2	55	162	60	22.86	9	R	Paraplegia (T12-L1)	20	24
2	Female	WH1	45	165	58	21.30	10	R	Paraplegia (T6-T8)	18	25
3	Male	WH2	31	180	60	18.52	6	L	Paraplegia (T12-L1)	18	26
4	Male	WH1	37	176	67	21.63	6	R	Paraplegia (T7-T8)	20	25
5	Male	WH1	45	158	64	25.64	17	R	Spinaesthesia	18	25
6	Male	WH2	44	187	75	21.45	9	R	Paraplegia (T12)	20	26
7	Female	WH1	53	171	68	23.26	8	R	Paraplegia (T12-L1)	20	25
8	Male	WH1	45	168	71	25.16	12	R	Paraplegia (T5-T6)	20	25
9	Female	WH1	53	165	60	22.44	2	R	Paraplegia (T12-T6)	20	24
10	Female	WH2	22	135	43	23.59	6	R	Osteogenesis imperfecta	18	24
11	Male	WH2	33	185	63	18.41	2	R	Paraplegia (T5-T6)	20	25
12	Male	WH2	44	165	58	21.30	9	R	Paraplegia (T12-L2/L3)	18	25
13	Male	WH1	40	187	70	20.92	5	R	Paraplegia (T5-T6)	20	25
14	Male	WH1	48	185	84	27.47	5	R	Paraplegia (T3-T4)	20	25
15	Male	WH1	52	160	60	23.44	3	L	Policymetitis	20	25
16	Female	WH2	41	175	68	22.20	9	R	Incomplete paraplegia (L1-L2)	18	25
17	Female	WH2	37	170	60	20.76	3	R	Incomplete paraplegia (T12-L1)	20	25
18	Female	WH2	27	156	47	19.31	4	R	Algenueodystrophy	20	25
19	Male	WH1	33	178	100	31.56	14	R	Paraplegia (T6)	20	25
Mean (SD)			40.8 (8.3)	169.9 (12.7)	65.6 (13.1)	23.4 (6.9)	7.5 (4.0)				

105 *SD: standard deviation; BMI: Body Mass Index.*

106

107

108 ***Data measurement***

109 Inertial measurement units (IMUs) were used to collect on-field data (11,20–22). Their
110 wheelchair was equipped bilaterally with two IMUs (128 Hz, 3*3: accelerometer, gyroscope,
111 magnetometer, and Bluetooth module, WheelPerf System, AtoutNovation, France). IMUs were
112 placed on each wheel hub, and the gyroscope was used to estimate the direct rotational velocity
113 of the wheel around the z-axis, considering the camber angle of the wheelchair as indicated by
114 Fuss et al. (23). The z-axes of gyroscopes were placed perpendicularly to the wheel planes (24).
115 The data were filtered using a Butterworth low-pass filter of order 2 with a cutoff frequency of
116 4 Hz.

117 Data were processed using Python 3.11 and Kinetics Toolkit 0.11 (25). Figure 1 shows
118 an example of propulsion velocity curve for one sprint in forward and backward propulsion.
119 The various phases visible in Figure 1, such as acceleration, deceleration, or the transition
120 phases, were manually marked using events and enabled us to calculate the outcome
121 parameters. All the outcome parameters were calculated for all the 3 meters sprints performed
122 by the athletes.

123 ***Outcome Parameters***

124 To meet the objectives of this article, the same propulsion technique and performance
125 parameters as in the study by Alberca et al. (12) were used and are listed in Table 2.

126 **Table 2:** Description of the outcome measures.

Parameters	Description
Propulsion technique parameters	
Propulsion phase time (PP_{max}) [s]	Time between the sprint start and the first peak velocity
Deceleration phase time (DP_{max}) [s]	Time between the last peak velocity and the sprint end
Performance parameters	
Sprint time (ST_{max}) [s]	Sprint time of each direction of propulsion
Transition time (TT_{max}) [s]	Time between the end of the deceleration phase and the start of the next sprint
Maximum velocity (V_{max}) [m/s]	Maximum velocities reached on all sprint
Mean velocity (V_{mean}) [m/s]	Mean velocities reached on all sprint
Peak velocity (V_{peak}) [m/s]	First maximum velocity reached during the sprint
Acceleration (A_{max}) [m/s^2]	Mean acceleration between the sprint start and the first peak velocity
Deceleration (D_{max}) [m/s^2]	Mean deceleration between the last peak velocity and the sprint end

127

128 In addition to the definitions shown in Table 2, Figure 2 illustrates the various parameters
 129 calculated.

130 **[Figure 2]**

131 **Figure 2:** Example of propulsion velocity curve for one sprint in forward and backward
 132 propulsion

133 The acceleration and propulsion phase time were calculated only on the beginning of
 134 each sprint because it is the only moment when athletes accelerate the most from a stationary
 135 position since the wheelchair is stopped and has no velocity. The same reasoning is applied to
 136 the deceleration phase time and deceleration. These parameters are only calculated in the end
 137 of the sprint since it is the only moment when athletes brake to stop the wheelchair and
 138 completely decelerate (12).

139 *Statistical methods*

140 To meet the main objective of our study, the first step is to compare the data of WH1
 141 and WH2 athletes in forward propulsion and in backward propulsion. To do this, the averaged

142 IMU data for the left and right wheel were used, in forward and backward propulsion, for WH1
143 and WH2 athletes. Normality of the data was tested using a Shapiro-Wilk test, which showed
144 that the data were not normally distributed. Therefore, non-parametric independent Mann-
145 Whitney tests has been chosen for the comparisons. Significance was set at $p < 0.05$.

146 For each significant difference, the effect size r was calculated using the following
147 equation:

$$148 \quad r = \frac{Z}{\sqrt{N}}$$

149 *With Z: statistical result of the statistical test for the parameter under consideration; N: sample*
150 *size.*

151 Effect size was interpreted according to (26): small ($d = 0.1$), moderate ($d = 0.3$), and
152 large ($d = 0.5$).

153 After this initial analysis, the main objective is to explore the possibility that the
154 temporal and kinematic data from this study could serve as evidence for the evidence-based
155 classification of wheelchair badminton athletes. To this end, a principal component analysis
156 (PCA) was performed on parameters showing a significant difference between WH1 and WH2
157 according to the previous statistical analysis. Propulsion technique parameters and performance
158 parameters with no significant differences between WH1 and WH2 were not considered in the
159 analysis. Then, hierarchical clustering was performed on the coordinates obtained through PCA
160 to identify similarities across classifications. This clustering method is based on iteratively
161 merging data into larger clusters based on their Euclidean distance. In this hierarchical
162 clustering analysis, it is interesting to examine whether the clusters exhibit significant
163 differences among them and to identify on which principal component these differences
164 manifest between the clusters to enhance the understanding of the clusters. To test the
165 hypothesis of a difference between clusters on each PCA component, two non-parametric

166 Kruskal-Wallis tests were performed, as the normality hypothesis was rejected by the Shapiro-
167 Wilk test. Then, pairwise comparisons of clusters on each PCA component were conducted
168 using the Mann-Whitney post-hoc test with Bonferroni correction. Lastly, to understand the
169 distribution of PC classifications within the clusters, a contingency table was created. Results
170 are reported in percentage (%).

171 **Results**

172 *Impact of classification on performance*

173 The results of the comparison of data between WH1 and WH2 athletes are presented in
174 Table 3 (a) for forward propulsion and Table 3 (b) for backward propulsion and, in Figure 3.

Table 3: Comparison of propulsion technique and performance parameters between the two classes (WH1 and WH2) for the forward propulsion (a) and the backward propulsion (b).

Forward	WH1	WH2	Comparison	
	Mean(SD)	Mean(SD)	<i>p</i>	<i>r</i>
Propulsion technique parameters				
PP_{mean} (s)	0.47(±0.17)	0.44(±0.18)	0.376	0.076
DP_{mean} (s)	0.45(±0.17)	0.37(±0.11)	0.002*	0.263
Performance parameters				
ST_{mean} (s)	2.19(±0.78)	1.98(±0.29)	<0.001	0.414
TT_{mean}¹ (s)	0.39(±0.23)	0.41(±0.28)	0.806	0.021
V_{max} (m/s)	4.31(±0.70)	4.71(±0.59)	<0.001*	0.332
V_{mean} (m/s)	2.94(±0.53)	3.05(±0.42)	0.079	0.150
V_{peak} (m/s)	2.98(±0.94)	3.15(±0.89)	0.015*	0.208
A_{max} (m/s²)	5.36(±1.76)	6.08(±1.65)	<0.001*	0.300
D_{max} (m/s²)	8.46(±3.56)	11.77(±3.80)	<0.001*	0.482
Backward	WH1	WH2	Comparison	
	Mean(SD)	Mean(SD)	<i>p</i>	<i>r</i>
Propulsion technique parameters				
PP_{mean} (s)	0.43(±0.15)	0.43(±0.15)	0.483	0.060
DP_{mean} (s)	0.43(±0.15)	0.35(±0.11)	<0.001*	0.323
Performance parameters				
ST_{mean} (s)	2.42(±0.63)	2.27(±0.78)	<0.001	0.483
TT_{mean}² (s)	0.43(±0.25)	0.41(±0.28)	<0.001	0.344
V_{max} (m/s)	3.84(±0.67)	4.17(±0.54)	<0.001*	0.247
V_{mean} (m/s)	2.64(±0.36)	2.83(±0.31)	<0.001*	0.321
V_{peak} (m/s)	2.66(±0.51)	3.05(±0.81)	<0.001*	0.292
A_{max} (m/s²)	5.98(±1.63)	6.26(±1.55)	0.126	0.131
D_{max} (m/s²)	7.61(±2.63)	11.09(±3.46)	<0.001*	0.589

SD: standard deviation; p : p -value fixed at 0,05; r : effect size for the significant difference; Bold values indicate significant values; ¹: transition time from forward propulsion to backward propulsion; ²: transition time from backward propulsion to forward propulsion; PP_{first} : propulsion phase time on the first push; DP_{last} : deceleration phase time on the last push; ST_{sprint} : sprint time; TT_{sprint} : transition time; V_{max} : maximum velocity; V_{mean} : mean velocity; V_{peak} : peak velocity on the first push; A_{sprint} : acceleration on the first push; D_{last} : deceleration on the last push.

Regarding forward propulsion, WH1 athletes demonstrate slightly to moderately higher values for ST_{first} and DP_{last} compared to athletes in the WH2 class. Conversely, WH1 athletes exhibit slightly to moderately lower values for V_{max} , V_{peak} , A_{sprint} and D_{last} in comparison to WH2 athletes. No significant difference was found regarding PP_{first} , TT_{sprint} and V_{mean} between WH1 and WH2 athletes.

