



HAL
open science

Analyse des asymétries dynamiques et fonctionnelles des membres supérieurs des parasportifs en fauteuil roulant manuel

Florian Brassart

► **To cite this version:**

Florian Brassart. Analyse des asymétries dynamiques et fonctionnelles des membres supérieurs des parasportifs en fauteuil roulant manuel. Education. Université de Toulon, 2023. Français. NNT : 2023TOUL1002 . tel-04910519

HAL Id: tel-04910519

<https://theses.hal.science/tel-04910519v1>

Submitted on 24 Jan 2025

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

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

THÈSE

présentée par :

Florian BRASSART

soutenue le : 18 décembre 2023

pour obtenir le grade de Docteur en

Sciences et Techniques des Activités Physiques et Sportives

Spécialité : **BIOMÉCANIQUE**

Analyse des asymétries dynamiques et fonctionnelles des membres supérieurs des parasportifs en fauteuil roulant manuel

THÈSE dirigée par :

M. FAUPIN Arnaud

PU, Université de Toulon

M. WEISSLAND Thierry

MCU-HDR, Université de Bordeaux

M. WATELAIN Éric

MCU-HDR, Université de Toulon

JURY :

M. FAUPIN Arnaud

PU, Université de Toulon

Directeur de thèse

M. WEISSLAND Thierry

MCU-HDR, Université de Bordeaux

Co-directeur de thèse

M. WATELAIN Éric

MCU-HDR, Université de Toulon

Co-directeur de thèse

Mme. BERGAMINI Elena

MCU, Université « Foro Italico »

Rapporteur

M. CHÉNIER Félix

PU, Université du Québec

Rapporteur

M. WATIER Bruno

PU, Université de Toulouse III

Examineur

M. BASCOU Joseph

Directeur Ph-D, INI-CERAH

Examineur

M. GENÊT François

PU-PH, Université de Versailles-Saint-Quentin

Examineur

Ce travail de thèse a été permis grâce à la collaboration des laboratoires JAP2S (anciennement IAPS) de l'université de Toulon, IMS de l'université de Bordeaux et ISM de l'université Aix-Marseille.

Cette collaboration a eu lieu au sein du projet PARAPERF ayant bénéficié d'une aide de l'État, gérée par l'Agence Nationale de la Recherche (ANR) au titre du programme « Investissement d'Avenir » portant la référence ANR-19-STHP-0005.

« Je ne me suis jamais sentie spéciale de ne pas avoir de jambes.

La seule chose qui me rend extraordinaire,

c'est que je cours vite »

Marlou Van Rhijn, Pays-Bas – Athlétisme – Médaille d'or (Londres 2012)

Liste des publications relatives à la thèse :

- **Brassart F**, Faupin A, Hays A, Watelain E, Weissland T. Relationship of Force–Velocity Profile between Field Sprints and Lab Ballistic or Cycling Ergometer for Wheelchair Basketball Players. *Applied Sciences*. 2023; 13(13):7469, <https://doi.org/10.3390/app13137469>
- **Brassart F**, Faupin A, Hays A, Bakatchina S, Alberca I, Watelain E, Weissland T. Upper limb cranking asymmetry during a Wingate anaerobic test in wheelchair basketball players. *Scandinavian Journal of Medicine & Science in Sports*. 2023; 00, 1–13, <https://doi.org/10.1111/sms.14376>
- **Brassart F**, Faupin A, Hays A, Watelain E, Weissland T. Upper limb strength and asymmetry on a ballistic ergometer between seated para-athletes and non-disabled athletes. *Frontiers in Psychology Movement Science, research topic Adapted & (dis)Ability Sport*. En deuxième révision.

Autres Publications

- Bakatchina S, **Brassart F**, Dosseh K, Weissland T, Pradon D, Faupin A. Effect of repeated, on-field sprints on kinematic variables in wheelchair rugby players. *American Journal of Physical Medicine & Rehabilitation*. 2023. <https://doi.org/10.1097/PHM.0000000000002337>
- Poulet Y, **Brassart F**, Simonetti E, Pillet H, Faupin A, Sauret C. Analyzing Intra-Cycle Velocity Profile and Trunk Inclination during Wheelchair Racing Propulsion. *Sensors*. 2023; 23(1):58. <https://doi.org/10.3390/s23010058>
- Bakatchina S, Weissland T, **Brassart F**, Alberca I, Vigie O, Pradon D, Faupin A. Influence of Wheelchair Type on Kinematic Parameters in Wheelchair Rugby. *Frontiers in Sports and Active Living*, Volume 4. 2022. <https://doi.org/10.3389/fspor.2022.861592>
- Alberca I, Chénier F, Astier M, Combet M, Bakatchina S, **Brassart F**, Valier J-M, Pradon D, Watier B, Faupin A. Influence of Wheelchair Type on Kinematic Parameters in Wheelchair Rugby. *Frontiers in Sports and Active Living*, Volume 4. 2022. <https://doi.org/10.3389/fspor.2022.862760>
- Bascou J, **Brassart F**, Sauret C, Weissland T. Do smartphones allow the estimation of sport wheelchair rolling resistances? *Computer Methods in Biomechanics and Biomedical Engineering*. 2019; 22:sup1, S505-S506, <https://doi.org/10.1080/10255842.2020.1714998>

Communications scientifiques internationales:

- **Brassart F**, Pradon D, Watelain E, Bakatchina S, Alberca I, Weissland T, Faupin A. Impact of the Angular Variation of the Trunk during a Propulsion Cycle Using Inertial Measurement Units (IMU). In Proceedings of the 19th Conference of the Association des Chercheurs en Activités Physiques et Sportives (ACAPS), Montpellier, France, 27–29 October 2021, [10.13140/RG.2.2.13555.81440](https://doi.org/10.13140/RG.2.2.13555.81440)
- **Brassart F**, Faupin A, Hays A, Watelain E, Weissland T. Upper limb strength asymmetry on a ballistic ergometer between seated paralympic athletes and able-bodied athletes. In Proceedings of the Conference of the European College of Sport Science (ECSS), Paris, France, 4-7 July 2023.
- **Brassart F**, Faupin A, Hays A, Bakatchina S, Alberca I, Watelain E, Weissland T. Upper limb cranking asymmetry during a Wingate anaerobic test in wheelchair basketball players. In Proceedings of the Conference of the European Society of Biomechanics (ESB), Maastricht, Netherlands, 9-12 July 2023.
- **Brassart F**, Faupin A, Hays A, Watelain E, Weissland T. Relationship of force-velocity profile between field sprints and lab ballistic or cycling ergometer on wheelchair basketball players. In Proceedings of the 21st Conference of the Association des Chercheurs en Activités Physiques et Sportives (ACAPS), Reims, France, 31 October - 2 November 2023.
- **Brassart F**, Faupin A, Hays A, Watelain E, Weissland T. Comparison of upper limb asymmetry between ballistic or cycling movement: Relationship with sport and impairment on para-athletes. In Proceedings of the VISTA Conference, Cairo, Egypt, 31 October - 3 November 2023.

Liste des Figures

Figure 1 : Représentation schématique de l'innervation musculaire par les nerfs spinaux.....	28
Figure 2 : Photos de deux types de handbike. À gauche le type Arm Trunk Power (ATP) avec un cycliste classé H5 et à droite, le type Arm Power (AP) avec un cycliste classé H3.	39
Figure 3 : Les différents éléments d'un fauteuil roulant manuel. À gauche FRM de vie type actif (modèle Quickie Xenon ²) et à droite FRM d'handibasket (modèle B-MAX TK - Semi Adjustable).....	41
Figure 4 : Représentation du cycle de propulsion inspirée par Vanlandewijck et al. (2001).	43
Figure 5 : Phases du cycle de propulsion identifiées à partir de la force tangentielle appliquée sur la main courante (Phases de contact et de recouvrement) et de la vitesse du déplacement du fauteuil roulant manuel (Phases d'accélération et de décélération) lors d'un déplacement rectiligne sur sol horizontal.	44
Figure 6 : Représentation des trajectoires en deux dimensions de la main par rapport au fauteuil.....	46
Figure 7 : Représentation des forces appliquées sur la main courante.	50
Figure 8 : Photo d'un Athlète T52 dans un fauteuil roulant manuel de course sur piste (modèle Top End NRG).....	56
Figure 9 : Représentation générale du cycle de propulsion selon les différents paramètres biomécaniques mesurés.	58
Figure 10 : Représentation de l'évolution de la Fraction efficace de force (FEF) en bleu et du Postural Force Production Index (PFPI)en vert lors d'un cycle de propulsion [Hernandez, 2016; Jacquier-Bret et al., 2013]	60
Figure 11 : Représentation des forces appliquées aux manivelles en fonction de la position du membre supérieur au cours d'un cycle de propulsion.	61
Figure 12 : Figure de Hill dans son étude de 1949.....	116

Figure 13 : Représentation schématique de l'installation du sujet sur l'ergomètre balistique	120
Figure 14 : Représentation de l'indice de symétrie instantanée (ISI ; aire grise) sur les données de force mesurées sur les plateformes droite (ligne continue) et gauche (ligne pointillée) et du déplacement (ligne en point tiret) en fonction du temps.	122
Figure 15 : Représentation schématique de l'installation du sujet sur l'ergomètre à manivelle.	124
Figure 16 : Représentation de l'indice de symétrie instantanée (ISI ; aire grise) sur les données de force mesurée sur l'ergomètre à manivelle chez un handbiker H4 à une résistance de 40% de MM-I.	127
Figure 17 : Représentation schématique de l'installation du sujet sur l'ergomètre à manivelles pour le test d'effort à charge incrémentale. Les rectangles positionnés sur le bras du participant représentent le système NIRS de la compagnie MOXY permettant la mesure de la saturation en oxygène des muscles biceps (bleu) et triceps (rouge).	128
Figure 18 : À gauche, photographie d'une joueuse de basketball fauteuil (classification 4.5) lors d'un sprint en ligne droite. À droite, représentation d'une centrale inertielle (IMU ; atounovation) utilisée lors des tests en milieu écologique.	132
Figure 19: Vitesse linéaire du déplacement d'un joueur de basketball en fauteuil roulant manuel mesurée (ligne continue) et polynomiale de cette vitesse (ligne pointillée) (a). Puissance (ligne continue) et Force (ligne pointillée) calculée à partir de l'accélération, la vitesse et la masse du même participant (b).	135
Figure 20 : Représentation schématique de l'organisation des travaux expérimentaux réalisés dans cette thèse.	137

Listes des Tableaux :

Tableau 1 : Critères de classification en basketball fauteuil [IWBF, 2021].....	35
Tableau 2 : Critères de classification du rugby fauteuil [IWRF, 2021].....	37
Tableau 3 : Critères de classification en athlétisme pour les courses en fauteuil roulant manuel [IPC, 2018].	38
Tableau 4 : Critères de classification en handbike en para cyclisme [UCI IPC, 2022].	40
Tableau 5 : Exemple de résultat des signes des asymétries et la valeur de kappa correspondante.	88
Tableau 6 : Récapitulatif des résultats relatifs à la thèse	257

Liste des Abréviations :

2D	Deux Dimensions
3D	Trois Dimensions
AC	Abdominal Capacities / Capacités Abdominales
ACP	Analyse en Composantes Principales
AP	Arm Power
APHP	Assistance Publique - Hôpitaux de Paris
ATP	Arm Trunk Power
AVC	Accident Vasculaire Cérébrale
CES	Crank Ergometer Sprint / sprint sur ergomètre à manivelle
CHU	Centre Hospitalier Universitaire
CIP	Comité International Paralympique
CMJ	Counter Movement Jump
CNRS	Centre National de la Recherche Scientifique
DOI	Digital Object Identifier
EMG	Electromyographique
ESB	European Society of Biomechanics
FEF	Fraction Effective de Force
FRM	Fauteuil Roulant Manuel
F-V	Force Velocity (Force Vitesse)
HB	Handbike
HBP	Horizontal Ballistic Push-Off
HDR	Habilitation à Diriger des Recherches
HP	High Point / Gros Point
HRA	Hyper-Réflexivité Autonome
IAPS	Unité De Recherche Impact De L'activité Physique Sur La Santé
IMC	Infirmie Moteur Cérébrale
IMS	Laboratoire De l'Intégration Du Matériau Au Système
IMU	Inertial Measurement Unit
IPC	International Paralympic Committee
IS	Indice de Symétrie
ISD	Indice de Symétrie Dynamique
ISI	Indice de Symétrie Instantanée
ISIC	Indice de Symétrie Intracycle
ISM	Institut des Sciences du Mouvement
ISN	Indice de Symétrie Normalisé
IWBF	International Wheelchair Basketball Federation
IWRF	International Wheelchair Rugby Federation

LP	Low Point (petit point)
max.	Maximum
ML	Moment Left / Moment gauche
MR	Moment Right / Moment droit
MVC	Maximal Voluntary Contraction
MWC	Manual Wheelchair
NAC	No Abdominal Capacities (Absence de capacités abdominales)
ND	Non Dominant
NIRS	Système Réduit de Spectroscopie Infrarouge
NS	No Significant difference (Pas de différence significative)
OMS	Organisation Mondiale de la Santé
p. ex.	Par Exemple
PAAC	Para-Athlete With Abdominal Capacities (Parasportifs avec des capacités abdominales)
PANAC	Para-Athlete Without Abdominal Capacities (Parasportifs sans capacité abdominale)
PC	Paralysie Cérébrale
PFPI	Postural Force Production Index / Indice de production de force posturale
RPM	Rotation Par Minute
RS	Ratio de Symétrie
SI	Symetry Index / Indice de Symétrie
SLA	Sclérose Latérale Amyotrophique
SNC	Système Nerveux Centrale
SP	Ecological Wheelchair Sprint (sprint en fauteuil roulant manuel en milieu écologique)
SPSS	Statistical Package for the Social Sciences
SWC	Smallest Worthwhile Change (le plus petit changement significatif)
TMS	Troubles Musculosquelettiques
UMR	Unité Mixte de Recherche
URL	Uniform Resource Locator
WB	Wheelchair Basketball (Basketball fauteuil)
WR	Wheelchair Rugby (Rugby en fauteuil roulant)

Table des matières

Introduction Générale	17
Première Partie : Cadre Théorique.....	21
1. Chapitre 1 : Le sport paralympique	22
1.1. Spécificités du handicap moteur.....	22
1.1.1. Définition du handicap	22
1.1.2. Capacités fonctionnelles et classification dans le sport.....	30
1.2. Spécificités biomécaniques des sports paralympiques.....	40
1.2.1. Biomécanique du déplacement en fauteuil roulant manuel	40
1.2.2. Biomécanique du manivellage sur handbike et vélo à bras	56
1.2.3. Risques de blessures lors de la sollicitation du haut du corps pour ses déplacements.....	62
1.3. Synthèse.....	66
2. Chapitre 2 : Définition, quantification et interprétation de l'asymétrie	68
2.1. Asymétrie inter-membre	68
2.2. Latéralité et asymétrie	70
2.3. Méthodes de quantification de l'asymétrie	72
2.3.1. Les indices de symétrie	72
2.3.2. Ratio de symétrie	76
2.3.3. Angle de symétrie.....	76

2.3.4.	Indices de symétrie dynamiques	78
2.3.5.	Évaluation statistique de la symétrie	81
2.3.6.	L'intégrale des différences comme valeurs de l'asymétrie.....	83
2.4.	Interprétation des asymétries : définition d'un seuil ?	85
2.5.	Synthèse.....	90
3.	Chapitre 3 : Asymétrie fonctionnelle dans le domaine de la performance sportive	92
3.1.	Asymétrie dans le domaine sportif : relation avec le risque de blessure ? .	92
3.2.	Asymétrie dans le domaine sportif : relation avec la performance ?	95
3.3.	Évolution de l'asymétrie après un entraînement spécifique	100
3.4.	Évolution de l'asymétrie avec la fatigabilité	101
3.5.	Asymétries lors de la propulsion en fauteuil roulant manuel.....	103
3.6.	Synthèse.....	107
4.	Chapitre 4 : Problématique.....	109
4.1.	Questions de recherche	109
4.2.	Objectifs	110
4.3.	Hypothèses.....	111
	Deuxième partie : Contributions personnelles	113
5.	Chapitre 5 : Méthodologies générales	114
5.1.	Organisation générale	114