About backward propulsion, like forward propulsion, WH1 athletes exhibit significantly moderately higher values for DP_{last} , ST_{sprint} and TT_{sprint} compared to WH2 athletes. Conversely, WH1 athletes show significantly lower values for V_{max} , V_{mean} , V_{peak} and D_{last} compared to WH2 athletes. No significant difference was found regarding PP_{first} and A_{sprint} between WH1 and WH2 athletes.

In the initial analysis, significant differences in velocity were observed between WH1 and WH2 athletes. Given TT_{sprint} 's representation of 13 to 21% of the total sprint duration and is influenced by athletes' velocities, it was decided to exclude this parameter from the performance metrics considered for hierarchical clustering.

Principal component analysis and hierarchical clustering

The PCA revealed two principal components explaining together 64.35% of the overall variance. The first component (PC1) accounts for 54.30% of the variance and is linked to

219 velocity parameters as indicated in Table 4. The second component (PC2) explains 10.05% of
 220 the variance and is related to temporal and propulsion technique parameters.

221 **Table 4:** Results of the principal component analysis and coordinate of each variable in each
 222 PCA components as well as percentage of variance.

	Principal component 1 (PC1)	Principal component 2 (PC2)
Variance (%)	54.30	12.05
Forward propulsion		
DP _{new}	-0.557	0.703
ST _{new}	-0.791	0.468
V _{acc}	0.850	0.293
V _{pos}	0.599	0.003
A _{new}	0.727	-0.047
D _{new}	0.772	-0.466
Backward propulsion		
DP _{new}	-0.376	-0.242
ST _{new}	-0.854	0.043
V _{acc}	0.870	0.309
V _{new}	0.822	0.436
V _{pos}	0.693	0.002
D _{new}	0.768	0.288

223

224 Three distinct clusters were identified through hierarchical clustering analysis on PCA
 225 components. The three clusters are represented in Figure 3.

226 **[Figure 3]**

227 **Figure 3:** Clustering analysis in each variable on each PCA component.

228 *With colored polygons: each cluster, colored dot: observations of each athlete in dark red for*
 229 *WH1 and blue for WH2*

230 Regarding PC1, significant differences were noted across all clusters ($p < 0.001$).

231 Regarding PC2, significant differences were noted for the cluster 1 ($p < 0.001$) and cluster 3 (p

232 = 0.002). But no significant difference was observed for cluster 2 meaning that PC2 contribute
 233 contributes slightly less to the distinction between clusters than the PC1. These significant
 234 differences make it possible to validate the discrimination of the clusters on the principal
 235 components identified. The percentage distribution of classifications by cluster is available in
 236 Table 5.

237 **Table 5:** Contingency table representing the percentages of WH1 and WH2 in each cluster (in
 238 %).

	239	
	WH1	WH2
Cluster 1	82.50	17.50
Cluster 2	45.26	54.74
Cluster 3	52.56	47.44
	241	

242 Cluster 1 is predominantly composed of WH1 athletes at 82.50% compared to 17.50%
 243 WH2. In contrast, the distributions of clusters 2 and 3 are much more balanced, with 45.26%
 244 WH1 and 54.74% WH2 for cluster 2, and 52.56% WH1 and 47.44% WH2 in cluster 3.

245 Discussion

246 To our knowledge, the analysis presented in this article represents the first exploration
 247 within the realm of wheelchair badminton. Its main objective of this study was to explore the
 248 utility of the temporal and kinematic data link to propulsion technique and athlete performance
 249 to contribute evidence-based classification in wheelchair badminton. Differences in the
 250 parameters measured were observed between the two classifications in a way that indicates a
 251 longer braking time for WH1 compared to WH2, as well as overall lower performance in terms
 252 of sprint times and velocity parameters. Contrary to our initial hypothesis, hierarchical
 253 clustering analysis did not align with current classifications, revealing three distinct clusters
 254 instead of two. This method is an attempt to allow the current classification system to evolve

255 towards an evidence-based classification, by including objective scientific measurements of the
256 performance of the athletes considered and their propulsion technique. Future research is
257 needed to implement this method and its database.

258 *Comparison of data between WH1 and WH2 athletes.*

259 Regarding propulsion technique parameters, WH2 athletes exhibit a lower deceleration
260 phase compared to those WH1, regardless of the direction of propulsion considered. This is in
261 line with the initial hypothesis. However, the propulsion phase shows no significant differences
262 between the two classes for both propulsion directions. It appears that athletes classified WH2
263 modify their propulsion technique by reducing braking phases. This observation could be
264 attributed to the superior abdominal capabilities of WH2 athletes, allowing them to lean further
265 forward or backward on the wheelchair compared to WH1 athletes, thereby enabling more
266 effective braking. Indeed, a recent study of Garner & Ricard (27), had shown that athletes with
267 lower trunk functional capacity exhibited higher angular impulse and trunk extension angles
268 during braking (27). In addition to the challenges related to trunk mobility, individuals without
269 abdominal strength need to stabilize themselves with one hand during braking phases to avoid
270 tipping forward or backward. This prevents them from fully braking with both hands.

271 In forward propulsion, WH1 athletes exhibit longer sprint times, lower maximum and
272 peak velocities, and reduced acceleration and deceleration compared to WH2 athletes. Similar
273 results are observed in backward propulsion, except for acceleration, where no significant
274 difference is found between the WH1 and WH2 groups. Also, the transition time for WH1
275 athletes is greater than for WH2 in backward propulsion, while their velocities are decreasing.
276 These results confirm the initial hypothesis and can be attributed to functional abilities,
277 particularly abdominal strength, which plays a crucial role in trunk mobility. Indeed, trunk
278 movements and stability directly influence the functional performance of athletes, as they are
279 essential mechanisms for generating propulsion force (28–30). Moreover, a more severe

280 impairment leads to decreased postural stability and propulsion capabilities (15). Thus, WH1
281 athletes, who have greater impairment of the trunk and abdominal muscles, experience more
282 pronounced negative effects on their wheelchair propulsion performance compared to WH2
283 athletes.

284 Research on wheelchair sports performance among reveals significant differences based
285 on athlete classification, particularly in sports like rugby and basketball (16,17,31–33). Higher-
286 classified athletes tend to have better aerobic and anaerobic capacity, upper limb strength, and
287 sport-specific skills, with parameters like oxygen consumption, sprint velocity, and game
288 efficiency favoring high-point players (34,35). Additionally, higher-classified athletes
289 generally show better shoulder strength, aerobic, and anaerobic capacity, underlining the
290 importance of both biomechanical and physiological factors in training (33). These results are
291 consistent with ours and highlight the importance of using such parameters in the athlete
292 classification process.

293 *Hierarchical clustering analysis*

294 Cluster analysis on the principal components of the PCA revealed three clusters, contrary
295 to the initial hypothesis of two expected clusters. According to the Mann-Whitney post-hoc test,
296 only PC1 contributes significantly to distinguishing between clusters. PC1 primarily represents
297 velocity data of athletes, which appears to be the most discriminative factor in classifying
298 athletes into three clusters. This finding suggests that the data from this study do not adequately
299 classify athletes according to the two existing classes of wheelchair badminton. However, while
300 the cluster analysis did not reveal two clusters, it revealed three. The distribution of athletes
301 across the different clusters varies. In particular, the first cluster is predominantly composed of
302 WH1 athletes (65.75%), while clusters 2 and 3 have much more balanced distributions between
303 WH1 and WH2. To understand this distribution, the number of years of practice was studied as
304 an explanatory factor. Athletes are classified as “less experienced” if they have less than 5 years

of practice, as "experienced" if they have between 5 and less than 10 years of experience, and as "very experienced" if they have 10 years or more of practice. Following this grouping, the proportions were determined in each cluster (see Table 6).

Table 6: Contingency table representing the percentages of beginners, intermediates and advanced in each cluster (in %).

	Less experienced	Experienced	Very experienced
Cluster 1	57.53	42.47	0.00
Cluster 2	46.97	50.00	3.01
Cluster 3	4.03	59.46	36.49

Based on the findings from Table 6, it is evident that cluster 1 predominantly consists of athletes labeled as "less experienced" (57.53%), while cluster 3 almost exclusively comprises "highly experienced" athletes. Additionally, cluster 2 presents a blend of athletes classified as "less experienced" (46.97%) and "experienced" (50.00%). Consequently, years of experience emerge as a possible explanatory factor for the observed cluster patterns and the distribution of WH1 and WH2 athletes. These findings suggest that years of experience may exert an influence on athletes' performance and their propulsion technique.

Recent studies have explored the use of clustering methods, like in this article, for classification in wheelchair sports. Marszałek et al. (36) found significant correlations between functional classes and anaerobic power, suggesting a valid division of wheelchair basketball players into four different classes. Van der Slikke et al. (37) used inertial sensors to measure wheelchair mobility performance, revealing only two performance-based clusters in wheelchair basketball, suggesting a potential reduction in classification groups. Connick et al. (9) employed cluster analysis of isometric strength tests for wheelchair racing, producing four clusters that better reflected activity limitations compared to the current classification system. These studies

328 and the results of this article highlight the potential of data-driven clustering approaches to
329 enhance classification systems and inform coaching strategies in wheelchair sports.

330 However, the results of this study need to be interpreted with caution. Indeed, in this
331 article, performance parameters were selected with propulsion technique parameters for
332 clustering analysis due to their rapid measurement and ease of acquisition. However, it is
333 important to acknowledge that an athlete's performance can vary for various reasons, both
334 intrinsic and extrinsic. Taking these considerations into account, along with the results obtained
335 in this study, which did not allow for the identification of the current classification, the decision
336 to use performance parameters in the clustering analysis raises questions. Thus, the results of
337 this article point more to the need to improve the current methodology employed, than to a
338 revision of the current classification. One conceivable approach would be to incorporate
339 functional parameters, such as trunk or upper limb mobility. In wheelchair basketball, for
340 example, functional classification assesses the trunk and upper limb capacities of players,
341 reflecting their ability to perform various actions on the court. The validity of this approach has
342 been demonstrated in various fields, including physiology, biomechanics, and game
343 performance (2,38,39). Integrating similar objective biomechanical measures could strengthen
344 the clustering methodology of this study and lead to a more precise classification based on
345 tangible data. This evolution could enhance the classification process of wheelchair badminton
346 players, or even prompt its revision if the results justify it. Moreover, such an approach would
347 refine and scientifically reinforce the classification, bringing it closer to the concept of
348 evidence-based classification.

349 *Limitations*

350 The primary limitation of this study is the absence of kinetic data. Including such data
351 could have provided a more comprehensive assessment of athlete performance and further

352 validated the established clusters. Future research could address this by incorporating additional
353 kinetic measurements to enhance the robustness of the findings.

354 Furthermore, the instruction given to athletes during the tests was to align the large
355 wheelchair wheel with the start/finish lines to validate the sprint. Despite the particular attention
356 paid to adhering to this instruction, it is possible that athletes did not consistently comply with
357 it throughout the entire 1-minute test duration. Considering this, it is conceivable that the
358 distance covered by each athlete may vary, potentially influencing the velocity results. An
359 improvement could involve employing photoelectric cells at the start and finish lines, signaled
360 by an audible tone upon passage. Athletes would then be instructed to trigger the cell at the end
361 of each sprint.

362 *Perspectives*

363 Regarding the characterization of WH1 and WH2 athletes, the results obtained in this
364 article could serve as a performance database for coaches and athletes. Indeed, this could enable
365 them to assess their position relative to a global average level, with the potential for
366 individualization and strategic direction in athlete training.

367 A concrete perspective for the clustering results presented in this article would be to
368 propose to the BWF to integrate more tests based on the evaluation of athletes' functional
369 capacities and objective biomechanical measurements into the existing classification process.
370 Indeed, with the aim of objectifying the classification process using rapid tests and non-invasive
371 measurements, the current classification could become more representative of athletes' abilities,
372 based on the concept of evidence-based classification. In addition to velocity measurements, it
373 would be interesting to add the evaluation of the volume of action of athletes with
374 measurements of trunk kinematics to the classification process.

375 **Conclusion**

376 To conclude, this article highlights the following points:

- 377 - WH1 athletes have a longer braking phase than WH2 athletes.
- 378 - Overall, WH1 athletes perform less well than WH2 athletes regardless of the direction
- 379 of propulsion.
- 380 - The temporal and kinematic data in this study did not allow for the identification of
- 381 the current classification, as three clusters emerged instead of two.

382 Thus, the results of this study could suggest a potential evolution of the current
383 classification towards three distinct classes of wheelchair badminton players. However, these
384 findings should be interpreted with caution, given that the included performance parameters
385 can be influenced by numerous factors, potentially undermining the robustness of the clustering
386 methodology employed.

387 This study highlights the need to strengthen the current classification process in
388 wheelchair badminton. To align with IPC guidelines and enhance the methodology employed
389 in this study, integrating functional trunk capacity data could prove to be beneficial.

390 **Financial disclosure**

391 The authors declare no conflict of interest. This work was supported by a French
392 government grant, managed by the Agence Nationale de la Recherche (ANR) under the "France
393 2030" program, reference ANR-19-STHP-0005. The funders had no role in study design, data
394 collection and analysis, decision to publish, or preparation of the manuscript.

395 **Acknowledgments**

396 The authors thank the participants in the study as well as the laboratory of the IAPS and
397 the Fédération Française de Badminton.

398 **References**

- 399 1. Mann DL, Tweedy SM, Jackson RC, Vanlandewijck YC. Classifying the
400 evidence for evidence-based classification in Paralympic sport. *Journal of Sports Sciences*.
401 2021;39(sup1):1–6.
- 402 2. Goosey-Telfrey VL, Leicht CA. Field-Based Physiological Testing of
403 Wheelchair Athletes. *Sports Med*. 2013;43(2):77–91.
- 404 3. BWF, BWF Statutes, Section 5.5.5: PARA BADMINTON CLASSIFICATION
405 REGULATIONS. BWF. [Internet]. 2020. Available from:
406 [https://extranet.bwfbadminton.com/docs/document-](https://extranet.bwfbadminton.com/docs/document-system/81/1466/1471/Section%205.5.5%20-%20Para%20Badminton%20Classification%20Regulations.pdf)
407 [system/81/1466/1471/Section%205.5.5%20-](https://extranet.bwfbadminton.com/docs/document-system/81/1466/1471/Section%205.5.5%20-%20Para%20Badminton%20Classification%20Regulations.pdf)
408 [%20Para%20Badminton%20Classification%20Regulations.pdf](https://extranet.bwfbadminton.com/docs/document-system/81/1466/1471/Section%205.5.5%20-%20Para%20Badminton%20Classification%20Regulations.pdf)
- 409 4. Janiaczyk M. Para-badminton – sport for people with disabilities. *Physiotherapy*.
410 2015;23(4).
- 411 5. Clarkson HM. *Musculoskeletal Assessment: Joint Range of Motion and Manual*
412 *Muscle Strength*. 2nd ed. 2000. (Lippincott Williams & Wilkins).
- 413 12. Maynard FM, Bracken MB, Creasey G, Ditunno JF, Donovan WH, Ducker B,
414 et al. International Standards for Neurological and Functional Classification of Spinal Cord
415 Injury. *Spinal Cord*. 1997;35:266-274.
- 416 13. Tweedy SM, Vanlandewijck YC. International Paralympic Committee position
417 stand–background and scientific principles of classification in Paralympic sport. *British Journal*
418 *of Sports Medicine*. 2011;45(4):259–69.
- 419 8. Van Der Slikke RMA, Bregman DJJ, Berger MAM, De Witte AMH, Veeger DJ
420 (H.) EJ. The Future of Classification in Wheelchair Sports: Can Data Science and
421 Technological Advancement Offer an Alternative Point of View? *International Journal of*
422 *Sports Physiology and Performance*. 2018 Jul 1;13(6):742–9.
- 423 9. Connick MJ, Beckman E, Vanlandewijck Y, Malone LA, Blomqvist S, Tweedy
424 SM. Cluster analysis of novel isometric strength measures produces a valid and evidence-based
425 classification structure for wheelchair track racing. *Br J Sports Med*. 2018 Sep;52(17):1123–9.
- 426 10. Altmann VC, Groen BE, Hart AL, Vanlandewijck YC, Keijsers NLW.
427 Classifying trunk strength impairment according to the activity limitation caused in wheelchair
428 rugby performance. *Scandinavian Med Sci Sports*. 2018 Feb;28(2):649–57.

- 429 14. Bakatchina S, Weissland T, Faupin A. Les dispositifs d'évaluation des
430 paraspportifs pratiquant des sports de petits terrains en fauteuil roulant manuel. *Mov Sport*
431 *Sci/Sci Mot.* 2021;4(114):55–69.
- 432 12. Alberca I, Chénier F, Watier B, Brassart F, Vallier JM, Faupin A. Impact of
433 holding a badminton racket on temporal and kinematic parameters during manual wheelchair
434 propulsion based on forward and backward propulsion. [Internet]. HAL; 2024. Available from:
435 <https://hal.science/hal-04594677>
- 436 5. Bolin L, Bodin P, Kreuter M. Sitting position—Posture and performance in C5–
437 C6 tetraplegia. *Spinal Cord.* 2000;38(7):425–34.
- 438 7. Seelen HAM, Potten YJM, Drukker J, Reulen JPH, Pons C. Development of new
439 muscle synergies in postural control in spinal cord injured subjects. *Journal of*
440 *Electromyography and Kinesiology.* 1998;8(1):23–34.
- 441 6. Gagnon D, Verrier M, Masani K, Nadeau S, Aissaoui R, Popovic M. Effects of
442 Trunk Impairments on Manual Wheelchair Propulsion Among Individuals with a Spinal Cord
443 Injury: A Brief Overview and Future Challenges. *Topics in Spinal Cord Injury Rehabilitation.*
444 2009;15(2):59–70.
- 445 16. Mota Ribeiro, de Almeida. Performance analysis in wheelchair para-badminton
446 matches. *International Journal of Racket Sports Science.* 2020;2(1):22–31.
- 447 9. Strapasson AM. Are Technical and Timing Components in Para-Badminton
448 Classifications Different? *Int. j. racket sports sci.* 2021;3(1):22–27.
- 449 10. Strapasson AM, Chiminazzo JGC, de Almeida MB, Duarte E. Para-badminton:
450 technical and temporal characteristics. *Physical Education and Sport Journal.* 2018;16(2):57–
451 63.
- 452 16. Rhodes JM, Mason BS, Malone LA, Goosey-Tolfrey VL. Effect of team rank
453 and player classification on activity profiles of elite wheelchair rugby players. *Journal of Sports*
454 *Sciences.* 2015;33(19):2070–8.
- 455 17. Mason BS, Lenton JP, Goosey-Tolfrey VL. The physiological and
456 biomechanical effects of forwards and reverse sports wheelchair propulsion. *The Journal of*
457 *Spinal Cord Medicine.* 2015;38(4):476–84.
- 458 18. van der Slikke RMA, Berger M a. M, Bregman DJJ, Lagerberg AH, Veeger HEJ.

- 459 Opportunities for measuring wheelchair kinematics in match settings; reliability of a three
460 inertial sensor configuration. *J Biomech.* 2015;48(12):3398–405.
- 461 19. Xu H, Chua JC, Burton M, Zhang K, Fuss FK, Subic A. Development of low
462 cost on-board velocity and position measurement system for wheelchair sports. *Procedia*
463 *Engineering.* 2010;2(2):3121–6.
- 464 20. Fuss FK. Speed measurements in wheelchair sports – theory and application.
465 *Sports Technology.* 2012;5(1–2):29–42.
- 466 21. Poulet Y, Brassart F, Simonetti E, Pillet H, Faupin A, Sauret C. Analyzing Intra-
467 Cycle Velocity Profile and Trunk Inclination during Wheelchair Racing Propulsion. *Sensors.*
468 2022;23(1):58.
- 469 22. Chénier F. Kinetics Toolkit: An Open-Source Python Package to Facilitate
470 Research in Biomechanics. *JOSS.* 2021;6(66):3714.
- 471 26. Cohen J. Statistical power analysis for the behavioral sciences. 2nd ed. Hillsdale,
472 NJ: L. Erlbaum Associates; 1988. 567 p.
- 473 27. Gerner TD, Ricard MD. Effects of Trunk Functional Capacity on the Control of
474 Angular Momentum During Manual Wheelchair Braking. *TOSSJ.* 2022 Nov
475 1;15(1):e1875399X2208150.
- 476 28. Vanlandewijck YC, Verellen J, Tweedy S. Towards evidence-based
477 classification in wheelchair sports: Impact of seating position on wheelchair acceleration.
478 *Journal of Sports Sciences.* 2011 Jul;29(10):1089–96.
- 479 29. Vanlandewijck Y, Theisen D, Daly D. Wheelchair propulsion biomechanics:
480 implications for wheelchair sports. *Sports Med.* 2001;31(5):339–67.
- 481 30. Gil-Agudo A, Del Ama-Espinosa A, Crespo-Ruiz B. Wheelchair Basketball
482 Quantification. *Physical Medicine and Rehabilitation Clinics of North America.* 2010
483 Feb;21(1):141–56.
- 484 31. Bakatchina S, Weissland T, Astier M, Pradon D, Faupin A. Performance,
485 asymmetry and biomechanical parameters in wheelchair rugby players. *Sports Biomechanics.*
486 2021 Apr 1;1–14.
- 487 32. Morgulec-Adamowicz N, Kosmol A, Molik B, Villa AB, Laskin JJ. Aerobic,

488 Anaerobic, and Skill Performance With Regard to Classification in Wheelchair Rugby Athletes.
489 Research Quarterly for Exercise and Sport. 2011 Mar;82(1):61–9.