5.1.1.	Comité d'éthique et financement	115
5.1.2.	Condition et Organisation de passation des tests expérimentaux	115
5.1.3.	Profil Force Vitesse Puissance	115
5.1.4.	Mesure de l'asymétrie	118
5.2.	Participants	118
5.3.	Tests sur Ergomètre Balistique.....	119
5.3.1.	Matériels.....	119
5.3.2.	Procédure	120
5.3.3.	Traitement de signal.....	121
5.4.	Tests sur ergomètre à manivelle	123
5.4.1.	Matériels.....	123
5.4.2.	Procédure	124
5.4.3.	Traitement de signal.....	125
5.5.	Test en rampe à charge incrémentale sur ergomètre à manivelles pour déterminer $VO_{2\text{ pic}}$	127
5.5.1.	Matériels.....	127
5.5.2.	Procédure	128
5.5.3.	Traitement de signal.....	129
5.6.	Tests de terrain avec centrales inertielles	130
5.6.1.	Matériels.....	130
5.6.2.	Procédure	131
5.6.3.	Traitement de signal.....	132
5.7.	Statistiques	135
6.	Chapitre 6 : Études réalisées.....	137

6.1.	Organisation des études.....	137
6.2.	Déficiences motrices et limitations fonctionnelles induites	138
6.2.1.	Étude 1 : Comparaison de l'asymétrie entre sportifs valides et parasportifs.....	139
6.2.2.	Étude 2 : Comparaison de l'asymétrie de membres supérieurs entre les joueurs de différents sports sur ergomètre balistique et ergomètre à manivelle : étude de l'impact des capacités fonctionnelles sur l'asymétrie	158
6.2.3.	Synthèse des études 1 et 2	175
6.3.	Évolution de l'asymétrie avec la durée de l'exercice	179
6.3.1.	Étude 3 : Asymétrie et gestion de la trajectoire lors de sprints répétés avec un faible temps de récupération : analyse au cours du sprint et avec la fatigabilité induite.	181
6.3.2.	Étude 4 : Asymétrie de manivellage lors du test Wingate anaérobie de 30 secondes.....	200
6.3.3.	Étude 5 : Évolution de l'asymétrie biomécanique et physiologique des membres supérieurs lors d'un test d'effort à charge incrémentale.....	215
6.3.4.	Synthèse des études 3 à 5.....	230
6.4.	Coordonnations motrices standardisées <i>vs</i> libres.....	233
6.4.1.	Étude 6 : Relation des asymétries et des capacités de force et de vitesse entre des sprints en fauteuil roulant manuel, sur un mouvement de manivellage et lors de poussées balistiques à différents niveaux de résistance.	233
6.4.2.	Discussion de l'étude 6	251
6.5.	Synthèse des Discussions des Différentes Parties	255

Troisième partie : Discussion générale et Conclusion..... 259

7. Chapitre 7 : Discussion Générale	260
7.1. Limites	264
7.2. Conclusion.....	265
7.3. Perspectives.....	266
Références	268
Remerciements.....	309

Introduction Générale

L'asymétrie, bien que couramment étudiée dans le contexte de la population valide, demeure un domaine largement inexploré chez les sportifs paralympiques, en particulier ceux qui utilisent le Fauteuil Roulant Manuel (FRM) ou le handbike (HB) comme moyen principal de locomotion. Ces athlètes, en raison de leur handicap moteur des membres inférieurs, sollicitent de manière intensive leurs membres supérieurs, les exposant ainsi à un risque accru de développer des Troubles Musculo-Squelettiques (TMS). Ces troubles, qui se manifestent principalement par des douleurs, des raideurs, ou une perte de force musculaire, peuvent gravement entraver la performance sportive et la qualité de vie de ces athlètes.

Les études antérieures sur la propulsion en FRM ont principalement porté sur les problèmes liés aux performances des utilisateurs, les limitations liées au handicap, et l'ergonomie du FRM. Cependant, l'asymétrie des membres supérieurs, en termes de force, de vitesse et de réponse physiologique chez les parasportifs demeure un domaine largement sous-étudié, malgré son importance pour la performance et la prévention des risques de blessure comme le montre la littérature chez les sportifs valides. En effet, de nombreuses études ont mis en lien l'asymétrie et un risque plus important de se blesser. Il est tout de même difficile de généraliser ces résultats, car l'asymétrie est difficile à quantifier et à isoler lorsque l'on cherche à étudier ces effets. De nombreux facteurs semblent influencer l'asymétrie comme les différences anthropométriques, le type de handicap, la latéralité naturelle, mais aussi l'entraînement, la fatigabilité, l'intensité de l'effort ou le degré de précision de la coordination motrice imposée.

Ainsi, dans un contexte de compétition de haut niveau impliquant une population aux capacités fonctionnelles variées, où l'intensité des efforts et la répétitivité des mouvements sont considérables, il devient impératif d'examiner la question de

l'asymétrie. L'objectif est double : améliorer les performances sportives et minimiser le risque d'apparition de blessure. Cette thèse ambitionne de combler cette lacune en se focalisant sur les asymétries dynamiques et fonctionnelles des membres supérieurs chez les parasportifs sur différents tests, mais avec une méthode d'analyse transversale à chaque condition.

Ce travail portera donc sur l'étude de l'asymétrie à partir de différentes contraintes d'efforts (musculaire et énergétique) et suivant différentes coordinations motrices. La première partie de cette thèse comprendra trois chapitres. Le premier chapitre établira le contexte paralympique et les spécificités de la propulsion en FRM ainsi que l'exercice de manivellage. Le second chapitre de la revue de littérature définira le concept d'asymétrie, en explorant les méthodes disponibles pour sa quantification et son interprétation. Le troisième chapitre abordera l'impact de l'asymétrie bilatérale dans le domaine sportif, tant chez les athlètes valides que chez les parasportifs.

Pour l'être humain, dans la pratique sportive ou dans les activités de la vie quotidienne, il existe une latéralité entre les membres, une spécialisation d'un membre par rapport à l'autre pour certaines tâches. Cette asymétrie fonctionnelle semble donc utile dans certaines activités physiques chez une population de personnes ne relevant pas d'un handicap moteur. Cependant, il semble également qu'une asymétrie trop prononcée entre les membres pourrait augmenter le risque de blessure lors de tâches répétées à un haut niveau d'intensité, comme dans certaines professions ou dans la pratique sportive. De plus, chez des personnes ayant un handicap moteur et utilisant leurs membres supérieurs pour leurs déplacements quotidiens et dans leurs pratiques sportives, des asymétries intermembres pourraient également augmenter le risque de blessure lors de ces gestuelles contraintes et spécifiques. Cette première partie mettra donc en lumière les spécificités de la pratique sportive en présence d'un handicap moteur, les risques de blessure associés, ainsi que l'importance de l'asymétrie dans le domaine sportif. Elle abordera également les conséquences de cette asymétrie et les défis inhérents à son interprétation. Il en ressort un corpus limité d'études

spécifiquement consacrées à l'analyse de l'asymétrie chez les athlètes paralympiques, ainsi que des conclusions hétérogènes dans la littérature existante. Par conséquent, une question pertinente émerge : les athlètes présentant des déficiences motrices des membres inférieurs, ainsi que des déficiences variables au niveau du tronc et des membres supérieurs, manifestent-ils davantage d'asymétrie fonctionnelle par rapport à la population sportive valide ? De plus, cette asymétrie est-elle susceptible d'évoluer en fonction de la durée et de l'intensité de l'exercice ?

La seconde partie de ce travail, précédée d'une présentation des matériels et méthodes employées, mettra en lumière les études réalisées, organisées autour de trois facteurs impactant l'asymétrie des membres supérieurs des parasportifs. Le premier facteur comprend les caractéristiques propres à l'individu, ses capacités fonctionnelles liées à la pathologie, ainsi que le sport pratiqué à haut niveau. Dans la première sous-partie, une comparaison entre une population de parasportifs à une population de sportifs valides sera analysée. Cette comparaison a pour objectif d'établir un lien entre asymétrie et performance, de définir un seuil d'asymétrie acceptable et de comparer les sportifs en fonction de leur discipline. Le second facteur est la fatigabilité liée à la durée de l'exercice. Celle-ci étant inhérente à toute activité physique pour des raisons physiologiques bien établies, on observe chez les athlètes des stratégies de compensation afin de maintenir un effort le plus élevé et le plus longtemps possible. Ces compensations se caractérisent notamment par des modifications dans le recrutement musculaire ou encore dans les amplitudes articulaires. Par conséquent, la seconde sous-partie analysera l'évolution des asymétries biomécaniques et physiologiques en fonction de la durée de l'effort et comparera cette évolution entre parasportifs de disciplines différentes et ayant des capacités fonctionnelles distinctes. Enfin, le dernier facteur peut être défini comme le geste avec lequel l'asymétrie est étudiée. La variabilité des résultats dans la littérature, qui entrave la définition d'un seuil d'asymétrie, serait en partie due aux différences de protocoles et de mouvements

analysés. Cette dernière sous-partie comparera ainsi les asymétries mesurées en fonction de différentes gestuelles lors d'efforts similaires.

La troisième partie permettra la mise en relation des différents résultats observés dans les parties précédentes. Nous aborderons les limites de ce travail de thèse ainsi que les perspectives des futures recherches dans le domaine de l'analyse des asymétries fonctionnelles chez les parasportifs.

Première Partie : Cadre Théorique

1. Chapitre 1 : Le sport paralympique

1.1. Spécificités du handicap moteur

1.1.1. Définition du handicap

Selon l'Organisation Mondiale de la Santé (OMS), « est handicapée toute personne dont l'intégrité physique ou mentale est passagèrement ou définitivement diminuée, soit congénitalement, soit sous l'effet de l'âge ou d'un accident, en sorte que son autonomie, son aptitude à fréquenter l'école ou à occuper un emploi s'en trouvent compromises » [OMS, 2023]. Cette définition est complétée par la loi française du 11 février 2005 qui stipule que « constitue un handicap, toute limitation d'activité ou restriction de participation à la vie en société subie dans son environnement par une personne en raison d'une altération substantielle, durable ou définitive d'une ou plusieurs fonctions physiques, sensorielles, mentales, cognitives ou psychiques, d'un polyhandicap ou d'un trouble de santé invalidant » [Article L114 - Code de l'action sociale et des familles - Légifrance]. Les participants aux Jeux Paralympiques (JP) ont la particularité d'être porteurs d'un handicap minimum et que pour être éligible, le handicap doit être permanent. Le Comité International Paralympique (IPC) a établi dix catégories de handicaps, chacune associée à des classifications et à des sports spécifiques. Ces catégories comprennent la perte de force musculaire, la perte de mobilité articulaire passive, l'atteinte d'un membre, la différence de longueur de jambe, la petite taille, l'hypertonie, l'ataxie, l'athétose, la déficience visuelle et le handicap intellectuel [International Paralympic Committee, 2013]. Ces dix catégories peuvent être regroupées en trois formes principales de handicap :

- Le handicap mental : Il résulte d'une déficience intellectuelle, se manifestant par une capacité d'apprentissage réduite et un développement intellectuel significativement inférieur à la moyenne. Seulement trois disciplines sont

inscrites au programme des JP et les athlètes présentant un handicap mental sont classés sous les catégories 20 en athlétisme, 14 en natation et 11 en tennis de table.

- Le handicap sensoriel : Il se caractérise par une déficience d'un des sens, en particulier la déficience visuelle dans le contexte des JP. Cette déficience englobe les troubles de la vision, tels que la réduction du champ visuel et de l'acuité visuelle, persistants malgré les traitements. Une personne est considérée comme malvoyante lorsque l'acuité visuelle de son meilleur œil, après correction, est inférieure à 4/10. Si cette mesure est inférieure à 1/10, la personne est considérée comme aveugle. Aux JP, les différents degrés de déficience visuelle sont classés et séparés en trois catégories : T ou F11 (cécité), T ou F12 et T-F 13 pour l'athlétisme et la natation et regroupés en paracyclisme (B1 à B3).
- Le handicap moteur : Il englobe les troubles causant une limitation partielle ou totale de la motricité. Cela peut se traduire par des difficultés à se déplacer, à réaliser des gestes ou à bouger certaines parties du corps. Les manifestations peuvent varier, allant d'un déficit de la coordination motrice à une hypertonie, une paralysie totale ou à l'amputation d'une ou plusieurs parties du corps.

1.1.1.1. Handicap moteur

Dans le cadre de cette thèse, l'accent sera mis sur les athlètes présentant un handicap moteur. Ainsi, cette partie débutera par une présentation des principales pathologies que nous allons retrouver dans la suite du manuscrit.

1.1.1.1.1. Handicap moteur d'origine cérébrale

Le handicap moteur peut avoir une origine cérébrale, ce qui signifie que les déficiences proviennent de lésions des structures cérébrales. Les lésions affectant le cerveau en développement, de la période gestationnelle à la période postnatale, sont désignées

sous le terme de paralysie cérébrale (PC, anciennement « Infirmité Motrice Cérébrale » (IMC)) [Little, 1853]. Plusieurs étiologies ont été suggérées pour ces lésions prénatales, notamment des pathologies intra-utérines, des mutations génétiques, ou des facteurs environnementaux tels que des infections urinaires bactériennes [Polivka et al., 1997; Grether, and Nelson, 1997] ou virales durant la grossesse [McMichael et al., 2012]. D'autres facteurs, tels que le retard de croissance intra-utérin, les hémorragies, les menaces de fausse couche ou l'asphyxie (due par exemple à une complication avec le cordon ombilical) ont également été identifiés [Stanley et al., 2000; MacLennan et al., 2015]. Parmi les facteurs ayant lieu pendant ou quelques mois après la naissance, sont principalement incriminés une naissance prématurée ou un accouchement difficile [Stanley et al., 2000; MacLennan et al., 2015; Murphy et al., 1995]. Les conséquences d'une PC sont aussi variées et hétérogènes. On peut répertorier des paralysies spastiques, le plus souvent incomplètes, d'un ou plusieurs membres, mais aussi des mouvements involontaires de la tête et du cou sans perte de sensibilité [Ando, and Ueda, 2000]. Des déformations vertébrales peuvent également survenir [Li et al., 2008], tout comme des déficits cognitifs et visuospatiaux, en particulier chez les patients atteints de PC bilatérale [Pueyo et al., 2009]. Si la lésion cérébrale survient plus tardivement, elle est généralement due à un Accident Vasculaire Cérébral (AVC). Les causes de l'AVC sont variées, englobant des problèmes métaboliques, cardiaques ou encore de coagulation du sang [Masri, and Al-Ammouri, 2016; Haberl et al., 1995]. Chez les patients plus jeunes, les maladies des gros vaisseaux, les maladies des petits vaisseaux et les problèmes cardiaques sont les causes prédominantes [Hoffmann et al., 2004]. Des pathologies telles que la maladie de Moyamoya et les malformations artérioveineuses sont des causes rares, mais significatives chez les enfants [Smith, 2015]. Quant aux conséquences de l'AVC, elles peuvent être profondes et variées. Une détérioration neurologique précoce est fréquente, influencée par des facteurs tels que la gravité de l'AVC initial et la présence de pathologies telles que le diabète sucré [Thanvi et al., 2008]. De nombreuses personnes avec des séquelles d'AVC souffrent

d'une déficience motrice des membres supérieurs ou d'un hémicorps [Morone et al., 2021].