490 33. Soylu Ç, Yıldırım NÜ, Akalan C, Akınoglu B, Kocahan T. The Relationship
491 Between Athletic Performance and Physiological Characteristics in Wheelchair Basketball
492 Athletes. Research Quarterly for Exercise and Sport. 2021 Oct 2;92(4):639–50.

493 34. Simim MAM, De Mello MT, Silva BVC, Rodrigues DF, Rosa JPP, Couto BP,
494 et al. Load Monitoring Variables in Training and Competition Situations: A Systematic Review
495 Applied to Wheelchair Sports. Adapted Physical Activity Quarterly. 2017 Oct 1;34(4):466–83.

496 35. Marcolin G, Petrone N, Benazzato M, Bettella F, Gottardi A, Salmaso L, et al.
497 Personalized Tests in Paralympic Athletes: Aerobic and Anaerobic Performance Profile of Elite
498 Wheelchair Rugby Players. JPM. 2020 Sep 9;10(3):118.

499 36. Marszałek J, Kosmol A, Morgulec-Adamowicz N, Mróz A, Gryko K, Klavina
500 A, et al. Anaerobic Variables as Specific Determinants of Functional Classification in
501 Wheelchair Basketball. Journal of Human Kinetics. 2022 Apr 26;82:243–52.

502 37. Van Der Slikke RMA, Mason BS, Berger MAM, Goosey-Tolfrey VL. Speed
503 profiles in wheelchair court sports: comparison of two methods for measuring wheelchair
504 mobility performance. Journal of Biomechanics. 2017 Dec;65:221–5.

505

506 **Supporting Information file:**

507 **S1 Table:** Processed data set used in this article.

508

Annexe 5



Get full-text, download source files and be the first to discuss this preprint with researchers worldwide via the ResearchGate Discussion Forum.

Analyse de l'impact de l'asymétrie lors de la propulsion avec raquette de badminton.

Conference Paper · October 2023

Citations
0

Authors:



Bruno B. Benta
Universidade Federal do Rio de Janeiro
28 PUBLICATIONS 11 CITATIONS
[SEE PROFILE](#)



Priscilla Ayres
Faculdade de Engenharia Pontifícia
21 PUBLICATIONS 40 CITATIONS
[SEE PROFILE](#)

Views
1



Fabio Chaves
Universidade Estadual Paulista
55 PUBLICATIONS 140 CITATIONS
[SEE PROFILE](#)



Armand Fougère
Université Toulouse
33 PUBLICATIONS 122 CITATIONS
[SEE PROFILE](#)

All content following this page was uploaded by Bruno B. Benta on 22 December 2023.

This content not certified by peer review (preprint).



The Journal of Spinal Cord Medicine. 2019; 1-9.

6.1.5. Analyse de l'impact de l'asymétrie lors de la propulsion avec raquette de badminton.

Alberca J, Chénier F, Astier M, Faupin A

Université de Toulon, LAHMESS, EA 4312, La Garde, France

Introduction : Dans les sports en Fauteuil Roulant Manuel (FRM), l'utilisation de la raquette induirait une asymétrie et engendrerait une diminution des performances et une augmentation des risques de blessures (De Groot et al. 2016; Warner et al. 2018). L'objectif de notre étude est de comparer la propulsion avec et sans raquette de badminton sur les paramètres de forces et de moments de forces.

Méthode : 16 sujets valides ($22,5 \pm 5,6$ ans; $172,8 \pm 5,9$ cm; $68,2 \pm 13,1$ kg) devaient propulser le FRM à 5km/h selon 4 conditions randomisées : sur tapis roulant et sur terrain en ligne droite de 20 m, avec et sans raquette de badminton. Un FRM multisport équipé de deux roues instrumentées (SmartWheel) a permis de récolter les données de forces et de moments de forces. Une ANOVA à 3 facteurs (tapis/terrain, avec/sans raquette, rose droite/gauche) a été effectuée.

Résultats : Les résultats montrent une différence significative ($p < 0,05$) de la force maximale médio-latérale entre le côté droit ($F_{RD} = 56,5 \pm 26,8$ N) et le côté gauche ($F_{RG} = 35,9 \pm 16,36$ N) en propulsion avec raquette. Une différence significative ($p < 0,001$) du moment de propulsion maximal du côté raquette est également observée entre les conditions tapis ($M_x = 14,4 \pm 5,5$ Nm) et terrain ($M_x = 19,2 \pm 9,9$ Nm).

Discussion : La différence de moment de propulsion entre le tapis et le terrain est un élément important à prendre en compte dans le cadre de futures expérimentations. Celle-ci peut être expliquée par la différence de résistance au roulement ou l'augmentation des mouvements de steering du FRM en condition terrain vs tapis. De plus, la différence entre F_{RD} et F_{RG} , due à la propulsion avec raquette, montre l'importance de l'impact de la raquette sur l'asymétrie de propulsion qui augmente de 28,8% du côté avec raquette. En perspective, il serait alors intéressant de proposer une modification ergonomique du FRM, notamment au niveau de la main courante afin de réduire l'asymétrie lors de la propulsion.

Groot, S. de, F. Bos, J. Koopman, A. E. Hoekstra, and R. J. K. Vegter. "Effect of Holding a Racket on Propulsion Technique of Wheelchair Tennis Players." *Scandinavian Journal of Medicine & Science in Sports* 27, no. 9 (September 2017): 918-24.

Warner, Martin B., David Wilson, Mariens O. Heller, Dana Wood, Peter Worsley, Sarah Mottram, Nick Welborn, Dirk-Jan Vegter, and Mark Bath. "Scapular Kinematics in Professional Wheelchair Tennis Players." *Clinical Biomechanics* 53 (March 2018): 7-13.

6.1.6. Caractéristiques de la propulsion du fauteuil roulant lors de sprints répétés chez des handibasketteurs.

Didier Prudon, Li, Wessland

U1179 Ensl drap, UVSQ, Laboratoire d'analyse du mouvement CHU Raymond Poincaré APHP, Garches, France

Introduction : Le système de jeu en handibasket impose des qualités de sprinteurs [1]. De fait, ces qualités doivent être développées à l'entraînement afin de performer. Cependant peu de travaux amènent une compréhension des caractéristiques de la propulsion lors de sprints répétés. Pourtant, l'usage de capteurs embarqués pour l'analyse du déplacement en fauteuil roulant de sport ouvre de nouvelles perspectives d'analyses plus écologiques [2]. Cette étude vise à quantifier les caractéristiques de l'accélération du fauteuil ainsi que l'efficacité propulsive lors de sprint répétés à partir d'un capteur embarqué.

See discussions, stats, and author profiles for this publication at: <https://www.researchgate.net/publication/357494122>

Field test using Inertial Measurement Units (IMU) in a high-level wheelchair badminton player – preliminary results

Conference Paper · October 2021

01/10/2021

0

3 authors, including:



Bruno Boute
Université de Toulouse
26 Publications 11 Citations

[See profile](#)



Fabrice Chénier
Université du Québec à Montréal
64 Publications 259 Citations

[See profile](#)

01/10/21

1



Bruno Boute
Laboratoire d'Analyse et d'Architecture des Systèmes (LARS)
130 Publications 170 Citations

[See profile](#)



Jean-Benoît Collin
Université de Toulouse
105 Publications 1,002 Citations

[See profile](#)

All content following this page was uploaded by Bruno Boute on 12 November 2021.

The user has requested enhancement of the downloaded file.

Pav (Table 1). Transition time (TT) between Par and Parr does not appear to change. Similar results were observed with the use of a racket when comparing Pav and Parr (16%, 16%, 28% and 17%). Moreover, lower A (-2%) and higher AV (+2%) were detected during Pav with the use of the racket. In Parr, AV, MV and A decreased respectively by 7%, 7% and 17%. Similarly, the transition time from Parr to Pav and Pav to Parr increased respectively by 8% and 7% when using a racket.

Discussion

With or without the use of the racket, the athlete seems less efficient in Parr compared to Pav. The acceleration and velocity decrease in Parr. This lack of efficiency is stronger when using a racket. In addition, the use of a racket seems to have a greater impact on the performance of the athlete in Parr due to the loss of acceleration and velocity and the longer time transition from Parr to Pav time. The difficulties of coupling hand and handrim may be at the origin of this loss of efficiency. Indeed, the use of the racket hinders the athlete when gripping the handrim. An ergonomic modification of the handrim could make it possible to limit the drop-in performance during propulsion with the use of the racket. Moreover, specific trainings with racket during Parr could increase performance as previously proposed by the authors in wheelchair tennis (2).