Les lésions cérébrales peuvent également être d'origine traumatique. Les Traumatismes Crâniens (TC) sont principalement dus à des chutes, des accidents de la route ou des agressions, entraînent des chocs à la tête [Portaro et al., 2018; Salehpour et al., 2018]. Il en ressort des lésions primaires qui nécessitent une hospitalisation. Les séquelles d'un trauma crânien peuvent être minimes ou bien entraîner des troubles moteurs et cognitifs importants en fonction de la localisation du trauma et de la gravité du choc. Le cerveau peut être divisé simplement en cinq aires principales présentent symétriquement dans chaque [Marcoux, 2014] :

- Le lobe frontal : Une lésion dans cette région affectera les fonctions cognitives comme le langage, la mémoire de travail, la personnalité, le comportement, mais aussi la commande motrice limitant l'exécution de certains mouvements dans un ordre approprié.
- Le lobe pariétal : Une atteinte de l'aire pariétale peut induire une hémiparésie, une difficulté à interagir avec son environnement et des incapacités à ressentir douleur, chaleur ou brûlure sur la peau.
- Le lobe temporal : Les lésions dans cette aire entraînent des troubles de l'audition, du langage oral et de la mémoire à long terme.
- Le lobe occipital : Une lésion dans l'aire occipitale entraîne principalement des troubles visuels.
- Le cervelet : L'atteinte du cervelet a pour conséquence des troubles de la coordination des mouvements, à exécuter des gestes dans un ordre précis, mais aussi une incapacité à apprendre de nouvelles habiletés.

1.1.1.1.2. *Handicap moteur d'origine médullaire*

Le handicap moteur peut également être d'origine médullaire. Des lésions de la moelle épinière peuvent survenir pour diverses raisons, qu'elles soient non traumatiques, comme des tumeurs, des malformations (dysraphismes) [Mitchell et al., 2004], des infections, ou des inflammations, ou traumatiques, comme des accidents de la route, des agressions, et des chutes [Catania et al., 2009; Ditunno et al., 1994]. La nature des déficiences motrices dépendra de la localisation de la lésion (Figure 1) [Kandel et al., 1991]. Ainsi, une lésion au-dessus de la troisième vertèbre cervicale, peut compromettre le système respiratoire (diaphragme et muscles respiratoires accessoires) [Cosortium for Spinal Cord Medicine, 2005]. Une lésion au-dessus de la première vertèbre thoracique peut entraîner paralysie des quatre membres et du tronc. On parle de tétraparésie lorsque la paralysie des quatre membres est incomplète, et de tétraplégie lorsqu'elle est complète. Ainsi, les personnes atteintes de tétraplégie ont souvent une force musculaire respiratoire et une capacité d'endurance nettement inférieure à celles des sujets sans pathologie [Hopman et al., 1997]. Des problèmes de thermorégulation sont aussi plus conséquents lors d'un niveau lésionnel haut [Price, and Campbell, 2003]. Pour une lésion de la moelle en dessous de la première vertèbre thoracique, on parle de paraplégie. On peut également parler de paraplégie haute lorsque la lésion est au niveau thoracique (de T1 à T12). Cela décrit une paralysie complète ou incomplète (paraparésie) du tronc et des membres inférieurs. Plus la lésion est basse, moins les muscles du tronc, qui jouent un rôle important dans la stabilité de celui-ci, risquent d'être impactés [Minkel, 2000].

En plus des atteintes motrices, une lésion de la moelle épinière peut entraîner des troubles sensitifs. Ceux-ci peuvent se manifester par une absence (anesthésie) ou une diminution (hypoesthésie) de la sensibilité superficielle, responsable de diverses sensations cutanées telles que la douleur, la chaleur, le froid, le toucher ou la pression. Un même patient peut présenter différents degrés d'atteinte, comme une sensibilité au toucher préservée, mais une anesthésie totale à la douleur. C'est en cas de perte totale

de sensibilité que les risques d'escarres sont les plus élevés. Les troubles sensitifs affectent également la sensibilité profonde, ou proprioception, qui se définit comme la capacité du corps à connaître la position relative de ses segments corporels, les pressions et les mouvements de cisaillement subis par la peau, ainsi que la sensation de résistance, et ce, sans recours à des informations visuelles. La proprioception exprime également la capacité à connaître la position de ses segments dans l'espace et joue un rôle dans l'équilibre [Moon et al., 2021; Héroux et al., 2022]. Ces troubles sont également à l'origine de difficultés d'équilibre du tronc, ainsi que de sensations de « vertige » souvent associées à la paralysie des muscles abdominaux [Conomy, 1973].

Une lésion médullaire peut entraîner également un désordre neurovégétatif sous lésionnel. Par exemple la grande majorité des personnes blessées médullaires ont des troubles au niveau certains organes (génitaux, vessie, intestin...) et développent un grand risque d'infections urinaires [García Leoni, and Esclarín De Ruz, 2003; Sezer et al., 2015]. On note également un mauvais fonctionnement du système vasculaire comme une dilatation permanente des artérioles appelée vasoplégie [Dumont et al., 2001]. Après un choc spinal, les patients peuvent également développer des réflexes musculaires d'étirement hyperactifs, du clonus ou encore de la spasticité. La spasticité est classiquement définie comme une augmentation anormale de la résistance au mouvement passif, dépendante de la vitesse. Elle est due à la perte des signaux inhibiteurs descendants des motoneurones alpha devenus hyperexcitable. La spasticité peut également être bénéfique en augmentant la stabilité articulaire, en réduisant l'accumulation de sang et en diminuant également l'atrophie musculaire. Cependant, elle peut interférer avec les capacités fonctionnelles, comme limiter l'amplitude des mouvements ou la force [McKinley et al., 2002; Sweis, and Biller, 2017]. Un autre trouble neurovégétatif est l'hyper-réflexivité autonome (HRA). Ce trouble se caractérise par des augmentations soudaines et sévères de la pression artérielle, accompagnées de maux de tête intenses, de transpiration excessive, de rougeurs cutanées, de frissons et de piloérection. Les facteurs déclenchants de l'HRA sont variés,

mais les plus courants sont d'origine urinaire (rétention vésicale, cathétérisme, infection urinaire), cutanée, rectale (fissures anales, hémorroïdes) ou viscérale [Furlan, and Fehlings, 2008].

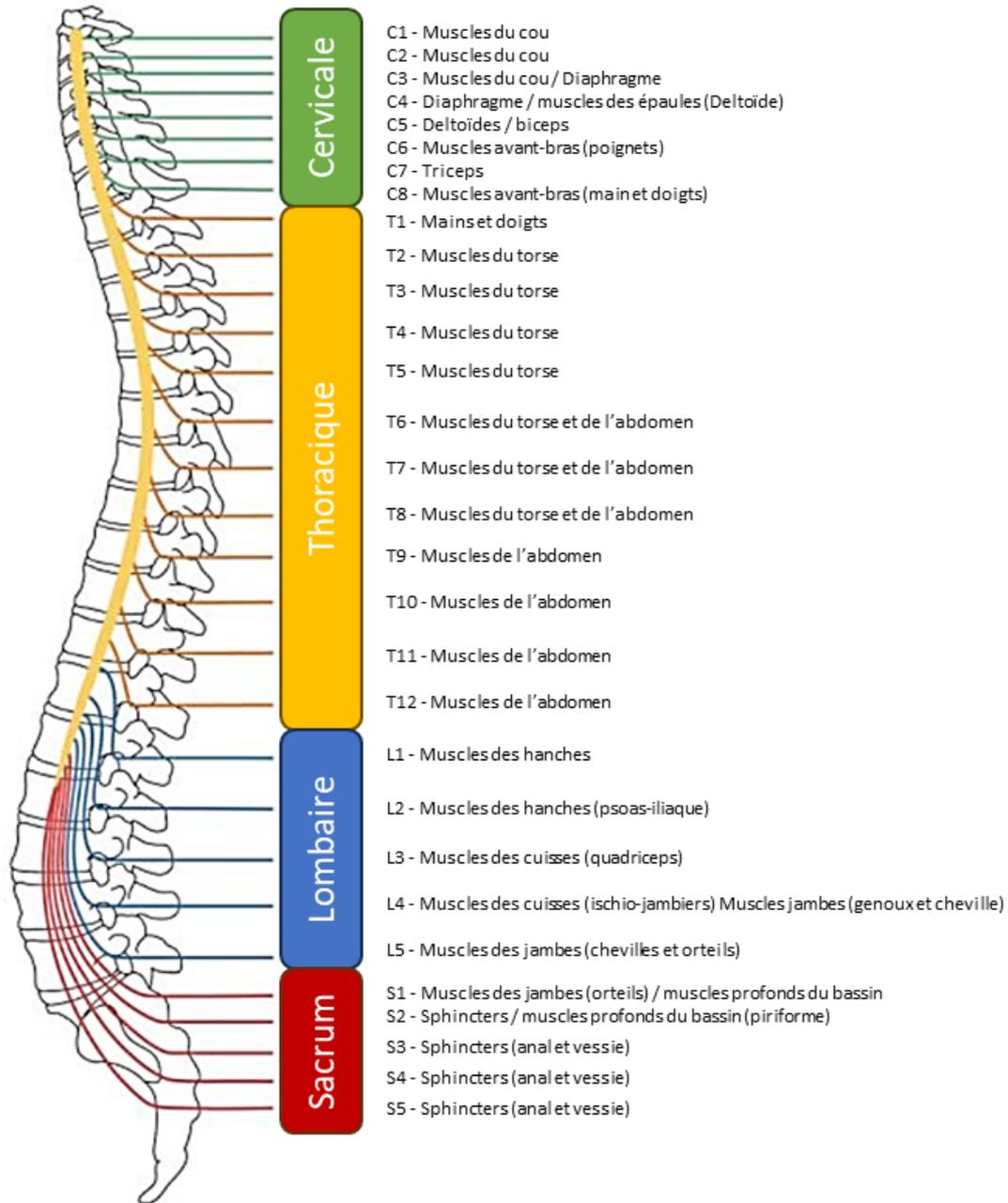


Figure 1 : Représentation schématique de l'innervation musculaire par les nerfs spinaux.

1.1.1.1.3. Handicap moteur par une atteinte du système nerveux

Un handicap moteur peut découler d'une atteinte du système nerveux, souvent induite par une maladie. Lorsqu'un ou plusieurs nerfs sont touchés, seuls les organes initialement innervés par ces nerfs sont affectés. Dans certaines maladies, l'atteinte nerveuse est généralisée, comme dans le cas de la sclérose en plaques qui est une maladie dégénérative qui affecte la gaine de myéline présente sur les axones des nerfs, limitant la transmission du système nerveux vers les muscles et les organes. Les symptômes peuvent être nombreux, mais on retrouve généralement une faiblesse musculaire qui s'accrît avec l'évolution de la maladie, mais aussi une fatigue anormale, des tremblements, des troubles d'élocution [Dobson, and Giovannoni, 2019]. Dans le cas de la poliomyélite antérieure aiguë, causée par le poliovirus, affecte les nerfs de la moelle épinière il s'agit d'une infection qui peut entraîner des paralysies, principalement des membres inférieurs. Les maladies neuromusculaires, telles que les dystonies et les myopathies, représentent un vaste ensemble de troubles affectant le système nerveux périphérique et son interaction avec les muscles. Ces maladies, principalement d'origine génétique, peuvent entraîner une faiblesse et une atrophie musculaire, ainsi qu'une diminution de la mobilité. [Butterfield, and Johnson, 2016]. Certaines sont causées par le système immunitaire qui attaque par "erreur" les nerfs ou les muscles et d'autres par des infections, dues à certains médicaments ou des toxines. Leur gravité est très variable, certaines étant bénignes tandis que d'autres sont sévères, limitant considérablement la qualité et l'espérance de vie. Ces atteintes nerveuses et musculaires peuvent être regroupées en plusieurs types comme les dystrophies musculaires qui est un groupe de maladies génétiques caractérisées par une faiblesse progressive et une perte de masse musculaire (la dystrophie musculaire de Duchenne ou la dystrophie musculaire de Becker). Il existe également des maladies du motoneurone qui affectent les cellules nerveuses responsables du contrôle des muscles volontaires. La sclérose latérale amyotrophique (SLA), également connue sous le nom de maladie de Lou Gehrig, en est un exemple bien connu. Les troubles de la jonction neuromusculaire en sont un autre type. Il s'agit d'une atteinte des synapses

entre les cellules nerveuses et les cellules musculaires comme la myasthénie grave. Lorsqu'une maladie neuromusculaire affecte les nerfs périphériques (neuropathies), cela peut entraîner une faiblesse musculaire, un engourdissement et des douleurs (la maladie de Charcot-Marie-Tooth). Les myopathies inflammatoires sont également des maladies neuromusculaires comme la polymyosite et la dermatomyosite. Les principaux symptômes sont la faiblesse musculaire et une amyotrophie, des contractions involontaires, des douleurs, des engourdissements et de la fatigue. Certaines maladies affectent également d'autres systèmes de l'organisme, entraînant des symptômes tels que des problèmes cardiaques, des difficultés respiratoires ou des troubles de la déglutition [Morrison, 2016].

1.1.1.1.4. Handicap moteur lié à l'absence d'un membre

L'absence d'un ou de plusieurs membres peut également constituer un handicap moteur. Cette absence peut résulter d'une amputation, qui est une intervention chirurgicale visant à retirer une partie ou la totalité d'un membre. Les raisons conduisant à une amputation peuvent être variées, allant d'un traumatisme sévère à une insuffisance artérielle, ou encore à une malformation congénitale [Ziegler-Graham et al., 2008; Dormandy et al., 1999]. Dans d'autres cas, l'absence d'un membre ou d'une partie de celui-ci est due à une agénésie, une malformation congénitale caractérisée par un arrêt partiel du développement d'un organe pendant l'embryogenèse [Jaruratanasirikul et al., 2016]. Dans la plupart des cas, une agénésie ou une amputation n'affecte pas les autres organes et membres.

1.1.2. Capacités fonctionnelles et classification dans le sport

1.1.2.1. Rappel historique

Le mouvement paralympique, consacré aux athlètes en situation de handicap, trouve ses origines pendant la Seconde Guerre mondiale. Il est né principalement de la nécessité de réhabiliter les combattants blessés. Grâce aux avancées médicales, notamment l'introduction de la pénicilline, ces vétérans, en particulier ceux ayant des lésions vertébrales, ont vu leur espérance de vie significativement augmentée.

Le Dr Ludwig Guttmann, neurochirurgien allemand, a joué un rôle prépondérant dans cette évolution. Sous sa direction, l'Hôpital Stoke Mandeville à Londres a inauguré en 1944 un centre pour ces vétérans, où le sport et l'activité physique étaient intégrés au processus de rééducation. En 1948, coïncidant avec l'ouverture des Jeux Olympiques de Londres, le Dr Guttmann a lancé un tournoi d'archerie, précurseur des compétitions sportives pour les personnes en situation de handicap.

Les premiers Jeux internationaux de Stoke Mandeville ont été inaugurés en 1952. En 1960, ils ont évolué pour devenir les JP à Rome, rassemblant plus de 400 athlètes venant de 23 nations différentes. Bien que ces Jeux étaient initialement centrés sur les sports en FRM, ils se sont diversifiés pour inclure d'autres types de handicaps dès les années 1970. Tandis que les premiers Jeux Olympiques d'hiver remontent à 1924, ce n'est qu'en 1976 que les premiers JP d'hiver ont été organisés en Suède. Le mouvement paralympique, bien qu'ayant une présence historiquement plus récente, a dû surmonter de nombreux défis, notamment en matière de perception publique et de couverture médiatique. Toutefois, les JP de Londres en 2012, appuyés par une stratégie de communication efficace, ont constitué un tournant majeur, mettant en lumière les prouesses de ces athlètes. Cette tendance s'est confirmée avec les Jeux de Rio en 2016, qui ont vu la participation de plus de 4328 athlètes représentant 159 nations, attestant de la croissance et de la reconnaissance grandissantes du mouvement paralympique à l'échelle internationale.

1.1.2.2. Systèmes de classification

Les parasportifs sélectionnés aux JP ont des handicaps variés pour différents types d'environnements ou de pratiques. L'un des éléments distinctifs du sport, par rapport à d'autres activités physiques telles que les pratiques de loisirs, réside dans la confrontation à travers la compétition, qui motive un grand nombre d'individus à s'adonner à une discipline sportive [Pink, 2008]. Toutefois, lorsque la compétition devient déséquilibrée ou prévisible, l'attrait pour le sport peut s'estomper ; notamment pour ceux qui se trouvent désavantagés, rendant ainsi les compétitions parasportives moins légitimes [Mann et al., 2021]. Sur la base de ce raisonnement, pour maintenir une équité et une égalité des chances, les athlètes doivent être équitablement répartis par catégorie lors des compétitions sportives. Il est ainsi établi un système de classification segmentant les athlètes paralympiques en différentes catégories compétitives en fonction des spécificités de leur handicap. Si certains sports, comme l'athlétisme ou la natation, sont ouverts à tous les groupes de handicap définis par le ICP, d'autres sont réservés à un type de handicap spécifique (comme le para judo ou le Goalball réservé aux malvoyants et aux non-voyants) ou à des groupes de handicap particuliers (comme le paracyclisme ou la paraéquitation ouvert au handicap moteur et visuel). Chaque discipline paralympique possède son propre système de classification, adapté à ses exigences, contraintes et fondamentaux spécifiques, rendant parfois certains handicaps inéligibles avec la discipline. Ainsi, les catégories peuvent varier d'un sport à l'autre, voire d'une spécialité à une autre au sein d'un même sport (par exemple en natation sportive). L'essentiel n'est pas tant la nature du handicap, mais plutôt son impact sur la performance sportive [Mann et al., 2021]. L'attribution de la classe de handicap pour tout néo compétiteur est effectuée par un panel de classificateurs internationaux assermentés par l'IPC [Tweedy et al., 2016]. Au cours de sa carrière, un athlète peut être amené à être réévalué à plusieurs reprises, notamment si la nature de son handicap évolue, nécessitant alors une révision de sa classe de handicap [Comité Paralympique et Sportif Français, 2023].

Initialement, dans les sports de petit terrain, tels que le rugby fauteuil et le basketball fauteuil, le système de classification était exclusivement basé sur le niveau d'incapacité neurologique de l'athlète. Au début des compétitions, certaines observations font comprendre qu'en basketball fauteuil, les systèmes de classification axés sur des critères de déficiences plutôt que fonctionnels tendaient à favoriser les athlètes amputés et ceux atteints de séquelles de poliomyélite, au détriment des individus avec des lésions vertébrales. Ces observations ont conduit à une évolution en 1984, passant d'une classification médicale à une classification fonctionnelle. Le rugby fauteuil, sport moins médiatisé, n'a adopté cette approche qu'en 1991 pour des raisons similaires [Tweedy, 2002]. Grâce à ce système, le basketball en fauteuil est devenu le premier sport à intégrer des athlètes avec des handicaps variés au sein d'une même équipe. Suite à ces changements de système de classification, on retrouve dans la littérature scientifique des études montrant que la classification fonctionnelle est plus équitable que la classification médicale [Curtis et al., 1995; Mann et al., 2021; Tweedy, 2002; Vanlandewijck et al., 2011]. Aujourd'hui, le système de classification est entièrement justifié par des preuves provenant de travaux scientifiques [Altmann et al., 2017; Tweedy et al., 2016]. Ces travaux ont également permis d'ajuster ce système de classification avec une plus grande précision des mesures et l'apport de nouveaux tests caractérisant mieux les capacités fonctionnelles spécifiques au sport pratiqué.

Selon l'International Wheelchair Rugby Federation (IWRF) et l'International Wheelchair Basketball Federation (IWBF), la classification actuelle des joueurs est basée sur leurs capacités fonctionnelles relatives aux techniques de jeu, telles que le pivotement, les passes, le tir ou le dribble, plutôt que sur leur niveau de compétence intrinsèque. Les classes sont définies par le volume d'action des joueurs, c'est-à-dire la portée maximale qu'un joueur peut atteindre en se penchant dans diverses directions sans perdre l'équilibre. Les évaluations sont effectuées en observant les joueurs dans leur contexte de jeu [IWRF, 2021; IWBF, 2021]. La stabilité et les mouvements du tronc d'un joueur influencent directement ses capacités fonctionnelles. Gil-Agudo et al.

(2010) ont souligné l'importance de ces deux éléments dans la définition des classes et l'élaboration de tests équitables en basketball fauteuil. Plus tard, Vanlandewick, et collaborateurs affirment que la position assise et la gamme de mouvements du tronc peuvent influencer significativement la performance, notamment en termes d'accélération du FRM [Vanlandewijck et al., 2011; Gil-Agudo et al., 2010]. La particularité du rugby fauteuil est que les participants ont des déficiences motrices affectant au moins trois membres. Ainsi, en plus des évaluations selon des critères de force, de coordination, de flexibilité, d'équilibre et du maniement du FRM, les joueurs sont aussi évalués sur leurs capacités de préhension et de maniement du ballon (lancer, ramasser, attraper et dribler). Depuis l'approbation du système de classification IWBF en 1982 puis en 1993 par l'IWRF, les FRM de sport ont considérablement évolué et ils sont devenus essentiels en compétition. Ces FRM, différents des FRM urbains, permettent de réduire les disparités entre joueurs de différents handicaps. Les athlètes expérimentés ont appris à personnaliser leurs FRM pour améliorer leurs performances [Doyle et al., 2004]. La classification est donc effectuée lorsque le joueur est dans son FRM de sport.

En basketball fauteuil, chaque joueur est classifié de 1 à 4.5 points à l'international et de 1 à 5 points en France. Les joueurs de classe 4,5 ont une incapacité minimale, tandis qu'en France, la classe 5 est réservée aux athlètes valides. À l'international les valides sont inéligibles au basketball fauteuil.

La somme des points des cinq joueurs sur le terrain ne doit pas dépasser 14 points à chaque instant de la rencontre (Tableau 1).

Classes	Caractéristiques des joueurs de basketball fauteuil
1.0	Les joueurs ont une paralysie complète des muscles abdominaux et des jambes. Cela leur confère des difficultés à maintenir l'équilibre en fauteuil, surtout lors des contacts ou des changements de direction. Ils ont un dossier haut, une assise basse et profonde. Ils dépendent entièrement de leurs bras pour le maniement du fauteuil et du ballon, rendant difficiles le dribble, les interceptions de balle et les tirs à distance.

1.5	Les joueurs ont une paralysie partielle des muscles abdominaux bas ce qui permet une meilleure stabilité que les joueurs 1.0, mais toujours des difficultés lors des contacts et des mouvements rapides. Ils présentent les mêmes difficultés dans la pratique que la classe 1.0.
2.0	Les joueurs ont une fonction abdominale partielle. Ils peuvent légèrement se pencher en avant et sur les côtés, et rencontrent des difficultés à se pencher en arrière. Bien qu'ils aient une meilleure mobilité que la classe 1.5, ils peuvent encore rencontrer des problèmes lors des interceptions et du tir à distance.
2.5	Les joueurs ont une bonne fonction des muscles abdominaux, mais une limitation des muscles obliques. Ils peuvent se déplacer dans toutes les directions, mais avec une certaine limitation de vitesse de mouvement et d'agilité. Leur assise est similaire à celle des joueurs 2.0, mais ils ont une plus grande capacité à manœuvrer le fauteuil et le ballon (tir à distance, dribble...).
3.0	Les joueurs ont une fonction musculaire normale jusqu'aux muscles obliques supérieurs. Ils ont une bonne mobilité et un bon équilibre, mais peuvent rencontrer des difficultés pour se pencher sur les côtés sans tenir le fauteuil. Leur assise est plus élevée, permettant une plus grande liberté de mouvement, et facilite les interceptions de balle. Ils sont généralement plus performants dans la propulsion en FRM que la classe 2.5.
3.5	Les joueurs ont peu de limitations fonctionnelles du haut du corps, mais une paralysie complète des membres inférieurs. Ils sont très mobiles sur le terrain, avec seulement de légères limitations dans certaines amplitudes de mouvements du tronc. Leur dossier est plus bas que les classes 3.0 et 2.5.
4.0	Les joueurs ont des handicaps mineurs des jambes ou une seule jambe. Ils n'ont presque aucune limitation sur le terrain et sont très agiles et rapides. Leur assise est haute, facilitant les interceptions de la balle. Ils peuvent rencontrer certaines difficultés à se redresser après une flexion complète du tronc.
4.5	Les joueurs de cette classe ont des atteintes très mineures des membres inférieurs (légère faiblesse ou rigidité), ce qui ne présente quasiment aucune limitation dans la pratique du basketball fauteuil.

Tableau 1 : Critères de classification en basketball fauteuil [IWBF, 2021]

La classification en rugby fauteuil selon l'IWRF est numérotée de 0.5 (la capacité fonctionnelle la plus faible) à 3.5 (la capacité fonctionnelle la plus élevée ; Tableau 2). Lors d'un match, la somme des classifications des quatre joueurs sur le terrain ne doit pas dépasser un total de 8 points [IWRF, 2021].

Classes	Caractéristiques des joueurs de rugby fauteuil
0.5	Les joueurs ont des atteintes importantes aux membres supérieurs. Les muscles impactés sont généralement les triceps, les muscles de la ceinture scapulaire, les grands pectoraux, les muscles des avant-bras notamment les fléchisseurs des poignets. L'absence de capacités abdominales entraîne une instabilité du tronc et nécessite une assise profonde et un dossier haut pour assurer un soutien dorsal constant. Ces joueurs ont des amplitudes de mouvements des épaules et du tronc limitées ainsi que des capacités de préhension réduites. Ces atteintes motrices ont un impact sur les capacités du joueur à dribbler, saisir, réceptionner et lancer la balle, mais aussi à manier leurs FRM.
1.0	Les joueurs présentent des déficiences similaires à celles de la classe 0.5. Cependant, leurs mobilités d'épaules et du cou sont plus importantes, leur conférant une propulsion de leur FRM plus efficace. Les joueurs ont des limitations dans les mouvements de pivot ainsi que pour effectuer des passes longues et réceptionner la balle.
1.5	Dans cette classe, les joueurs n'ont pas non plus de capacité de préhension, mais la faiblesse des muscles proximaux des membres supérieurs est moins importante que dans la classe 1.0. On peut observer des asymétries importantes entre les deux bras chez ces joueurs. Les joueurs ont des limitations dans les mouvements de pivot avec leur FRM.
2.0	Les joueurs ont très peu d'atteintes proximales aux membres supérieurs et aux épaules, et peuvent manier leur FRM efficacement. Ils présentent cependant des limitations dans le fléchissement des doigts, rendant le freinage plus difficile ainsi que dans le maniement du ballon à une main, notamment les réceptions.
2.5	Les joueurs n'ont pas ou très peu de limitations au niveau des épaules et des bras, mais présentent certaines limitations au niveau des muscles des doigts. Ils ont tout de même la capacité de manier le ballon à une main. Certains joueurs ont des atteintes aux muscles abdominaux moins importantes que celles de la classe 2.0 leur conférant une meilleure stabilité et une meilleure amplitude de mouvements du tronc.
3.0	Les joueurs n'ont pas de limitations au niveau des muscles des épaules et des bras. Les mouvements des doigts et des poignets sont possibles, mais la force de préhension est légèrement limitée ce qui n'empêche pas les joueurs de réaliser des passes efficaces et de manier le ballon à une main. Les joueurs peuvent effectuer des mouvements du tronc assez importants, améliorant leurs capacités de propulsion et de maniement du FRM (pivot, évitement...).
3.5	Les joueurs de cette classe ont des capacités plus importantes que la classe 3.0, et ne présentent quasiment aucune limitation dans la pratique du rugby fauteuil.

Tableau 2 : Critères de classification du rugby fauteuil [IWRF, 2021]

En **para-athlétisme**, il existe de nombreuses classifications en rapport avec les différentes pratiques au sein de ce sport (courses, lancers, sauts...). En ce qui concerne la course en FRM, celle-ci peut s'effectuer sur différentes distances (100, 400, 800, 1500 m,...). Les athlètes sont classés en fonction de leurs capacités fonctionnelles au niveau du tronc et des membres supérieurs. La classification va de T51 à T54 où la lettre T renvoie au mot « Track » pour différencier les classifications des épreuves sur piste de celles de lancers, utilisant la lettre F pour « Field ». Le premier chiffre définit la classe de handicap (p. ex. 5 pour les athlètes en FRM blessés médullaires, 3 pour les athlètes en FRM avec une PC et 1 pour des athlètes déficients visuels) et le deuxième chiffre le niveau sévérité de ce handicap. Plus le deuxième chiffre est élevé plus les capacités fonctionnelles évaluées sont grandes pour la pratique et inversement. T51 signifie donc des mouvements ou une force musculaire des jambes, du tronc et des mains très limités et des mouvements d'épaules modérément limités. T54 renvoie à une unique limitation des jambes à un degré modéré ou fort, mais aucune limitation au niveau du haut du corps (Tableau 3).

Classes (médullaires et assimilés)	Caractéristiques des Athlètes concourant aux épreuves sur piste
T51	Les athlètes de cette catégorie ont une paralysie ou une faiblesse significative dans les quatre membres, souvent due à une lésion de la colonne vertébrale haute. Ils ont une fonction limitée ou nulle des muscles abdominaux et des muscles du tronc. Leur capacité à propulser le fauteuil roulant est fortement réduite, et ils dépendent principalement des muscles des épaules et des bras. La stabilité du tronc est également limitée.
T52	Les athlètes de la catégorie T52 ont une fonction limitée des muscles abdominaux et du tronc inférieur. Bien qu'ils aient une meilleure capacité de propulsion que les athlètes T51, ils dépendent toujours principalement des muscles des bras et des épaules. La stabilité du tronc est légèrement meilleure que celle des athlètes T51.

T53	Les athlètes T53 ont une paralysie des membres inférieurs et des muscles abdominaux, mais n'ont pas de limitations au niveau des membres supérieurs. Ils ont une fonction partielle des muscles abdominaux, ils utilisent donc principalement les muscles des bras, des épaules et du haut du tronc pour propulser le fauteuil roulant.
T54	Les athlètes de cette catégorie ont une paralysie ou une faiblesse des membres inférieurs, mais ont une fonction complète du tronc et des membres supérieurs. Ils peuvent utiliser les muscles du tronc pour aider à la propulsion et à la stabilité, en plus des bras et des épaules. C'est la catégorie avec la plus grande capacité fonctionnelle parmi les classes de fauteuil roulant manuel.

Tableau 3 : Critères de classification en athlétisme pour les courses en fauteuil roulant manuel [IPC, 2018].

En para cyclisme, lorsque les limitations motrices des membres inférieurs et l'équilibre du tronc ne permettent pas l'utilisation d'un pédalier monté sur une bicyclette ou un tricycle, un engin à 3 roues à propulsion manuelle est utilisé. Le vélo à main ou handbike (HB), a été développé au cours des 20 dernières années. Aujourd'hui, ce mode de propulsion a été intégré au paracyclisme au programme des JP d'Athènes 2004. Le HB est la catégorie de handicap en compétition qui s'adresse aux athlètes qui ont une déficience sévère des membres inférieurs (PC, séquelles de poliomyélites, amputés bilatéraux de cuisse, blessés médullaires, etc. ; Figure 2). Ainsi, en HB la roue avant est à la fois la roue motrice et directrice. Celle-ci est entraînée par un système « plateau – chaîne de transmission – pignons » qui est actionné par des manivelles. La classification HB est principalement basée sur la capacité des athlètes à utiliser leurs membres supérieurs, leur tronc voire à se mettre à genou. Il existe deux types de position en HB : la position couchée (propulsion exclusivement avec les membres supérieurs, appelés aussi « Arm Power » (AP)) et la position à genoux (propulsion combinée des bras et du tronc, appelés « Arm Trunk Power » : (ATP) [van Breukelen. M. D., 2001]. Les classifications vont de H1 (handicap plus important, sportifs généralement atteints de tétraplégie) à H5 (handicap plus faible, sportifs amputés par

exemple) représentée par la position à genoux (Tableau 4). La lettre H est précédée de M ou de W pour respectivement « man » et « woman ».



Figure 2 : Photos de deux types de handbike. À gauche le type Arm Trunk Power (ATP) avec un cycliste classé H5 et à droite, le type Arm Power (AP) avec un cycliste classé H3.