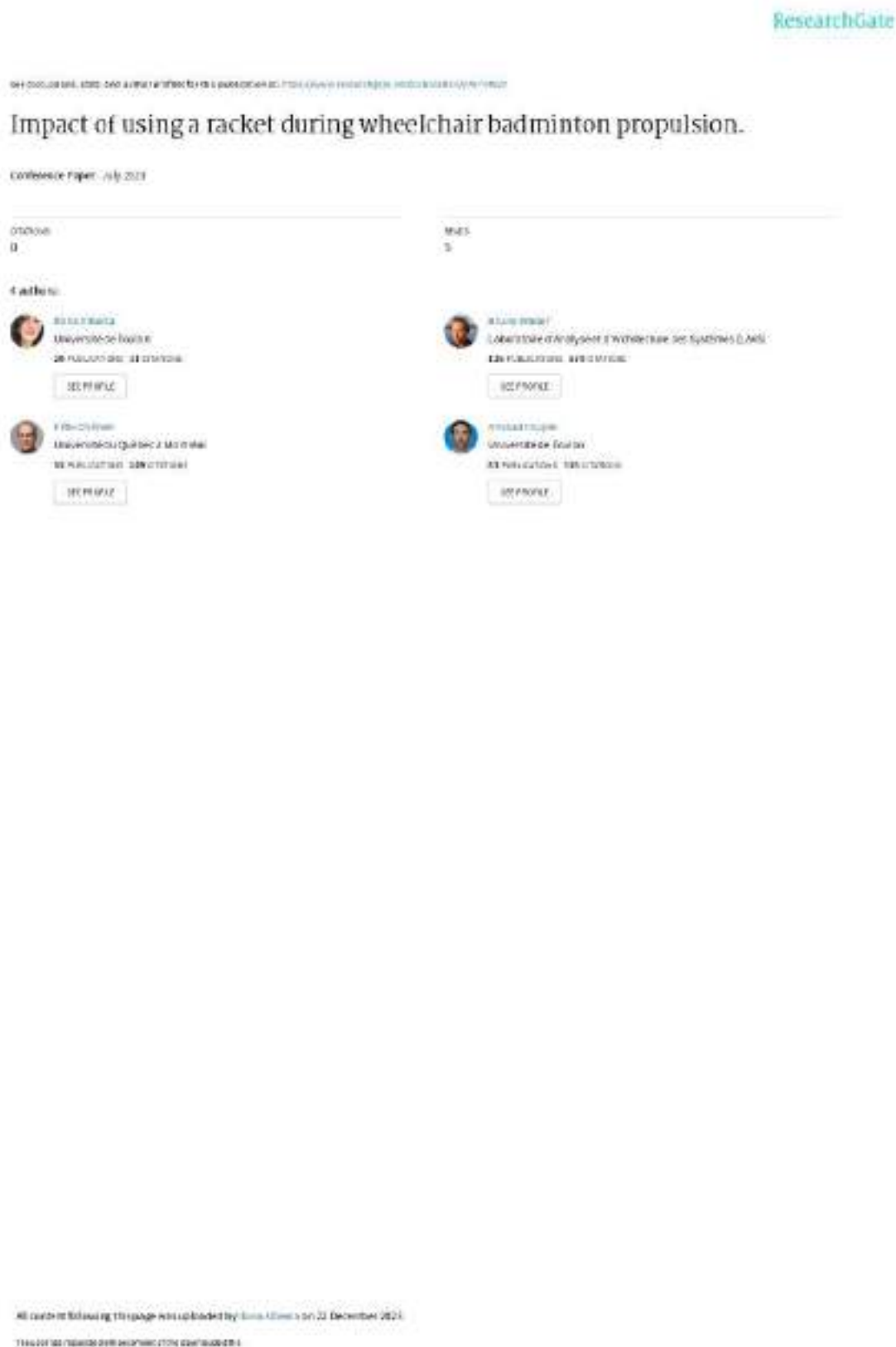
Conclusion

Our preliminary results concerning this study are promising and require additional experiments for generalization. Investigating the risk of injury could also benefit to athletes and coaches.

References

- Bakatchina,S. 2020.
<http://www.flud.org/data/Files/Prix%20Mémoire/Mémoire%20Sahar%20BAKATCHINA.pdf>
- Rietveld T et al. PLoS One. 2019 doi: 10.1371/journal.pone.0217514. PMID: 31170186; PMCID: PMC6553740.

Keywords: badminton, wheelchair, inertial units, performance, reverse propulsion



28th ECSS Anniversary Congress, Paris/France, 4-7 July 2023

Impact of using a racket during wheelchair badminton propulsion.

Ilona, A.

Université de Toulon

INTRODUCTION:

Wheelchair badminton is a recent sport, and its peculiarity lies in the use of a badminton racket (BR) during wheelchair propulsion. To our knowledge, this particularity has not been studied in the field of wheelchair badminton but more widely studied in the context of wheelchair tennis, a discipline close to wheelchair badminton in which we find the same peculiarity. Prior studies found that using a racket during wheelchair propulsion have a negative impact on the performance and efficiency of wheelchair propulsion and on the risk of injury to athletes [1-3]. In view of these studies, it would be interesting to see if the use of a BR induces similar changes. The objective of our study is therefore to compare wheelchair propulsion with and without a BR to understand its impact on the performance. We hypothesized that the athletes maximum velocity, mean acceleration and mean deceleration would decrease when using BR.

METHODS:

18 French wheelchair badminton experimented players (41.4 ± 9.3 years; 64.9 ± 11.1 kg; 169.7 ± 13.7 cm) were recruited in our study. They performed a consecutive forward (FP) and backward propulsion (BP) test for 1 min on a 3m straight line on a badminton court with and without BR. The athletes used their own wheelchairs equipped with inertial measurement units (IMU) on the wheels. These tools allowed us to collect the kinematic data on all forward and backward propulsion passages. We compare the dominant hand with and without BR.

RESULTS:

In FP, maximum velocity decreased significantly with the use of a BR (4.57 ± 0.69 m/s vs 4.68 ± 0.65 m/s). Similar results were obtained for the mean deceleration which significantly decreased while using a BR (10.19 ± 4.26 m/s² vs 11.12 ± 4.49 m/s²). In the same way, similar results were found comparing results with and without a BR in BP: the maximum velocity was higher without the use of a BR (4.21 ± 0.54 m/s vs 4.08 ± 0.65 m/s) and it is the same for the mean deceleration (10.22 ± 4.15 m/s² vs 9.52 ± 3.45 m/s²). In contrast, no significant differences were found for mean acceleration but it tends to decrease for both propulsion.

CONCLUSION:

Our hypothesis was partially verified since the maximum velocity and the mean deceleration decreased with the use of the BR in FP and BP without a significant decrease in the mean acceleration. But it tends to decrease. Thus, BR does have an impact on athletes and especially their performance. Future studies should focus on the risk of injury induced using BR.

References:

1. de Groot, S, et al., Effect of holding a racket on propulsion technique of wheelchair tennis players. *Scand J Med Sci Sports*, 2016. 27(9): p. 918-24.
2. Goosey-Tolfrey, V.L., and Moss, A. Wheelchair Velocity of Tennis Players During Propulsion With and Without the Use of Racquets. *APAQ*, 2005. 22: p. 291-301.
3. Rietveld, T, et al., Wheelchair mobility performance of elite wheelchair tennis players during four field tests: Inter-trial reliability and construct validity. *PLoS ONE*, 2019. 14(6): p. 1-16.

Topic: Disabilities

Presentation: Oral

European Database of Sport Science (EDSS)

Supported by SportTools GmbH



RESEARCHGate, 2020. Tous droits réservés. Tous les contenus sont publiés sous la responsabilité de leur auteur. ResearchGate n'est pas responsable de leur contenu.

COMPARISON BETWEEN BACKWARD AND FORWARD PROPULSION IN WHEELCHAIR BADMINTON

Conference Paper · July 2021

CITATIONS
0

READS
8

Authors

- 
Sébastien Bédard
 Université de Québec
 26 PUBLICATIONS 11 CITATIONS
[SEE PROFILE](#)
- 
Félix Chénier
 Université du Québec à Montréal
 89 PUBLICATIONS 208 CITATIONS
[SEE PROFILE](#)

- 
Sébastien Bédard
 Laboratoire d'Analyse et de Synthèse des Systèmes (LASS)
 26 PUBLICATIONS 11 CITATIONS
[SEE PROFILE](#)
- 
Félix Chénier
 Université de Toulouse
 89 PUBLICATIONS 208 CITATIONS
[SEE PROFILE](#)

All content following this page was uploaded by Sébastien Bédard on 26 September 2021.

The user has requested enhancement of the downloaded file.

COMPARISON BETWEEN BACKWARD AND FORWARD PROPULSION IN WHEELCHAIR BADMINTON

Ilona Alberca¹, Bruno Watier², Félix Clénier³ and Arnaud Faupin¹

¹Laboratoire IAPS, Université de Toulon, La Garde, France.

²LAAS-CNRS, Université de Toulouse, CNRS, UPS, Toulouse, France

³Mobility and Adaptive Sports Research Lab, Université du Québec à Montréal, Centre for Interdisciplinary Research in Rehabilitation of Greater Montreal, QC, Canada. Email: ilona.alberca@univ-tln.fr

INTRODUCTION

Wheelchair badminton is a recent sport that became a Paralympic discipline with the 2021 Tokyo games [1]. The peculiarity of this sport lies in the movements of the athletes which perform only successive forward and backward propulsion. Only four studies have investigated the differences between these two types of propulsion outside a sport setting [2-5]. However, backward propulsion modifies the kinematics of the propulsion of the athletes, which could thus act as a protective factor for the risk of injury [2][4]. However, these results relate to non-athletes and the results could differ in experienced athletes. Therefore, the objective of our study is to compare kinematics of forward and backward propulsion in experienced badminton athletes.

METHODS

18 French wheelchair badminton players (41.4±9.3 years; 64.9±11.1kg; 169.7±13.7cm) were recruited during the 2021 French Championships in Nueil-les-Aubiers. The athletes did not have any injuries or pain affecting the propulsion of the wheelchair. They performed a consecutive forward and backward propulsion test for 1 min on a 3m straight line on a badminton court with a badminton racket. This test was created to reproduce the conditions encountered during the matches. The athletes used their own wheelchairs equipped with inertial measurement units (IMU) on the wheels. These tools allowed us to collect the following kinematic data: maximum first push velocity, maximum overall velocity, mean acceleration during the first push and mean deceleration from the last push. Fig. 1 illustrates the assessed variables.

RESULTS

Table 1: Comparison between backward and forward propulsion. * $p < 0.05$, ** $p < 0.001$

	Forward propulsion	Backward propulsion
	Mean (±sd)	Mean (±sd)
Maximum first push velocity (m/s)	4.57 (±0.69)	4.08 (±0.65)**
Maximum overall velocity (m/s)	3.47 (±0.71)	2.82 (±0.67)*
Mean acceleration (m/s ²)	6.05 (±1.66)	6.41 (±1.43)
Mean deceleration (m/s ²)	-10.19 (±4.20)	-9.52 (±3.43)

Significant differences between forward and backward propulsion were noted for all measured parameters.

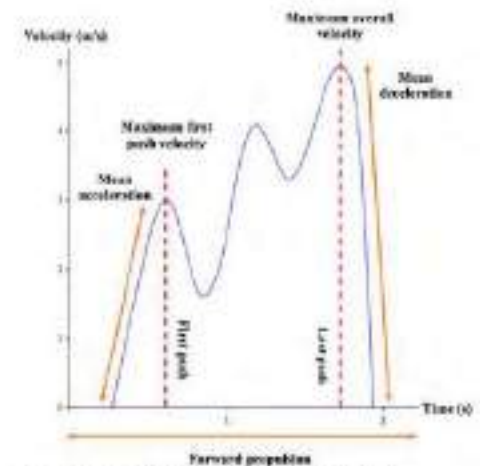


Fig 1: Propulsion velocity during forward propulsion

Maximum first push velocity, maximum overall velocity and mean deceleration were higher in forward propulsion than in backward propulsion, while mean acceleration was higher in backward propulsion vs forward propulsion.

CONCLUSION

The results are in the direction of a more efficient forward propulsion than backward. However, the mean acceleration is greater in backward propulsion without having a greater maximum first push and overall velocity. This may indicate that athletes have different propulsion kinematics depending on the chosen propulsion mode. These results are interesting for athletes and trainers who should promote training phases in backward propulsion and the transition from forward to backward propulsion to improve the performance of athletes.