Classes	Caractéristiques des Handbikers
H1	Les athlètes de cette catégorie ont une paralysie ou une faiblesse significative aux quatre membres, souvent due à une lésion de la colonne vertébrale haute. Ils ont une fonction limitée ou nulle des muscles abdominaux et des muscles du tronc. Leur capacité à propulser le HB est fortement réduite, et ils dépendent principalement des muscles des épaules et des bras, ils n'ont pas de capacité de préhension. Des manivelles adaptées ou des systèmes de fixation à celles-ci sont nécessaires.
H2	Les athlètes de la catégorie H2 ont une fonction limitée des muscles abdominaux et du tronc inférieur. Bien qu'ils aient une meilleure capacité de propulsion que les athlètes H1, ils dépendent toujours principalement des muscles des bras et des épaules avec une capacité de préhension limitée.
H3	Les athlètes H3 ont une paralysie des membres inférieurs et des muscles abdominaux, mais n'ont pas de limitations au niveau des membres supérieurs. Ils utilisent principalement les muscles des bras, des épaules et du haut du tronc pour propulser le HB.
H4	Les athlètes de cette catégorie ont une paralysie des membres inférieurs, mais ont une fonction complète du tronc et des membres supérieurs. Ils peuvent utiliser les muscles du tronc pour aider à la propulsion et à la stabilité, en plus des bras et des épaules.

H5	Les athlètes H5 ont une fonction complète du tronc et des membres supérieurs. Ils peuvent avoir une faiblesse ou une paralysie partielle des membres inférieurs. Contrairement aux autres classes, les athlètes H5 sont souvent assis dans une position plus droite ou à genoux, utilisant pleinement leur tronc pour la propulsion.
----	--

Tableau 4 : Critères de classification en handbike en para cyclisme [UCI IPC, 2022].

1.2. Spécificités biomécaniques des sports paralympiques

Les capacités fonctionnelles liées à la propulsion en FRM ou en HB, utilisées comme critère de classification pour une équité dans la compétition, jouent donc un rôle primordial sur la pratique sportive et sur les performances des parasportifs. Ainsi il est intéressant d'étudier les aspects biomécaniques de ces moyens de locomotion, leur efficacité, et leurs impacts sur le corps humain avant d'analyser l'impact d'une asymétrie des membres supérieurs lors de ces coordinations motrices particulières.

1.2.1. Biomécanique du déplacement en fauteuil roulant manuel

1.2.1.1. Locomotion en fauteuil roulant manuel

La géométrie du FRM s'est développée au fil des années pour arriver à la forme globale que l'on connaît aujourd'hui, et ce en partie grâce à l'émergence du sport de haut niveau pour les athlètes en fauteuil [Cooper, 1996; Perret, 2017]. Dans la grande majorité des cas, il s'agit d'une « chaise » à quatre roues (sans les roues anti-bascules). Les deux roues avant de petits diamètres sont montées sur des fourches mobiles autour d'un axe vertical par rapport au châssis. Ces fourches de maintien sont inclinées par rapport à leurs axes de rotation facilitant l'orientation des roues dans le sens du déplacement. Les deux roues arrière sont plus grandes et appelées roues motrices servent à la propulsion du FRM (Figure 3).

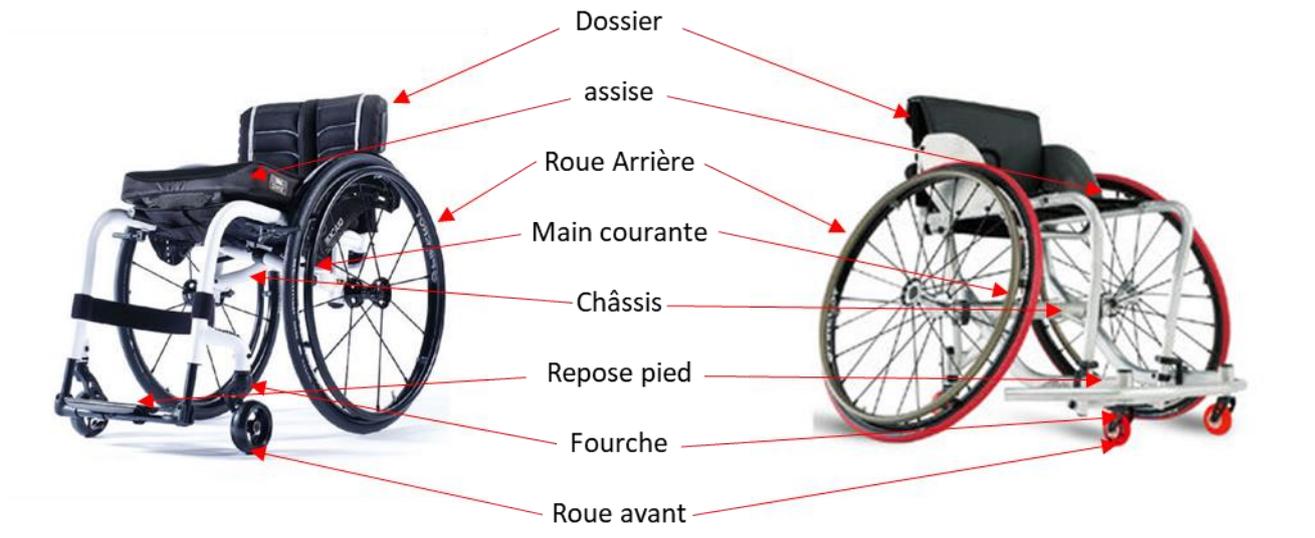


Figure 3 : Les différents éléments d'un fauteuil roulant manuel. À gauche FRM de vie type actif (modèle Quickie Xenon²) et à droite FRM d'handibasket (modèle B-MAX TK - Semi Adjustable).

Le système de locomotion en FRM repose donc sur la mise en action des roues arrière par les membres supérieurs du sujet. Ces roues sont équipées de mains courantes qui offrent un système de préhension plus ergonomique, facilitant la conduite du FRM. Les roues arrière peuvent également être caractérisées comme des roues directrices, car le changement d'orientation du FRM résulte des actions différentielles exercées sur ces roues [Lepoutre, 2011]. Les fauteuils de type actif, pour des usagers avec de bonnes capacités d'équilibre, ou les fauteuils de sports (Basketball fauteuil, tennis fauteuil), ont une géométrie qui vise le plus possible à aligner verticalement le centre de masse avec l'axe des roues arrière. Comme la force de résistance au roulement (F_r) dépend directement du rayon de la roue (r_{av} ; r_{ar}), du poids (la masse portée par la roue (m_{av} ; m_{ar}) multiplié par la constante de gravité sur terre ($g \approx 9.81$) et du paramètre de résistance au roulement (λ_{av} ; λ_{ar}) (équation 1.1), ce déplacement du centre de masse vers les roues arrière permet de limiter les résistances aux roulements en allégeant les roues avant [Sauret et al., 2012].

$$F_r = -g \left(\frac{\lambda_{av}}{r_{av}} m_{av} + \frac{\lambda_{ar}}{r_{ar}} m_{ar} \right) \quad (1.1)$$

Lors d'un déplacement en ligne droite, le sujet doit simultanément, actionner les roues arrière en un mouvement cyclique se traduisant par une propulsion intermittente. Cela a pour répercussions un déplacement du FRM et de son sujet, caractérisé par une succession de phases d'accélération et de ralentissement. Ces phases sont d'autant plus accentuées par les oscillations des bras et du tronc lors du cycle de propulsion [Sauret, 2010; De Saint Remy, 2005]. En effet, le déplacement antéro-postérieur de la masse des bras et du tronc lors de la propulsion, induit des variations de la répartition de la masse totale du système qui peuvent augmenter la résistance au roulement et par conséquent le coût énergétique [Sauret et al., 2012; Poulet et al., 2023; van der Woude et al., 2001].

Il existe ainsi un compromis dans la création de FRM entre la stabilité, la polyvalence, la rigidité, la masse, la praticité, l'ergonomie et le rendement énergétique, chaque point ayant des effets contre-productifs sur les autres s'il est privilégié [Kirby et al., 1992; Kirby et al., 1995; Tomlinson, 2000; van der Slikke et al., 2018]. Cela demande de faire des choix sur les caractéristiques mécaniques et géométriques du FRM comme la taille des roues, l'empattement et la répartition de la masse tout en tenant compte de l'environnement (type et dureté du sol). De plus, la locomotion en FRM est impactée par des caractéristiques anthropométriques (taille, poids...) et physiologiques (capacité musculaire et respiratoire, handicap...) de l'utilisateur.

1.2.1.2. Caractéristique du cycle de propulsion

La locomotion en FRM en ligne droite est caractérisée par une succession de phases d'accélération et de ralentissement. En fonction de l'outil d'évaluation, il est possible de catégoriser différemment ces deux phases. Plusieurs études utilisant un ergomètre à rouleaux ont permis d'observer une phase de « poussée » et une phase dite de « récupération ». La phase de « poussée » ou phase de « contact » est définie comme la période où la main est en contact avec la main courante et la phase de « recouvrement »

correspond à la période du retour de la main vers l'arrière entre deux poussées successives [Newsam et al., 1999; Rao et al., 1996; Veeger et al., 1989b; van der Woude et al., 1989b; van der Woude et al., 1989c; Vanlandewijck et al., 1994; Sanderson, and Sommer, 1985]. Certains auteurs ont subdivisé la phase de « contact » en une phase de « traction » débutant à la saisie de la main courante jusqu'au moment où la main passe le vertex de la roue, suivie d'une phase de « poussée proprement dite » qui se termine au moment où le sujet lâche la main courante (Figure 4) [Rao et al., 1996; Vanlandewijck et al., 2001; Yang et al., 2006].

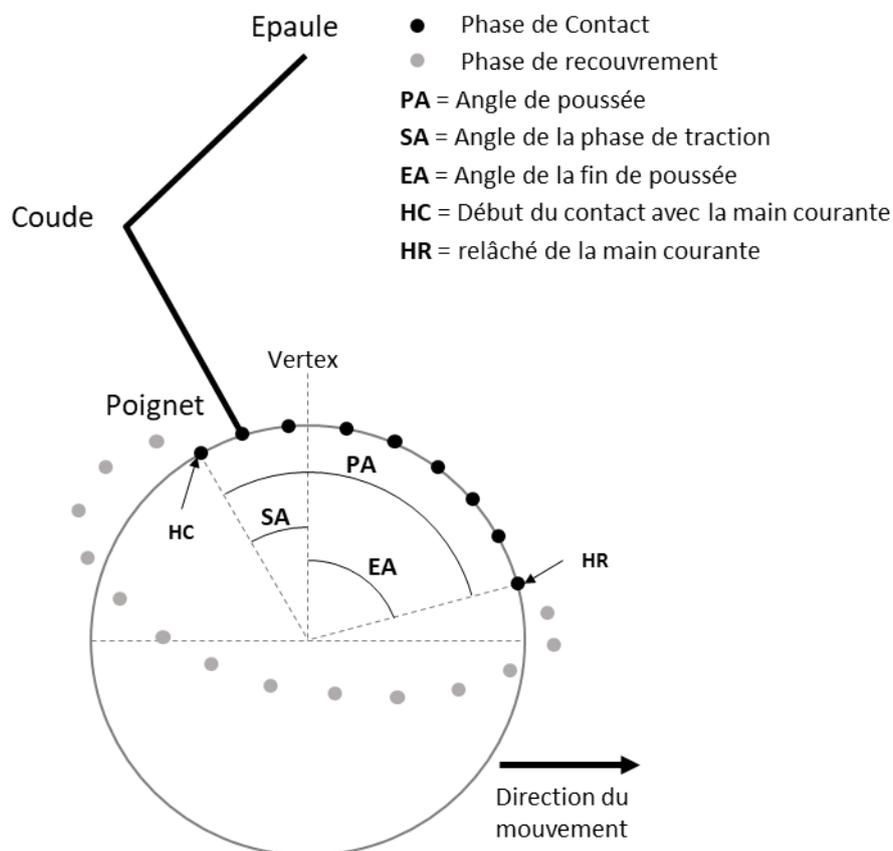


Figure 4 : Représentation du cycle de propulsion inspirée par Vanlandewijck et al. (2001).

Cependant les variations de vitesse de déplacement du sujet avec son fauteuil ne dépendent pas uniquement de l'action des mains sur les mains courantes. En effet, des études ont montré, lors de tests réalisés sur le terrain et non sur ergomètre à rouleaux,

que la phase d'accélération ne correspondait pas uniquement à la phase de « contact » [Moss et al., 2005; Sauret et al., 2013] (Figure 5). Ces auteurs observent une accélération du système (sujet + FRM) qui se poursuit après le relâchement des mains sur les mains courantes. L'explication réside dans le redressement du tronc et des bras vers l'arrière lors de la phase de recouvrement. L'inclinaison du tronc vers l'avant a lieu au début de la phase de poussée et pourrait avoir un effet néfaste sur la propulsion en augmentant la résistance au roulement (cf. 3.2.1.1.), mais cela est difficilement détectable sur des variables cinématiques.

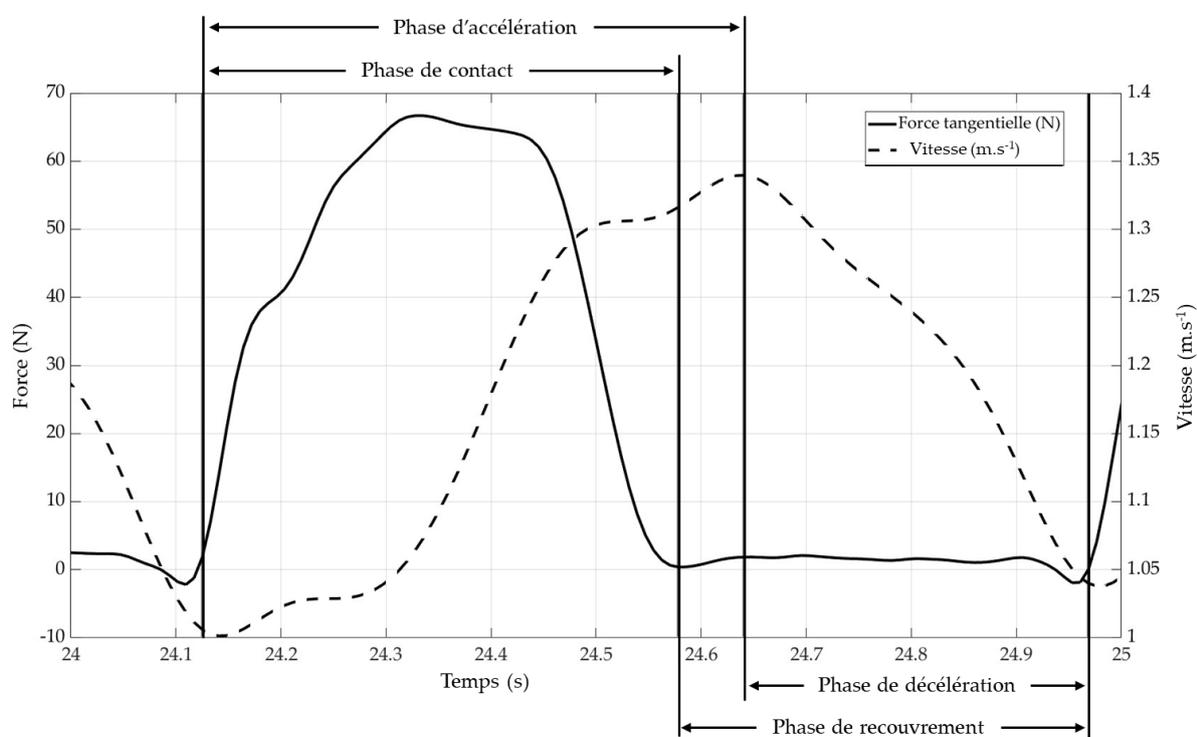


Figure 5 : Phases du cycle de propulsion identifiées à partir de la force tangentielle appliquée sur la main courante (Phases de contact et de recouvrement) et de la vitesse du déplacement du fauteuil roulant manuel (Phases d'accélération et de décélération) lors d'un déplacement rectiligne sur sol horizontal.

Dans certains sports on retrouve différents modes de propulsion. Il est couramment défini que le mode de propulsion en FRM se fait de manière synchrone (les deux bras poussent les deux roues en même temps pour aller en ligne droite), mais des auteurs

montrent que la propulsion de manière asynchrone est également rependue dans certains sports comme le basketball fauteuil [Astier, 2019] et le tennis fauteuil [Goosey-Tolfrey, and Moss, 2005], en particulier pendant les dribbles au basket ou le repositionnement au tennis. Astier et collaborateurs observent que le mode synchrone offre de meilleures performances que le mode asynchrone, en termes de capacité aérobie et de vitesse de déplacement. La fréquence des bras pourrait limiter les performances des athlètes en propulsion asynchrone. De plus ce mode de propulsion augmente le « steering » qui définit les oscillations latérales du FRM lors d'un déplacement en ligne droite [Astier et al., 2016; Astier et al., 2018]. Il s'agit donc d'un mode de propulsion spécifique à certaines tâches, mais qui n'est pas intéressant d'utiliser dans un but de performances d'endurance ou de vitesse [Astier, 2019].

Il est donc nécessaire de prendre en compte l'intégralité des mouvements du sujet sur son fauteuil, en plus des efforts transmis aux roues pour analyser au mieux la locomotion en FRM. Toutes ces actions ont un impact non négligeable sur les variations de vitesses du déplacement et sur les efforts fournis par le sujet.

1.2.1.3. Paramètres cinématiques

Plusieurs analyses cinématiques de la propulsion concernant la trajectoire du poignet au cours du cycle de propulsion par rapport au FRM ont distingué quatre stratégies distinctes représentées dans la figure 6 : en arc de cercle, semi-circulaire, simple boucle au-dessus de la propulsion et double boucle au-dessus de la propulsion [Boninger et al., 2002; Shimada et al., 1998].

Gorce et Louis notent généralement des amplitudes articulaires de l'épaule de $45,7^\circ \pm 14,9^\circ$ en flexion / extension, $14,6^\circ \pm 10,9^\circ$ en abduction/adduction, $61^\circ \pm 10,3^\circ$ de flexion/extension du coude et $63,6^\circ \pm 18,6^\circ$ de flexion/extension du poignet [Gorce, and Louis, 2012]. Shimada et al., (1998), observent que le pattern de propulsion semi-

circulaire demande une amplitude articulaire de flexion / extension du coude et de l'épaule plus importante que les autres patterns de propulsion [Shimada et al., 1998].

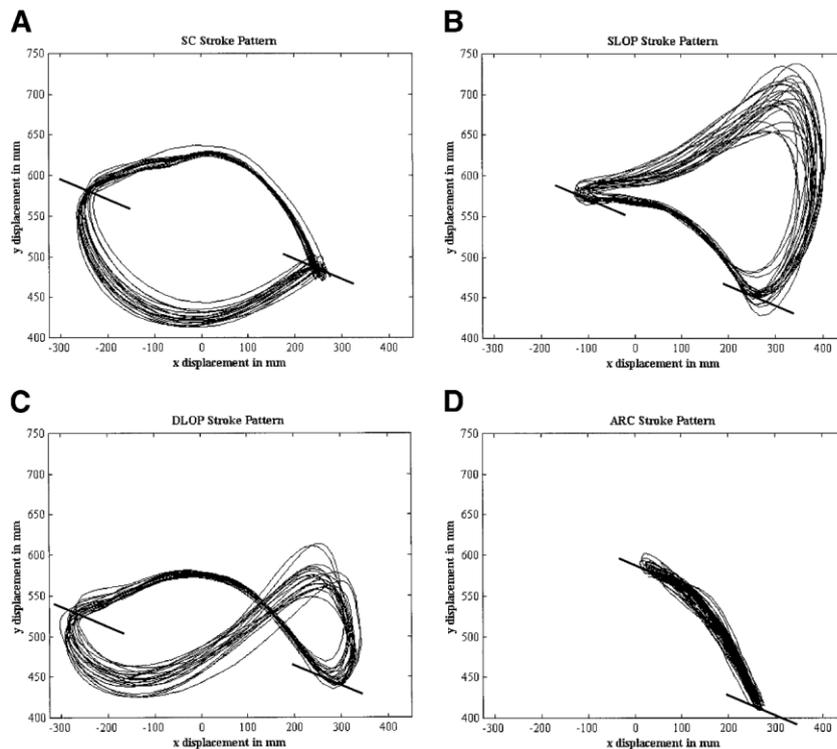


Figure 6 : Représentation des trajectoires en deux dimensions de la main par rapport au fauteuil.

Les barres noires représentent le début et la fin de la phase de poussée. A est appelée pattern semi-circulaire, B est appelé boucle simple avec retour par le haut, C est une double boucle avec retour par le haut et D est en arc de cercle [Boninger et al., 2002; Shimada et al., 1998].

Les paramètres cinématiques de la propulsion en fauteuil roulant comme l'amplitude articulaire des coudes, poignets, épaules et du tronc sont directement impactés par les réglages du fauteuil (hauteur d'assise et position de l'axe des roues arrière). Certains auteurs observent qu'une augmentation de la hauteur d'assise diminue la durée de la phase de propulsion et augmente la phase de récupération [Wei et al., 2003]. Au total, la durée du cycle semble diminuer, ce qui induit une augmentation de la fréquence de poussée [Richter, 2001]. Van der Woude et al., (1989), observent une diminution des amplitudes articulaires du coude en flexion / extension ainsi qu'une diminution de

l'élévation de l'épaule avec l'augmentation de la hauteur d'assise. Ils notent également une diminution de l'angle de poussée [van der Woude et al., 1989a]. À l'inverse, une assise basse et reculée par rapport aux roues arrière augmente l'angle de poussée et le temps de la phase propulsive au sein du cycle de propulsion ainsi que les amplitudes articulaires des coudes et des épaules [Vanlandewijck et al., 1997].

1.2.1.4. Muscles sollicités lors de la propulsion en FRM

Dans la littérature on retrouve une description assez précise de l'activité musculaire lors de la propulsion en FRM, où celle-ci a été étudiée durant chacune des phases du cycle de propulsion.

Durant la phase de traction, il est établi que le biceps brachial est sollicité pour la flexion du coude et l'interaction de la main avec la main courante [van der Woude et al., 1989b; Veeger et al., 1991]. Veeger et al., (1992, 1991, 1989), ont souligné l'importance cruciale du deltoïde antérieur et du grand pectoral pendant cette phase [Veeger et al., 1992; Veeger et al., 1991; Veeger et al., 1989b]. Ils ont noté que le premier est principalement actif lors du début de contact avec la main courante, tandis que le second montre une activité plus soutenue tout au long de cette phase [Veeger et al., 1992]. Pendant la transition vers la phase de « poussée », certains auteurs observent une co-contraction du biceps et du triceps brachial, suggérant une fonction stabilisatrice de l'articulation du coude [Vanlandewijck et al., 1994]. Lors de la phase de poussée, Veeger et al., (1991), ont montré que le deltoïde antérieur, le grand pectoral et le triceps brachial ont un niveau d'activation élevé [Veeger et al., 1991].

En ce qui concerne la phase de récupération, Vanlandewijck et al., (1994), ont identifié que les deltoïdes postérieurs et moyens, ainsi que le trapèze, sont les muscles principalement engagés. Ils ont aussi révélé qu'à la fin de cette étape, juste avant l'interaction avec les mains courantes, l'accélération des mains est optimisée par

l'activation du deltoïde antérieur, du grand dorsal et du grand pectoral [Vanlandewijck et al., 1994].

D'autres recherches ont exploré l'impact du niveau de lésion [Mulroy et al., 2004; Schantz et al., 1999], de la vitesse de propulsion [Mulroy et al., 1996; Yang et al., 2006] et de la conception du fauteuil sur le recrutement musculaire [Dubowsky et al., 2009; Mâsse et al., 1992; van der Woude et al., 1989b]. Masse et al., (1998), ont révélé des niveaux d'activation réduits pour des sièges bas et reculés, spécifiquement pour le triceps brachial, le grand pectoral et le deltoïde postérieur [Mâsse et al., 1992]. À l'inverse, Van der Woude et al. ont observé des activations moindres du grand pectoral et du deltoïde antérieur pour les sièges élevés [van der Woude et al., 1989b].

Les études qui ont examiné l'activité électromyographique (EMG) des muscles de l'épaule pendant la propulsion ont montré que les muscles de la coiffe des rotateurs sont actifs à un niveau élevé, proche de leur capacité maximale [Gutierrez et al., 2005; Mulroy et al., 1996; Mulroy et al., 2004]. En raison de la forme en rotule de l'articulation gléno-humérale, une composante active de stabilisation est importante pour maintenir l'intégrité de l'articulation [Lugo et al., 2008].

1.2.1.5. Paramètres dynamiques

Afin d'évaluer l'effort que fournissent les muscles sollicités dans la propulsion en FRM, certains auteurs ont enregistré la force appliquée sur les roues à l'aide d'ergomètres à rouleaux [Jarvis, and Rolfe, 1982; Samuelsson et al., 1989]. Avec cet outil, on obtient uniquement la force tangentielle à la roue, et il était donc nécessaire de trouver un moyen d'étudier la force développée en trois dimensions directement sur la main courante [R. A. Cooper et al., 1997 ; de Groot et al., 2007 ; Faupin et al., 2004 ; Koontz et al., 2001]. Grâce à ces trois composantes de force, Veeger et al., (1992), ont introduit la notion de « Fraction de Force Efficace » (**FEF**) [Veeger et al., 1992]. Il s'agit du pourcentage que représente la force nécessaire pour faire tourner la roue, soit la force

tangentielle à la main courante (F_{tan}), par rapport à la force totale (F_{tot}) appliquée sur celle-ci (équation 1.2a). Dans cette équation, la force tangentielle peut être déterminée à partir du moment de force divisé par le rayon de la main courante. La force totale est la résultante des forces antéro-postérieure (F_x), médio-latérale (F_y), et verticale (F_z) appliquées à la roue (équation 1.2b) (Figure 7).

$$FEF (N) = \left(\frac{F_{tan}}{F_{tot}} \right) * 100 \quad (1.2a)$$

$$F_{tot} (N) = \sqrt{F_x^2 + F_y^2 + F_z^2} \quad (1.2b)$$

La **FEF** est relativement basse en FRM, avec des valeurs comprises entre 50 et 81 % dans la littérature [Boninger et al., 1997; Dallmeijer et al., 1998; Veeger et al., 1992; Veeger et al., 1991]. Il en résulte donc qu'une grande partie de la force développée sur la main courante ne sert pas directement à faire tourner la roue et semble donc inefficace pour le déplacement vers l'avant. Cela pourrait expliquer en partie le faible rendement mécanique observé lors du déplacement en FRM qui est de 12% au maximum sur ergomètre à rouleaux [Martel et al., 1991]. À partir d'une analyse combinée des forces et des moments développés sur les mains courantes et de la cinématique des membres supérieurs, différentes techniques de dynamique inverse ont permis de mieux comprendre l'orientation de la force totale et les raisons de son faible rendement mécanique.

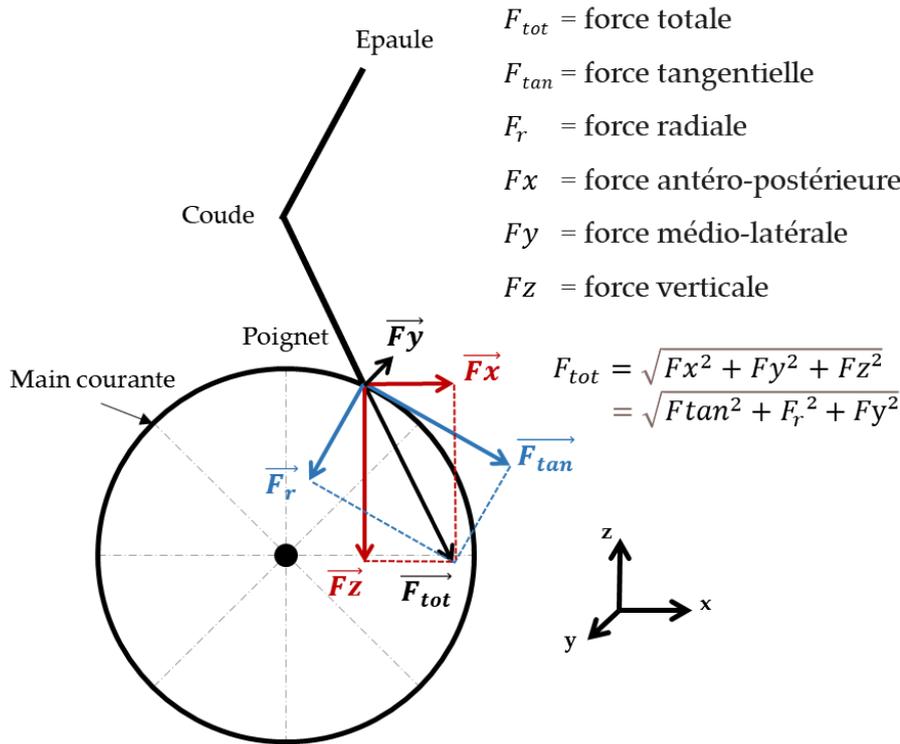


Figure 7 : Représentation des forces appliquées sur la main courante.

La dynamique inverse est fondée sur les principes fondamentaux de la dynamique (loi de Newton-Euler) et permet d'estimer et de quantifier les efforts au niveau de chaque articulation. Cette méthode est basée sur un modèle anthropométrique géométrique et inertiel (longueur, masse, et positions du centre de masse des segments), un modèle de liaisons cinématiques (position des segments les uns par rapport aux autres et dans l'espace) et les efforts, en trois dimensions, exercés par le sujet sur son environnement (ici les mains courantes du fauteuil roulant). Les études ayant utilisé cette méthode sur une gestuelle de propulsion en FRM, ont utilisé des roues instrumentées (mesure de forces et de moments en trois dimensions (3D)) et un système optoélectronique de capture du mouvement (cinématique des segments). Leurs résultats montrent un effort bien plus important au niveau de l'épaule par rapport au coude et au poignet [Desroches et al., 2010]. La combinaison de moments de flexion et de rotation interne de l'épaule permet aux auteurs de définir deux configurations d'activité musculaire pour l'épaule lors de la propulsion. Une configuration de propulsion, lorsque plus de

50% du moment articulaire contribue au mouvement de l'articulation, et une configuration de stabilisation lorsque moins de 50% du moment contribue au mouvement. Les articulations du poignet et du coude sont principalement dans une configuration de stabilisation avec une combinaison de moments d'extension et de déviation ulnaire et un moment d'adduction [Desroches et al., 2010].

Les configurations de stabilisation et l'orientation du vecteur de force totale non alignée avec le vecteur de force tangentielle lors du déplacement en FRM, observées chez la grande majorité des utilisateurs de FRM, ont un but de préservation de l'épaule. Une étude de Bregman et al., (2009), montre que lors d'une propulsion où la force résultante est tangentielle à la main courante (avec une FEF élevée), il n'y a pratiquement pas de moment de force au niveau du coude. Les muscles antagonistes du bras se co-contractent avec la même intensité que lors d'une propulsion « classique » (avec une FEF entre 50 et 80%). Cela résulte en une dépense énergétique ayant un faible rendement. Le pic de moment de force de flexion de l'épaule était significativement plus élevé que lors d'une propulsion « classique ». Ce pic coïncide avec le pic d'activation des muscles de la coiffe des rotateurs et du muscle pectoral, ce qui indique que dans la condition de force tangentielle maximale, la production de moment est déplacée du coude vers l'articulation de l'épaule [Bregman et al., 2009]. La sous sollicitation des muscles extenseurs du coude et la sur sollicitation des muscles fléchisseurs de l'épaule montrent que ce type de propulsion est moins efficace et pourrait augmenter les risques de développer des blessures au niveau de l'épaule [Bregman et al., 2009]. Rankin et al. (2010) ont étudié ces deux types de propulsion ainsi qu'une situation où la FEF est exagérément plus faible que la propulsion « classique ». Ils arrivent aux mêmes résultats que Bregman et al., (2009), et précisent qu'une maximisation de la FEF entraîne l'augmentation du stress et du travail musculaire total. Cependant, la minimisation de la FEF augmente également le travail musculaire total en raison de l'augmentation des co-contractions musculaires. Ainsi, la valeur idéale de la FEF semble trouver un équilibre entre la réduction de la demande

totale des muscles du haut du corps et l'efficacité mécanique. La valeur idéale particulière sera différente pour chaque personne en raison des variations de la mécanique de poussée et des systèmes neuro-musculo-squelettiques. La technique a ainsi une importance non négligeable sur l'efficacité de propulsion [Rankin et al., 2010].