[1] Janiazyk. *Physiotherpa* 23(4): 66-71, 2015

[2] Lambert et al. *JSCM* 43(5): 594-606, 2020

[3] Linden et al. *Med Sci Sports Exerc* 25(11): 1269-8, 1993

[4] Marou et al. *J Spinal Cord Med* 38(4): 476-84, 2015

[5] Salvi et al. *Arch Phys Med Rehabil* 79(1): 36-40, 1998

Annexe 9



The discussions, notes, and other materials for this course are at www2.daniels.com/engr101/engr101.html

Trunk kinematics in wheelchair badminton: preliminary results

Conference Paper - 01/10/2018 12:23

0

17

3 and 4 are, not, holding.

[illegible]

12 PROLOGUE 31 JULY 1994

注册营养师(营养师)



Université du Québec à Montréal

10.1111/j.1469-7610.2012.02608.x

◎ 俗文化語彙 · 1



STANDARD RELEASE

Lauren M. Dwyer and J. Andrew Long, September 2, 2014

11. 9. 截止 2010 年 6 月 30 日 12 个月 C 公司每股

1992, 1993, 1994, 1995, 1996, 1997, 1998, 1999, 2000, 2001, 2002, 2003, 2004, 2005, 2006, 2007, 2008, 2009, 2010, 2011, 2012, 2013, 2014, 2015, 2016, 2017, 2018, 2019, 2020, 2021, 2022, 2023, 2024, 2025, 2026, 2027, 2028, 2029, 2030, 2031, 2032, 2033, 2034, 2035, 2036, 2037, 2038, 2039, 2040, 2041, 2042, 2043, 2044, 2045, 2046, 2047, 2048, 2049, 2050, 2051, 2052, 2053, 2054, 2055, 2056, 2057, 2058, 2059, 2060, 2061, 2062, 2063, 2064, 2065, 2066, 2067, 2068, 2069, 2070, 2071, 2072, 2073, 2074, 2075, 2076, 2077, 2078, 2079, 2080, 2081, 2082, 2083, 2084, 2085, 2086, 2087, 2088, 2089, 2090, 2091, 2092, 2093, 2094, 2095, 2096, 2097, 2098, 2099, 2100, 2101, 2102, 2103, 2104, 2105, 2106, 2107, 2108, 2109, 2110, 2111, 2112, 2113, 2114, 2115, 2116, 2117, 2118, 2119, 2120, 2121, 2122, 2123, 2124, 2125, 2126, 2127, 2128, 2129, 2130, 2131, 2132, 2133, 2134, 2135, 2136, 2137, 2138, 2139, 2140, 2141, 2142, 2143, 2144, 2145, 2146, 2147, 2148, 2149, 2150, 2151, 2152, 2153, 2154, 2155, 2156, 2157, 2158, 2159, 2160, 2161, 2162, 2163, 2164, 2165, 2166, 2167, 2168, 2169, 2170, 2171, 2172, 2173, 2174, 2175, 2176, 2177, 2178, 2179, 2180, 2181, 2182, 2183, 2184, 2185, 2186, 2187, 2188, 2189, 2190, 2191, 2192, 2193, 2194, 2195, 2196, 2197, 2198, 2199, 2200, 2201, 2202, 2203, 2204, 2205, 2206, 2207, 2208, 2209, 2210, 2211, 2212, 2213, 2214, 2215, 2216, 2217, 2218, 2219, 2220, 2221, 2222, 2223, 2224, 2225, 2226, 2227, 2228, 2229, 2230, 2231, 2232, 2233, 2234, 2235, 2236, 2237, 2238, 2239, 2240, 2241, 2242, 2243, 2244, 2245, 2246, 2247, 2248, 2249, 2250, 2251, 2252, 2253, 2254, 2255, 2256, 2257, 2258, 2259, 2260, 2261, 2262, 2263, 2264, 2265, 2266, 2267, 2268, 2269, 2270, 2271, 2272, 2273, 2274, 2275, 2276, 2277, 2278, 2279, 2280, 2281, 2282, 2283, 2284, 2285, 2286, 2287, 2288, 2289, 2290, 2291, 2292, 2293, 2294, 2295, 2296, 2297, 2298, 2299, 2300, 2301, 2302, 2303, 2304, 2305, 2306, 2307, 2308, 2309, 2310, 2311, 2312, 2313, 2314, 2315, 2316, 2317, 2318, 2319, 2320, 2321, 2322, 2323, 2324, 2325, 2326, 2327, 2328, 2329, 2330, 2331, 2332, 2333, 2334, 2335, 2336, 2337, 2338, 2339, 2340, 2341, 2342, 2343, 2344, 2345, 2346, 2347, 2348, 2349, 2350, 2351, 2352, 2353, 2354, 2355, 2356, 2357, 2358, 2359, 2360, 2361, 2362, 2363, 2364, 2365, 2366, 2367, 2368, 2369, 2370, 2371, 2372, 2373, 2374, 2375, 2376, 2377, 2378, 2379, 2380, 2381, 2382, 2383, 2384, 2385, 2386, 2387, 2388, 2389, 2390, 2391, 2392, 2393, 2394, 2395, 2396, 2397, 2398, 2399, 2400, 2401, 2402, 2403, 2404, 2405, 2406, 2407, 2408, 2409, 2410, 2411, 2412, 2413, 2414, 2415, 2416, 2417, 2418, 2419, 2420, 2421, 2422, 2423, 2424, 2425, 2426, 2427, 2428, 2429, 2430, 2431, 2432, 2433, 2434, 2435, 2436, 2437, 2438, 2439, 2440, 2441, 2442, 2443, 2444, 2445, 2446, 2447, 2448, 2449, 2450, 2451, 2452, 2453, 2454, 2455, 2456, 2457, 2458, 2459, 2460, 2461, 2462, 2463, 2464, 2465, 2466, 2467, 2468, 2469, 2470, 2471, 2472, 2473, 2474, 2475, 2476, 2477, 2478, 2479, 2480, 2481, 2482, 2483, 2484, 2485, 2486, 2487, 2488, 2489, 2490, 2491, 2492, 2493, 2494, 2495, 2496, 2497, 2498, 2499, 2500, 2501, 2502, 2503, 2504, 2505, 2506, 2507, 2508, 2509, 2510, 2511, 2512, 2513, 2514, 2515, 2516, 2517, 2518, 2519, 2520, 2521, 2522, 2523, 2524, 2525, 2526, 2527, 2528, 2529, 2530, 2531, 2532, 2533, 2534, 2535, 2536, 2537, 2538, 2539, 2540, 2541, 2542, 2543, 2544, 2545, 2546, 2547, 2548, 2549, 2550, 2551, 2552, 2553, 2554, 2555, 2556, 2557, 2558, 2559, 2560, 2561, 2562, 2563, 2564, 2565, 2566, 2567, 2568, 2569, 2570, 2571, 2572, 2573, 2574, 2575, 2576, 2577, 2578, 2579, 2580, 2581, 2582, 2583, 2584, 2585, 2586, 2587, 2588, 2589, 2590, 2591, 2592, 2593, 2594, 2595, 2596, 2597, 2598, 2599, 2600, 2601, 2602, 2603, 2604, 2605, 2606, 2607, 2608, 2609, 2610, 2611, 2612, 2613, 2614, 2615, 2616, 2617, 2618, 2619, 2620, 2621, 2622, 2623, 2624, 2625, 2626, 2627, 2628, 2629, 2630, 2631, 2632, 2633, 2634, 2635, 2636, 2637, 2638, 2639, 2640, 2641, 2642, 2643, 2644, 2645, 2646, 2647, 2648, 2649, 2650, 2651, 2652, 2653, 2654, 2655, 2656, 2657, 2658, 2659, 2660, 2661, 2662, 2663, 2664, 2665, 2666, 2667, 2668, 2669, 2670, 2671, 2672, 2673, 26



System Output

subcomponent d'analyse et d'architecture des systèmes (AAS)

125 4000000000 0000000000

1999, 2000, 2001, 2002, 2003, 2004, 2005, 2006, 2007, 2008, 2009, 2010, 2011, 2012, 2013, 2014, 2015, 2016, 2017, 2018, 2019, 2020, 2021, 2022, 2023, 2024, 2025, 2026, 2027, 2028, 2029, 2030, 2031, 2032, 2033, 2034, 2035, 2036, 2037, 2038, 2039, 2040, 2041, 2042, 2043, 2044, 2045, 2046, 2047, 2048, 2049, 2050, 2051, 2052, 2053, 2054, 2055, 2056, 2057, 2058, 2059, 2060, 2061, 2062, 2063, 2064, 2065, 2066, 2067, 2068, 2069, 2070, 2071, 2072, 2073, 2074, 2075, 2076, 2077, 2078, 2079, 2080, 2081, 2082, 2083, 2084, 2085, 2086, 2087, 2088, 2089, 2090, 2091, 2092, 2093, 2094, 2095, 2096, 2097, 2098, 2099, 2100, 2101, 2102, 2103, 2104, 2105, 2106, 2107, 2108, 2109, 2110, 2111, 2112, 2113, 2114, 2115, 2116, 2117, 2118, 2119, 2120, 2121, 2122, 2123, 2124, 2125, 2126, 2127, 2128, 2129, 2130, 2131, 2132, 2133, 2134, 2135, 2136, 2137, 2138, 2139, 2140, 2141, 2142, 2143, 2144, 2145, 2146, 2147, 2148, 2149, 2150, 2151, 2152, 2153, 2154, 2155, 2156, 2157, 2158, 2159, 2160, 2161, 2162, 2163, 2164, 2165, 2166, 2167, 2168, 2169, 2170, 2171, 2172, 2173, 2174, 2175, 2176, 2177, 2178, 2179, 2180, 2181, 2182, 2183, 2184, 2185, 2186, 2187, 2188, 2189, 2190, 2191, 2192, 2193, 2194, 2195, 2196, 2197, 2198, 2199, 2200, 2201, 2202, 2203, 2204, 2205, 2206, 2207, 2208, 2209, 2210, 2211, 2212, 2213, 2214, 2215, 2216, 2217, 2218, 2219, 2220, 2221, 2222, 2223, 2224, 2225, 2226, 2227, 2228, 2229, 2230, 2231, 2232, 2233, 2234, 2235, 2236, 2237, 2238, 2239, 2240, 2241, 2242, 2243, 2244, 2245, 2246, 2247, 2248, 2249, 2250, 2251, 2252, 2253, 2254, 2255, 2256, 2257, 2258, 2259, 2260, 2261, 2262, 2263, 2264, 2265, 2266, 2267, 2268, 2269, 2270, 2271, 2272, 2273, 2274, 2275, 2276, 2277, 2278, 2279, 2280, 2281, 2282, 2283, 2284, 2285, 2286, 2287, 2288, 2289, 2290, 2291, 2292, 2293, 2294, 2295, 2296, 2297, 2298, 2299, 2300, 2301, 2302, 2303, 2304, 2305, 2306, 2307, 2308, 2309, 2310, 2311, 2312, 2313, 2314, 2315, 2316, 2317, 2318, 2319, 2320, 2321, 2322, 2323, 2324, 2325, 2326, 2327, 2328, 2329, 2330, 2331, 2332, 2333, 2334, 2335, 2336, 2337, 2338, 2339, 2340, 2341, 2342, 2343, 2344, 2345, 2346, 2347, 2348, 2349, 2350, 2351, 2352, 2353, 2354, 2355, 2356, 2357, 2358, 2359, 2360, 2361, 2362, 2363, 2364, 2365, 2366, 2367, 2368, 2369, 2370, 2371, 2372, 2373, 2374, 2375, 2376, 2377, 2378, 2379, 2380, 2381, 2382, 2383, 2384, 2385, 2386, 2387, 2388, 2389, 2390, 2391, 2392, 2393, 2394, 2395, 2396, 2397, 2398, 2399, 2400, 2401, 2402, 2403, 2404, 2405, 2406, 2407, 2408, 2409, 2410, 2411, 2412, 2413, 2414, 2415, 2416, 2417, 2418, 2419, 2420, 2421, 2422, 2423, 2424, 2425, 2426, 2427, 2428, 2429, 2430, 2431, 2432, 2433, 2434, 2435, 2436, 2437, 2438, 2439, 2440, 2441, 2442, 2443, 2444, 2445, 2446, 2447, 2448, 2449, 2450, 2451, 2452, 2453, 2454, 2455, 2456, 2457, 2458, 2459, 2460, 2461, 2462, 2463, 2464, 2465, 2466, 2467, 2468, 2469, 2470, 2471, 2472, 2473, 2474, 2475, 2476, 2477, 2478, 2479, 2480, 2481, 2482, 2483, 2484, 2485, 2486, 2487, 2488, 2489, 2490, 2491, 2492, 2493, 2494, 2495, 2496, 2497, 2498, 2499, 2500, 2501, 2502, 2503, 2504, 2505, 2506, 2507, 2508, 2509, 2510, 2511, 2512, 2513, 2514, 2515, 2516, 2517, 2518, 2519, 2520, 2521, 2522, 2523, 2524, 2525, 2526, 2527, 2528, 2529, 2530, 2531, 2532, 2533, 2534, 2535, 2536, 2537, 2538, 2539, 2540, 2541, 2542, 2543, 2544, 2545, 2546, 2547, 2548, 2549, 2550, 2551, 2552, 2553, 2554, 2555, 2556, 2557, 2558, 2559, 2560, 2561, 2562, 2563, 2564, 2565, 2566, 2567, 2568, 2569, 2570, 2571, 2572, 2573, 2574, 2575, 2576, 2577, 2578, 2579, 2580, 2581, 2582, 2583, 2584, 2585, 2586, 2587, 2588, 2589, 2590, 2591, 2592, 2593, 2594, 2595, 2596, 2597, 2598, 2599, 2600, 2601, 2602, 2603, 2604, 2605, 2606, 2607, 2608, 2609, 2610, 2611, 2612, 2613, 2614, 2615, 2616, 2617, 2618, 2619, 2620, 2621, 2622, 2623, 2624, 2625, 2626, 2627, 2628, 2629, 2630, 2631, 2632, 2633, 2634, 2635, 2636, 2637, 2638, 2639, 2640, 2641, 2642, 2643, 2644, 2645, 2646, 2647, 2648, 2649, 2650, 2651, 2652, 2653, 2654, 2655, 2656, 2657, 2658, 2659, 2660, 2661, 2662, 2663, 2664, 2665, 2666, 2667, 2668, 2669, 2670, 2671, 2672, 2673, 2674, 2675, 2676, 2677, 2678, 2679, 2680, 26

As can be seen, following a policy intervention, the level of the dependent variable is lower than the level of the dependent variable before the policy intervention.

The user has no access to the document and is not allowed to view it.

Trunk kinematics in wheelchair badminton: preliminary results

I. Alberca^a, T. Marzan^b, Félix Chénier^a, B. Watier^{b,c}, A. Fampin^a

^a Laboratoire LAPS, Université de Toulon, ^b LAAS-CNRS, CNRS, UPS, Université de Toulouse, France;

^c Mobility and Adaptive Sports Research Lab, Université du Québec à Montréal, Centre for Interdisciplinary Research in Rehabilitation of Greater Montreal, QC, Canada, ^d CNRS-AIST, JRI, IRL, Tsukuba, Japan.

1. Introduction

Wheelchair badminton is a relatively new sport that was officially integrated into the international Paralympic scene at the Tokyo Games in 2021. This wheelchair sport presents several peculiarities in terms of movement, which is solely done through forward (FP) and backward propulsion (BP). Due to this specificity of movement and the internal logic of badminton, players must perform significant forward and backward trunk tilts to retrieve net shots or clearances. Trunk postural control is crucial for stabilizing the entire body and generating muscular force during physical activity. When the trunk is stable, it is easier and safer to transfer the forces applied along the body to perform any motor task, improving muscular action, and reducing joint load (Kibler et al. 2009). In addition, studies have identified important differences in upper limb kinematics, temporal characteristics of propulsion (Sanderson and Sommer 1985), and energy expenditure (Vanlardevijck et al. 1994) depending on the degree of trunk flexion. Therefore, studying trunk kinematics is a key element to consider in wheelchair badminton. There are two classes of athletes in this sport: WH1, who are athletes with little or no abdominal function, and WH2, who have abdominal function. These differences in abdominal function notably affect postural stability and propulsion capacity (Gagnon et al. 2009).

The aim of this case study is to compare the trunk kinematics of two wheelchair badminton players, one belonging to the WH1 class and the other to the WH2 class. This analysis will allow for a better understanding of the impact of abdominal function on postural stability and performance in this wheelchair sport.

2. Methods

2.1 Participants

Our study involved the participation of two French elite para-badminton players of classes WH1 and WH2, who reported no injury or pain that could

impede their wheelchair propulsion. The categories were defined according to the BWF classification regulations. Their height and weight were 1.68 m and 1.8 m, and 71 kg and 60 kg. They used their own wheelchair designed for para-badminton, and their own racket. This research was authorized by EudraCT / IDRCB n° 2020-A02919-30.

2.2 Experimentation

The two athletes were asked to perform consecutive sprints in FP and BP for one minute on a straight line of 3 meters. They started from a standing start in FP and then, once the big wheels of the wheelchair crossed the three-meter line, they started again in BP and so on for one minute. The tests were conducted in a laboratory on a wooden parquet surface. Kinematics were recorded using an optoelectronic system composed of 22 cameras (Vicon® System, Oxford Metrics Inc., UK) arranged in a circular manner. The following markers were recorded at a frequency of 200 Hz: right and left occipital and temporal bones, mastoid, C7, T8, xiphoid process, 6th right and left ribs, high, low, right and left scapular spines, acromion, center of the clavicle, medial and lateral epicondyles of the right and left elbows, right and left radial and ulnar styloid processes, rigid body of 4 markers on the right and left arm, right and left radius (technical markers), and 2nd and 5th right and left metatarsal heads.

2.3 Data processing

Data were processed using Python 3.11 and the Kinetics Toolkit library (Chénier 2021). A trunk segment was treated from the middle point of T8 and xiphoid process to the middle point of C7 and mastoid. The trunk angle was calculated by projecting this segment in the sagittal plane. The phases of FP and BP as well as the transition from FP to BP (Trp) and the transition from BP to FP (Trf) phases were manually identified by video analysis and marked using events. Peak angles were calculated for each phase and each transition. Given the nature of our case study, no statistical test was performed.

3. Results and discussion

The test results of the study are presented in Table 1.

	Peak angle FP (°)	Peak angle BP (°)
WH1	66.36(5.66)	24.53(6.04)
WH2	76.63(2.99)	49.08(6.22)
WH2-WH1	+10.27	+24.51
	Peak angle Trp (°)	Peak angle Trf (°)
WH1	33.23(8.12)	-27.93(3.28)
WH2	75.91(4.73)	-14.51(3.57)
WH2-WH1	+42.68	-13.42

Table 1: Peak trunk inclination angles. +forward, -backward.

According to Table 1, both athletes performed consecutive forward trunk inclinations during the FP and BP. This allowed them to achieve synchronous propulsion. Figure 1 illustrates this and the transition phases.

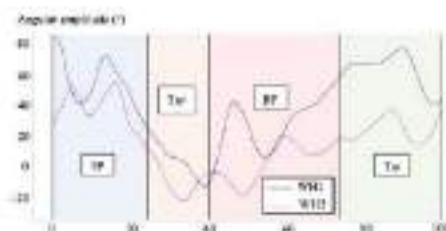


Figure 1: Example of a complete cycle of FP-Tr-BP-Tr for each athlete.

During Tr, the athletes positioned their trunk in a forward inclination to brake efficiently and be able to restart in FP. Conversely, they positioned their trunk in a backward inclination during Tr. This position allows them to brake more quickly by placing their center of gravity behind the wheelchair.

Comparing the results of the two athletes, it appears that WH2 exhibited greater forward trunk inclinations during both FP and BP as well as during Tr, compared to WH1. These differences can be explained by differences in the athletes' abilities. Indeed, WH2 has abdominal strength that allows him to perform significant forward trunk inclinations during propulsion and braking without falling. Conversely, WH1, who lacks abdominal strength, will fall if he inclines his trunk too far forward. He will then have to use his arms to lift his upper body, which could slow him down.

Regarding Tr, it is WH1 who performs the greatest trunk inclinations backward. Here also, the results can be explained by abdominal strength. Indeed, WH1, not having abdominal strength, will not be able to control his backward trunk inclination. Furthermore, WH2 does not have a backrest which may limit his backward trunk inclinations to avoid any falls.

4. Conclusions

The preliminary results of this case study reveal differences between the two classes of athletes regarding trunk inclination. Athlete WH2 seems to perform more significant forward inclinations than athlete WH1, while the latter performs more pronounced backward trunk inclinations. These results may contribute to a better understanding of the

kinematics of wheelchair badminton. It would also be interesting to examine the risks of injury associated with joint amplitudes, especially at the shoulders and wrists, to better prevent injuries. Therefore, further research is necessary by studying other joints. Additionally, the results obtained could help athletes and coaches identify strategic positioning on the court based on athletes' abilities. Finally, if differences in trunk inclinations exist between the WH1 and WH2 classes in our case study, it would be interesting to see if this is also the case for a larger cohort of athletes. These identified differences could contribute to the athlete classification process based on functional classification.