1.2.1.6. Particularités des sports en FRM

En 1975, Meyer Jun Wilhelm invente un fauteuil avec un réglage en hauteur afin d'ajuster la position par rapport aux roues et ainsi d'améliorer la poussée et le dynamisme. Il s'agit de la première innovation pour adapter le FRM à la pratique du sport [Meyer, 1975]. Depuis cette invention les fauteuils de sports ont beaucoup évolué dans un but d'améliorer l'ergonomie, l'efficacité de propulsion, la sécurité et la protection des sportifs. Même si les fauteuils sont très individualisés, ils doivent également tenir compte des logiques internes des disciplines. Les principaux paramètres des FRM de sports sont :

- Le châssis rigide pour optimiser la transmission des forces, et encaisser les chocs lors de sport avec des contacts. Celui-ci peut être équipé de pare-chocs et avoir différentes formes en fonction des disciplines.
- l'angle de carrossage, il s'agit de l'angle entre le plan de la roue avec la verticale [Higgs, 1983]. Celui-ci est plus ou moins prononcé en fonction des disciplines. Ce paramètre augmente la stabilité latérale par une plus grande surface d'appui du FRM [Trudel et al., 1997], ajoute une protection pour les mains dans les sports de contacts [Veeger et al., 1989a] et facilite les pivots, car le bras de levier du moment entre le centre de rotation et le point d'application des forces (contact entre les roues motrices et le sol) est augmenté [Tomlinson, 2000].
- L'assise individualisée est l'élément primordial permettant au sportif une meilleure "symbiose" avec son FRM. Celle doit donc être ajusté en fonction des capacités fonctionnelles, de la technique de propulsion et des logiques internes

des activités. Dans la grande majorité des sports, un système de sanglage y est présent afin de maintenir le sportif et d'améliorer la transmission des forces vers le fauteuil.

En Basketball fauteuil, les FRM ont donc un châssis rigide avec généralement quatre roulettes (deux à l'avant et deux à l'arrière) en plus des deux roues motrices. Celles-ci permettent une meilleure stabilité. Il est équipé de pare-chocs, car dans cette pratique les contacts entre les FRM des joueurs sont fréquents. L'angle de carrossage y est élevé (15 : 20°) et permet aux joueurs d'avoir une vitesse de pivot plus importante dans la phase de jeux, mais, ce paramètre peut augmenter légèrement la résistance au roulement lors des déplacements en ligne droite [Faupin et al., 2004]. L'assise est individualisée en fonction des capacités fonctionnelles des sportifs. Les joueurs avec une classification basse, et un maintien postural du tronc limité ont une assise basse, inclinée vers l'arrière (niveau du bassin plus bas que le niveau des genoux) et un dossier haut. À l'inverse, les joueurs avec une classification haute ont généralement une assise haute pour faciliter les réceptions de balle et les tirs. Le dossier est plus petit, voire absent, pour ne pas limiter l'amplitude des mouvements du joueur. Dans tous les cas des sanglages sont présents au niveau des cuisses et des hanches, parfois à la taille et aux genoux. Les mouvements de flexion / extension du tronc lors de la propulsion en FRM en basketball fauteuil semblent avoir plus d'effets positifs sur les performances en ligne droite que d'effets négatifs. Le principal effet négatif serait, comme nous l'avons vu précédemment, un déplacement du centre de masse du système vers les roues avant qui peut augmenter la résistance au roulement. Mais cet impact négatif pourrait être contrebalancé par la sollicitation des muscles du tronc dans la technique de propulsion augmentant l'accélération à chaque poussée [Brassart et al., 2021].

En Rugby fauteuil, à l'instar du basket fauteuil on retrouve un châssis rigide avec des pare-chocs, mais ceux-ci sont plus importants, car les chocs y sont plus violents. On

distingue deux types de fauteuils : les fauteuils d'attaque et ceux de défense. Les fauteuils d'attaque sont utilisés majoritairement par des joueurs avec une classification haute, ils ont un châssis court permettant de se faufiler plus efficacement entre les joueurs pour franchir la zone de but. Les fauteuils de défense ont quant à eux un châssis plus long, afin de favoriser le blocage des joueurs adverses. Une étude a montré que le type de fauteuil ne favorise pas les déplacements en ligne droite des joueurs, la forme a ainsi davantage une importance stratégique [Bakatchina et al., 2022]. Les roues aussi sont protégées avec des flasques. Ces flasques peuvent aussi aider à la propulsion pour les sportifs avec peu ou pas de force de préhension des doigts et de flexion du poignet, notamment grâce à une bonne adhérence avec les gants des joueurs. On retrouve également un angle de carrossage, mais souvent moins prononcé qu'en basketball fauteuil (15 : 18°). Pour l'ensemble des joueurs, l'assise est assez proche des joueurs de basse classification en basketball fauteuil, car les joueurs de rugby fauteuil ont, en moyenne, des atteintes motrices plus importantes. On retrouve également un sanglage conséquent pour maintenir le joueur dans son fauteuil malgré les chocs violents.

En tennis fauteuil, on retrouve un châssis rigide et une assise individualisée similaire au fauteuil de basketball fauteuil. Les différences sont le nombre de roulettes, pouvant aller de trois à quatre, et l'absence de pare-chocs. L'angle de carrossage est également important (jusqu'à 24°), permettant au joueur d'effectuer des pivots rapidement. Cependant, une des particularités de ce sport est que les joueurs doivent également être capables de propulser efficacement avec une raquette en main [de Groot et al., 2017; Goosey-Tolfrey, and Moss, 2005]. D'après de Groot et al. (2017) la propulsion en FRM en tenant une raquette a des effets négatifs sur la technique de propulsion et pourrait augmenter les risques de blessure des membres supérieurs [de Groot et al., 2017]. On retrouve cette même problématique **en parabadminton**. Dans ce sport la grande majorité des déplacements se font en alternance vers l'avant et l'arrière. Tenir la raquette de badminton pendant le déplacement a un impact négatif sur les paramètres

spatio-temporels, en augmentant la fréquence de poussée. De plus, les joueurs doivent pousser davantage sur la main courante (force radiale plus importante) ce qui diminue l'efficacité de la propulsion [Alberca et al., 2022]. Ainsi, des mains courantes plus ergonomiques sont développées dans le but de réduire la perte de puissance lors de la propulsion avec raquette [Rietveld et al., 2022].

En athlétisme, la position des athlètes dans leur fauteuil n'est pas similaire aux autres sports en FRM (Figure 8). Les athlètes ont le buste incliné vers l'avant à l'horizontale [Chow, and Chae, 2007]. Les mouvements du tronc dans cette situation sont verticaux et ne déplacent pas le centre de masse d'avant en arrière, mais vers le haut et le bas. On ne connaît pas encore l'impact de ces mouvements sur la performance et ceux-ci ne semblent pas expliquer complètement les variations de vitesse intra-cycle [Poulet et al., 2023]. Les FRM de course sont étudiés pour répondre au but principal de la course en athlétisme qui est d'atteindre des vitesses de déplacement élevées. Ainsi, la forme du FRM limite la maniabilité avec un angle de carrossage plus faible que dans les autres sports, mais aussi une roue avant plus grande, unique et un châssis allongé favorisant la stabilité antéro-postérieure et augmentant l'inertie de rotation autour de l'axe vertical (déplacements en ligne droite facilités). Une autre différence avec les FRM de petits terrains, est le ratio entre le diamètre des roues et celui des mains courantes [Cooper, 1990]. Cela signifie des mains courantes plus petites, qui confèrent à l'athlète la possibilité d'atteindre des vitesses plus importantes avec un mouvement de bras moins rapide, au même titre que le braquet sur un vélo. Cependant, cela limite l'accélération au démarrage et augmente la force nécessaire pour actionner la rotation des roues. Dans leur étude, Coutts et al., (1990), ont montré que cette différence restait en faveur du fauteuil de course qui atteint des vitesses de déplacement supérieures au FRM de basketball fauteuil en quelques secondes après le départ [Coutts, 1990].

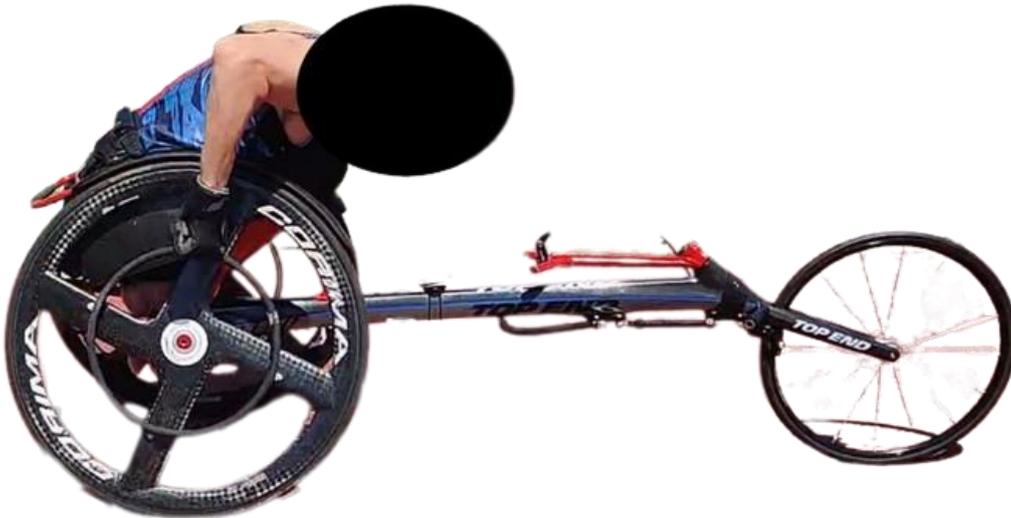


Figure 8 : Photo d'un Athlète T52 dans un fauteuil roulant manuel de course sur piste (modèle Top End NRG).

1.2.2. Biomécanique du manivellage sur handbike et vélo à bras

Bien que le fauteuil roulant manuel soit l'aide technique la plus utilisée pour le quotidien et les activités sportives, il existe d'autres modes de déplacement pour les personnes ayant de sévères atteintes motrices. Les principales études portant sur le HB abordent le mode de propulsion. Les résultats montrent que mode ATP sollicite davantage les muscles du tronc, ce qui permet à l'athlète qui en a les capacités de développer plus de force sur les manivelles qu'en position AP [van Breukelen. M. D., 2001; Faupin et al., 2011; Faupin, 2020].

1.2.2.1. Paramètres cinématiques

Le mouvement de manivellage est un mouvement guidé autour de l'axe du pédalier par les manivelles. La cinématique des membres supérieurs est donc directement impactée par les réglages et la position de l'athlète dans son « vélo ». Les amplitudes articulaires du tronc, pour une position du type AP, sont plus faibles que pour le mode ATP [Faupin et al., 2011]. Dans cette même étude, les auteurs n'ont pas noté de différences entre les deux modes de propulsion pour les articulations de l'épaule, du

coude et du poignet. Plusieurs études ont montré que le mouvement peut, là aussi, être décomposé en une phase de poussée et une phase de traction [Fujii, and Nagasaki, 1995; van Breukelen. M. D., 2001]. Cependant, ces phases n'ont pas été détaillées et il s'agit d'une définition arbitraire par rapport au cadran que forme le pédalier sans tenir compte de la position de l'athlète par rapport à celui-ci. Faupin et al., (2011), ont utilisé l'activation musculaire pour définir les deux phases ; la phase de traction représente le moment d'activation du biceps et la phase de poussée représente la phase durant laquelle le triceps est activé. Cela correspondait à une phase de poussée de 0° à 180° du cadran et une phase de traction de 180° à 360° [Faupin et al., 2010]. Vegter et al., (2019), ainsi que Mason et al., (2021), ont, quant à eux, défini ces deux phases de manière plus précise à partir de la position des valeurs minimales du couple de force sur le cadran. En effet, ils ont suggéré que la présence d'un couple de force minimal est due à la transition entre les deux phases. Ainsi, la phase de poussée a été définie à partir du couple minimum le plus proche du participant jusqu'au couple minimum le plus éloigné et inversement pour la phase de traction [Mason et al., 2021; Vegter et al., 2019]. Une comparaison, de différentes études sur le handbike, effectuée par Faupin en (2020), a montré qu'au niveau de l'épaule on retrouve en moyenne des amplitudes angulaires de 70° de flexions/extensions, 30° d'abductions/adductions, et 38° de rotations internes/externes. Ces valeurs varient en fonction des réglages du HB [Faupin, 2020].

1.2.2.2. Muscles sollicités lors du manivellage

Selon Faupin et al., (2010), le manivellage entraîne un pic d'activité élevé du trapèze (section descendante, 70 % de MVC (contraction maximale volontaire), du biceps (55 % de MVC) et du deltoïde (partie antérieure, 45 % de MVC ; Figure 9) [Faupin et al., 2010]. Bressel et Heise en 2004 ont également constaté que les biceps connaissent le niveau d'activation musculaire le plus élevé lors du mouvement du bras [Bressel, and Heise, 2004]. Arnet et al., (2012), ont observé des résultats similaires quant aux

principaux muscles sollicités lors de ce mouvement [Arnet et al., 2012]. En revanche, d'autres muscles, tels que le supra-épineux, l'infra-épineux et le sous-scapulaire, sont moins sollicités par rapport aux biceps, triceps et deltoïdes. Cela suggère que le HB contraint moins certains muscles de l'épaule et notamment les muscles de la coiffe des rotateurs par rapport aux deltoïde et grand pectoral. Ainsi, le HB sollicite davantage les muscles de l'épaule en général, mais à une intensité moindre par rapport à la propulsion en FRM, réduisant ainsi le risque de surutilisation d'un muscle spécifique [Arnet et al., 2012].

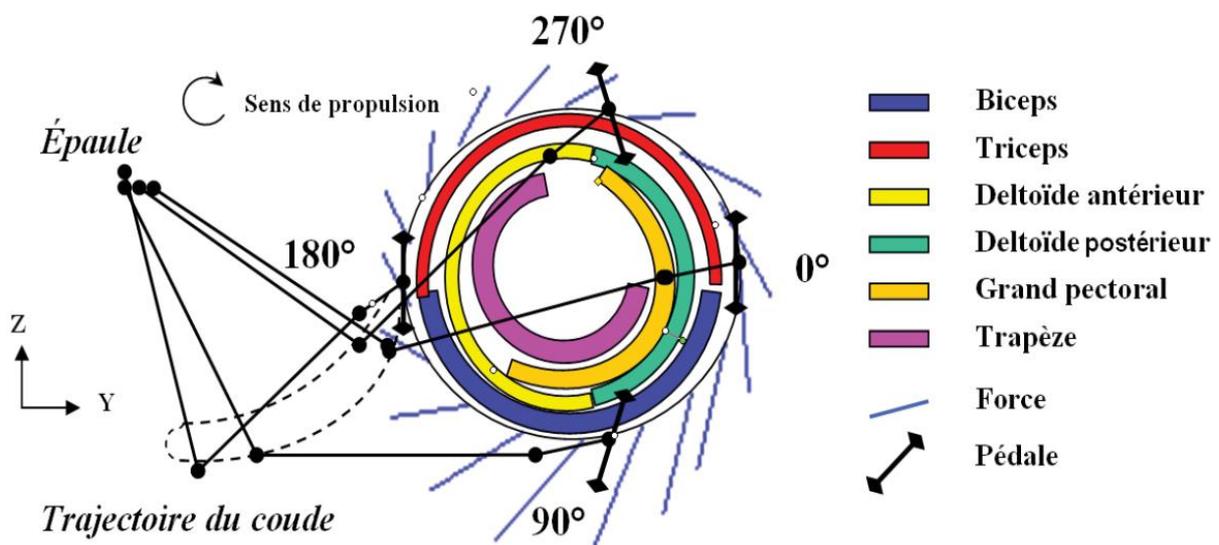


Figure 9 : Représentation générale du cycle de propulsion selon les différents paramètres biomécaniques mesurés.