Acknowledgements

The authors thank the various participants in the study as well as the laboratory of the LAAS-CNRS.

References

- Cagnon D, Verrier M, Miasani K, Nadeau S, Aissani R, Popovic M. 2009. Effects of Trunk Impairments on Manual Wheelchair Propulsion Among Individuals with a Spinal Cord Injury: A Brief Overview and Future Challenges. *Topics in Spinal Cord Inj Rehabil*. 15(2):59–70.
- Kibler WB, Press J, Scusscin A. 2006. The Role of Core Stability in Athletic Function. *Sports Med*. 36(3):189–198.
- Sanderson DJ, Sumner HJ. 1985. Kinematic features of wheelchair propulsion. *J. Biomech*. 18(6):425–429.
- Vanlandewijck YC, Spaepen AJ, Lysens RJ. 1994. Wheelchair propulsion efficiency: movement pattern adaptations to speed changes. *Med Sci Sports Exerc*. 26(11):1373–1381.
- Chéreau Félix. 2021. Kinetics Toolkit: An Open-Source Python Package to Facilitate Research in Biomechanics. *JOSS*. 6(66):3714.

Keywords: wheelchair badminton, trunk kinetics, forward propulsion, backward propulsion

*Corresponding author. Email:

ilona.alberca@univ-tln.fr

Remerciements

Je tiens tout d'abord à remercier chaleureusement le Pr Hélène Pillet et le Dr Thierry Weissland pour l'honneur qu'ils m'ont fait en acceptant d'être rapporteurs de cette thèse. Merci pour le temps précieux que vous y avez consacré et pour vos retours éclairés, qui ont considérablement enrichi ce travail.

Je remercie également le Dr Elena Bergamini, le Dr Caroline Martin et le Dr Delphine Chadeaux pour avoir accepté d'être examinateurs de cette thèse. Vos perspectives ont apporté une grande valeur à ce travail.

Cette aventure n'aurait pas été possible sans le soutien indéfectible du laboratoire J-AP2S et de la Fédération Française de Badminton. Je souhaite adresser un merci particulier à Elisa Chanteur et Sandrine Bernard pour leur appui constant dans un environnement qui m'était inconnu, et pour leur aide précieuse, qui a grandement facilité mes expérimentations. Merci également aux sportifs ayant participé aux tests, notamment David Toupé et Thomas Jackobs, toujours volontaires et engagés depuis le début.

L'origine de cette thèse trouve ses racines il y a plusieurs années, peut-être dès ma première année de licence... mais ce n'est qu'une légende. Arnaud Faupin, notre rencontre a marqué un tournant décisif dans mon parcours. Entre discussions autour d'un volley assis et questions marquantes en cours comme : « Quelle est la formule de la puissance, Ilona ? » (l'histoire ne dit pas si j'ai répondu correctement), tu m'as montré la voie de la recherche et accompagné jusqu'à cette thèse. Pour ton soutien, ton encadrement bienveillant et ta confiance, je te remercie sincèrement.

Au fil du temps, d'autres acteurs majeurs ont enrichi cette histoire : Félix Chénier, rencontré en Master 2, et Bruno Watier dès ma première année de thèse. Grâce à vous, cette aventure a pris une dimension internationale, entre le Canada et le Japon. Votre minutie et votre expertise m'ont souvent poussée hors de ma zone de confort, mais elles ont indéniablement élevé la qualité de mon travail. Merci pour le temps consacré, les moments partagés entre le froid canadien et la chaleur japonaise, ainsi que vos encouragements qui m'ont aidée à surmonter les défis.

Un guide éclairé a également marqué mes débuts : Éric Watelain, mon premier tuteur et initiateur de ma passion pour la recherche. Merci d'avoir tracé la voie.

Durant ce voyage, j'ai eu la chance de recevoir des soutiens précieux, notamment celui de Pascale Duché. Vous avez été une lumière apaisante, éclairant mon chemin lorsque l'obscurité me semblait trop dense pour discerner une issue. Votre sens aigu de la science et vos paroles toujours justes m'ont redonné courage dans les moments les plus difficiles. Je vous en remercie chaleureusement.

Si l'on peut démarrer une aventure seule, il est bien difficile de la mener à terme sans soutien. Au cours de cette thèse, des compagnons précieux m'ont accompagnée, parfois du début à la fin, parfois pour un temps donné, chacun y apportant sa touche unique :

- Florian Brassart, mage de la programmation et de la sagesse ;
- Opale Vigié, sorcière protectrice suprême (c'est bien un compliment, cf. Mona Chollet) et experte en discussions ;
- Lorian Honnorat, maître du soutien et des Pokémon ;
- Nolwenn Poquerusse, chevalière bretonne des mathématiques et de la musique apaisante ;

- Safiya Noury, guerrière lumineuse et indéfectible alliée ;
- Aurélie Cortial, sorcière du soutien émotionnel et son fidèle familier Pampinette ;
- Thomas Lamure, ninja du calme et du soutien sans faille ;
- Mathieu Deves, illusionniste des articles scientifiques ;
- Maxime Misericordia, samouraï éclairé à la trottinette ;
- Zoé Pomarat, soutien d'expérimentation en terre lointaine.

Vos présences ont été d'un immense réconfort et les souvenirs de ces instants resteront gravés dans ma mémoire comme des traces immuables. Merci pour tous les sourires, rires, larmes et les miou miou.

Durant ce périple, j'ai également eu l'occasion de faire escale dans un bureau voisin pour y découvrir Alix Augustin, Camille de Thierry de Faltans, Léa Vidal, Paul Galantine, Anthony Sudlow, Clément Maviel et Chrystal Bêlard. Vous m'avez apporté un grand soutien, tant scientifique qu'émotionnel. Une mention particulière à Alix pour nos conversations en voiture, à Paul pour nos débats parfois peu scientifiques mais toujours stimulants, et à Léa et Camille pour nos échanges apaisants dans les couloirs. Merci également à Julie Larribaut et Giovanna del Sordo pour leur aide inestimable face au stress ou aux statistiques. Tout me paraissait plus simple après nos discussions.

Merci aussi aux lutins qui ont jalonné ce parcours : Alice Levenez, Maïtena Saurel, Célia Lascialfare, Lou Sibille, Émilie Schott, Aïnhua Herrero et Maëlle Rottreau Granger. Votre soutien, même à distance, a été inestimable.

D'autres escales parisiennes m'ont permis de rencontrer la team Paraperf, à qui j'adresse mes remerciements les plus chaleureux. Une attention particulière pour Nicolas Fortsmann, Bryan Le Toquin, Mélanie Baconnais et Imad Hamri.

Enfin, cette thèse m'a aussi permis de retrouver des soutiens constants depuis le début. Merci à mes parents, Robert et Sylvie Alberca, pour leur présence indéfectible et leur soutien dans les moments difficiles et les doutes. À mes cousins, Grégoire et Xavier Alberca, à mon oncle Marc Alberca et à ma famille suisse, toujours disponibles pour m'écouter et m'encourager. Une pensée particulière pour Marylou et Chloé, témoins de mes doutes comme de mes réussites, avec toujours douceur et bienveillance.

Et enfin, Lou. Merci d'avoir supporté mes stress et mes angoisses, parfois excessifs. Ta patience, ton soutien et tes attentions quotidiennes ont rendu cette aventure possible. Merci pour tout ce que tu fais, tout ce que tu es et qui te rend unique.

Ilona ALBERCA
Laboratoire J-AP2S, Université de Toulon

ANALYSE BIOMÉCANIQUE DES SPÉCIFICITÉS DU BADMINTON FAUTEUIL

Résumé en français

Cette thèse vise à analyser biomécaniquement les spécificités du badminton en fauteuil roulant. Les études ont impliqué 16 sportifs valides et 19 sportifs de badminton en fauteuil roulant. Les sportifs valides ont effectué un test à vitesse sous-maximale et les sportifs en fauteuil roulant, un test à vitesse maximale. Trois aspects spécifiques de la discipline ont été examinés : l'utilisation de la raquette de badminton, la direction de la propulsion, et la classification des sportifs. Plusieurs paramètres ont été évalués, notamment la force, la puissance, l'efficacité de propulsion, la vitesse, l'accélération, la décélération, et des mesures temporelles. Les résultats ont révélé un impact négatif de l'utilisation de la raquette, qui complique l'application des forces sur la main courante et modifie le pattern de propulsion. La propulsion vers l'arrière a également un effet négatif sur la performance des sportifs, affectant particulièrement leur vitesse, accélération, et décélération. De plus, les sportifs classés WH1 ont montré des performances inférieures par rapport aux WH2 en termes de vitesse, d'accélération, et de décélération. Cependant, les différentes spécificités étudiées ne semblent pas interagir de manière synergique, car les résultats indiquent qu'un paramètre n'accentue pas l'effet d'un autre. Les données recueillies soulignent également la nécessité de revoir le processus de classification actuel du badminton en fauteuil roulant, en intégrant davantage de mesures objectives, et en envisageant la création d'une troisième catégorie de sportifs. Ce travail sert de base à l'analyse de cette discipline sportive et pour les futures recherches qui s'attacheront à tester différentes solutions ergonomiques pour pallier les difficultés identifiées dans cette thèse.

Mot clés : badminton fauteuil, biomécanique, spécificités.

BIOMECHANICAL ANALYSIS OF THE SPECIFICITIES OF WHEELCHAIR BADMINTON

Résumé en anglais

This thesis aims to biomechanically analyze the specificities of wheelchair badminton. The studies involved 16 able-bodied athletes and 19 wheelchair badminton athletes. The able-bodied athletes performed a submaximal speed test, while the wheelchair athletes performed a maximal speed test. Three specific aspects of the discipline were examined: the use of the badminton racket, the direction of propulsion, and the classification of athletes. Several parameters were evaluated, including force, power, propulsion efficiency, speed, acceleration, deceleration, and temporal measures. The results revealed a negative impact of racket use, which complicates the application of forces on the push rim and alters the propulsion pattern. Backward propulsion also negatively affects athlete performance, particularly impacting their speed, acceleration, and deceleration. Furthermore, athletes classified as WH1 showed lower performance compared to WH2 in terms of speed, acceleration, and deceleration. However, the specificities studied do not appear to interact synergistically, as the results indicate that one parameter does not exacerbate the effect of another. The collected data also highlight the need to revise the current classification process for wheelchair badminton, incorporating more objective measures and considering the creation of a third category of athletes. This work serves as a foundation for the analysis of this sport and for future research that will aim to test various ergonomic solutions to address the difficulties identified in this thesis.

Keywords: wheelchair badminton, biomechanics, specificities.