Figure provenant du manuscrit de l'habilitation à diriger des recherches d'Arnaud Faupin avec son autorisation [Faupin, 2020; Faupin et al., 2010]. Les points noirs représentent les centres articulaires de l'épaule du coude, du poignet et du centre de la main. La position du membre supérieur est représentée selon 4 angles de la manivelle proche de 0°, 90°, 180° et 270°. La trajectoire du coude est décrite par une poulaine en pointillés. Les différents muscles activés sont schématisés à l'intérieur de la trajectoire de la pédale tandis que la direction et l'amplitude de la force totale sont directement représentées sur cette trajectoire par des traits bleus. Enfin, l'orientation et la position de la pédale sont indiquées par deux losanges reliés entre eux par un trait noir.

Lors d'un exercice à intensité maximale, et plus précisément lors d'un sprint de 15s, Quittmann et al., (2022), observaient des périodes d'activité musculaire plus longues que les études précédemment citées. Le biceps et le triceps brachial semblaient

s'activer plus tôt lors du cycle de propulsion [Quittmann et al., 2022]. Il est important de noter que ces deux études avaient des objectifs distincts et ne visaient pas principalement à comparer ces schémas d'activation musculaire. De plus, bien que les protocoles soient similaires, de légères variations dans la mise en place des participants pourraient également expliquer les différences observées dans ces schémas d'activation.

1.2.2.3. Paramètres dynamiques

Lors du manivellage, les athlètes semblent développer plus de force lors de la phase de traction que de celle de poussée [Faupin et al., 2011; Vegter et al., 2019]. Le concept de FEF a aussi été étudié en HB et plusieurs auteurs ont cherché à améliorer cet indice. Jacquier-Bret et al., (2013), proposent le « Postural Force Production Index » (PFPI), qui permet de caractériser l'efficacité de la propulsion en tenant compte des aspects posturaux [Jacquier-Bret et al., 2013]. Cet indice fait donc le lien entre la FEF et la force maximale pouvant être générée pour une posture donnée. La différence avec la FEF est qu'à certaines positions angulaires des manivelles (manivelles au plus proche et la plus éloignée du buste du sujet), la force tangentielle développée par le sujet correspond à une portion minimale de force par rapport à sa posture qui favoriserait une poussée perpendiculaire aux manivelles. Ainsi, malgré une orientation de la résultante de force plus proche de la tangente qu'en FRM, pour deux portions du cycle de propulsion, la posture est jugée défavorable. La figure 10 extraite de l'étude de Jacquier-Bret et reprise de la thèse de Hernandez (2016) représente la comparaison entre la FEF et la PFPI. La figure 11 représente les vecteurs force appliqués aux manivelles lors d'un cycle de propulsion, en tenant compte de la force optimale par rapport à la posture du sujet représentée par une ellipse [Hernandez, 2016; Jacquier-Bret et al., 2013]. La limite de cette étude est qu'elle porte sur un seul sujet et qu'elle ne prend pas en compte les couples articulaires maximaux ni l'impact de la position des différentes articulations sur son modèle. En effet, Hernandez et al., (2016),

ont montré que les vecteurs de forces ont des directions qui diffèrent significativement en fonction de l'angle de flexion du coude [Hernandez et al., 2016].

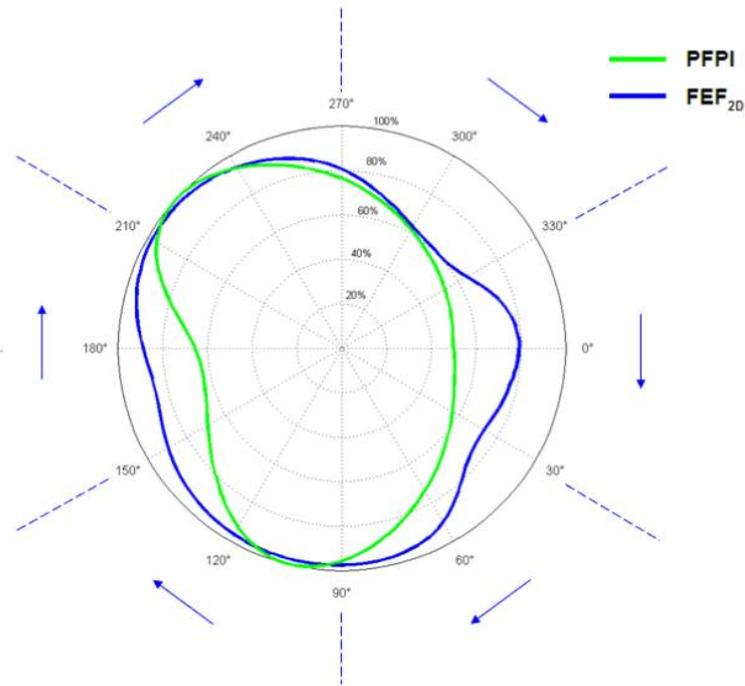


Figure 10 : Représentation de l'évolution de la Fraction efficace de force (FEF) en bleu et du Postural Force Production Index (PFPI) en vert lors d'un cycle de propulsion [Hernandez, 2016; Jacquier-Bret et al., 2013]

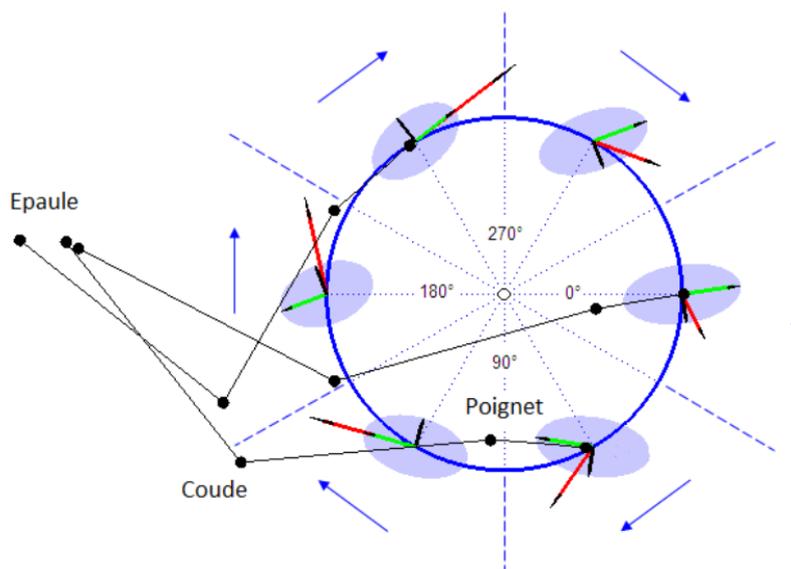


Figure 11 : Représentation des forces appliquées aux manivelles en fonction de la position du membre supérieur au cours d'un cycle de propulsion.

La force totale est en rouge, l'orientation optimale de force en fonction la position est en vert et l'orientation de la force non optimale en fonction de la position est en noire [Hernandez, 2016; Jacquier-Bret et al., 2013].

On observe ainsi que lors d'un mouvement de manivellage, la force maximale développée par le sujet a lieu majoritairement dans le premier et dernier quart du cycle de propulsion. Il faut aussi noter que les réglages du HB (position et longueurs des manivelles) peuvent augmenter le moment de force appliqué sur les manivelles [Mason et al., 2021; Vegter et al., 2019].

1.2.2.4. Configuration des manivelles synchrones versus asynchrones

Comme pour le FRM la propulsion peut être synchrone ou asynchrone en HB. Pour cela, les manivelles peuvent être configurées en mode synchrone ou asynchrone. Toutefois, en paracyclisme, le HB est réglé en mode synchrone. Plusieurs études ont comparé ces deux modes de propulsion. Un rendement énergétique supérieur pour le mode synchrone par rapport au mode asynchrone a été observé chez des handbikers [Abel et al., 2003; Dallmeijer et al., 2004]. Faupin et al., ont réalisé une étude plus approfondie qui compare les deux modes de propulsion en intégrant les positions AP et ATP. Ils ont constaté que le mode asynchrone en position ATP entraîne une flexion/extension du tronc moins prononcée que le mode synchrone. Cependant, pour les deux positions, des amplitudes de rotation et d'inclinaison du tronc plus importantes ont été observées pour le mode asynchrone. Les auteurs suggèrent donc qu'en mode de propulsion asynchrone, les muscles du tronc contribuent davantage à la propulsion. Cependant, ils n'ont pas pu déterminer lequel des deux modes de propulsion était le plus efficace [Faupin et al., 2011].

Lors de mesures en laboratoire, les ergomètres à manivelles sont fréquemment utilisés, notamment pour l'exploration des performances physiologiques des populations

présentant un handicap. Les disparités des mesures biomécaniques et physiologiques entre les modes de propulsion synchrone et asynchrone ont ainsi été étudiées. Certaines études réalisées sur ergomètre à bras n'ont pas permis d'établir l'avantage d'un mode de propulsion par rapport à l'autre [Hopman et al., 1995; Marincek, and Valencic, 1977; Mossberg et al., 1999]. À l'inverse, d'autres auteurs montrent que le manivellage asynchrone entraîne une puissance anaérobie maximale et moyenne plus élevée que le manivellage synchrone pendant le test Wingate [Lovell et al., 2011]. Goosey Tolfrey et al., (2007), ont réalisé un test sous-maximal où les participants manivellaient à 60 puis 80 tours par minute sur un ergomètre fixe. Ils observent que le mode de propulsion asynchrone diminue la consommation d'oxygène et améliore le rendement énergétique par rapport au mode synchrone. Ils ont suggéré qu'il est probable qu'une évaluation de handbiker sur ergomètre en configuration synchrone donne des valeurs de rendement plus faibles qu'une configuration asynchrone. Ainsi, il semble nécessaire de normaliser les méthodologies utilisées en laboratoire (intensité d'exercice, fréquence de manivellage, installation, caractéristique de la population évaluée) et en situation écologique (problématique d'équilibre, gestion des virages...) pour fournir des recommandations en matière d'entraînement [Goosey-Tolfrey, and Sindall, 2007].

1.2.3. Risques de blessures lors de la sollicitation du haut du corps pour ses déplacements

Plus de 70% des utilisateurs de FRM souffrent de TMS [Sosnoff et al., 2015]. Les TMS se définissent comme un ensemble de dommages au niveau des articulations, et notamment des tendons et ligaments causés par des mouvements répétés sur une longue durée, avec une charge importante et des postures contraignantes [Routhier et al., 2004; Sholihah et al., 2016]. Les TMS sont multifactoriels et peuvent avoir différentes formes. D'après Lidgren, il existe plus de 150 TMS différents, qui ont tous en commun des symptômes de douleur et/ou d'inflammation. Parmi ces troubles, on

retrouve les maladies articulaires, dont l'arthrose et la polyarthrite rhumatoïde, l'ostéoporose, les tendinites, les lombalgies, les troubles de la colonne vertébrale, les traumatismes sévères des extrémités, les troubles de l'humeur, et les maladies invalidantes chez l'enfant [Lidgren, 2003; Woolf, 2000]. Malgré la grande diversité des TMS, la douleur et le déclin de la fonction physique sont communs à toutes ces maladies musculosquelettiques. [Picavet, and Hoeymans, 2004]. Ainsi pour les utilisateurs de FRM, l'apparition d'une de ces pathologies pourrait avoir des impacts très néfastes sur son autonomie et sa santé. Les pathologies les plus courantes pour les usagers du FRM sont la tendinite de la coiffe des rotateurs [Mulroy et al., 2004; Veeger et al., 2002] et le syndrome du canal carpien [Boninger et al., 1999; Boninger et al., 2004; Veeger et al., 1998].

Depuis les années 1980, une corrélation forte a été établie entre l'utilisation d'un FRM et le développement de TMS [Aljure et al., 1985; Ballinger et al., 2000; Bayley et al., 1987; Boninger et al., 2005; Sie et al., 1992]. En effet, la propulsion en FRM est traumatisante pour les articulations du membre supérieur en raison de sa nature répétitive et des efforts excessifs qu'elle nécessite [Burnham et al., 1993; Mulroy et al., 2004; Rodgers et al., 1994; Veeger et al., 2002]. De plus, il est décrit que d'autres tâches courantes chez les utilisateurs de FRM, comme manipuler des objets éloignés de son centre de masse ou au-dessus du niveau de la tête, sont particulièrement associées à des douleurs de l'épaule et à des TMS [Moffet et al., 2002; Pope et al., 2001]. Des variables cinétiques clés ont été identifiées, telles que le couple maximum et le taux maximum d'augmentation de la force [Boninger et al., 1999]. Ces variables sont considérées comme des indicateurs de risque de blessure, en particulier au niveau du poignet [O'Connor et al., 2002].

Les parasportifs sont également impactés par ces TMS [Heyward et al., 2017]. Des études de recensement des blessures lors des JP montrent que les athlètes en FRM participant à des épreuves sur piste sont le plus souvent blessés à l'épaule, à la partie supérieure du bras ou à la colonne cervicale [Blauwet et al., 2016; Derman et al., 2023].

Les blessures à l'épaule seraient en grande partie dues à la répétition des gestes à des intensités élevées [Fagher, and Lexell, 2014; Ferrara, and Peterson, 2000; Taylor, and Williams, 1995], mais aussi à un travail dans des positions articulaires inconfortables. Chez des joueurs de paratennis, parabadminton ou basketball fauteuil, qui ont souvent dans leurs activités des extensions de bras au-dessus de la tête, Akbar et al., (2015) ont montré que les muscles de la coiffe des rotateurs sont particulièrement sujets aux lésions [Akbar et al., 2015]. Parmi l'ensemble des athlètes des catégories T51 à 54, pratiquant aux JP de 2012 des courses et des lancers, 61,5% des blessures concernaient le cou et les membres supérieurs. Les auteurs ont observé également que le taux de blessure était aussi important pendant les épreuves qu'à l'échauffement [Blauwet et al., 2016]. Les athlètes sont aussi confrontés à des chocs plus importants. Ces chocs peuvent impacter les structures ostéo-tendineuses et d'autant plus par la répétition de celles-ci lors des entraînements et des compétitions [Richter et al., 2007].

Selon Faupin et al., (2006), la propulsion en HB, en conditions sous-maximales, présente non seulement une efficacité fonctionnelle accrue et un meilleur rendement, mais serait également moins contraignante pour les articulations des membres supérieurs par rapport à la propulsion en FRM [Faupin et al., 2006]. Van der Woude et al., ont montré par rapport au FRM que le HB offrait plusieurs avantages, notamment en termes de vitesse maximale atteinte et de puissance développée. En effet, les paracyclistes les plus performants en HB parviennent à maintenir lors de contre-la-montre une vitesse moyenne de 45 km.h⁻¹ et peuvent atteindre entre 70 et 80 km.h⁻¹ dans les descentes. Le handbike permet également une application optimisée des forces et a un rendement mécanique supérieur [Faupin, 2020 ; L. H. V. van der Woude et al., 2006]. Ces résultats tendent à montrer que le HB se rapproche plus du cyclisme que du FRM.

D'autres études soutiennent l'hypothèse que le risque de blessures au niveau des membres supérieurs serait lié à « un déficit de la chaîne cinétique » [Fairbairn, and Bliven, 2019; Mayrhuber et al., 2022]. Cela se traduit par le fait que l'absence de capacité

motrice des membres inférieurs ou du tronc demande aux parasportifs de développer plus de puissance avec les membres supérieurs. Dans une étude qui met en avant cette hypothèse, on observe que les athlètes en fauteuil ayant un déficit musculaire important du tronc présentent une prévalence plus élevée de blessures à l'épaule que ceux ayant un contrôle musculaire du tronc. Cela suggère que le haut du corps doit compenser les paralysies du tronc, ce qui peut surcharger les muscles de l'épaule et augmenter le stress sur la gléno-humérale [Heyward et al., 2017]. On retrouve des résultats identiques chez des joueurs de tennis fauteuil [Bernard et al., 2004] et en para escrime [Chung et al., 2012]. Bernard et al., (2004), précisent que la prévalence élevée chez les sportifs avec une atteinte médullaire haute est due à un recrutement musculaire plus important des muscles fléchisseurs, rotateurs internes et adducteurs de l'épaule qui augmente le déséquilibre musculaire au niveau de la gléno-humérale et diminue l'espace sous acromial [Bernard et al., 2004; Mason et al., 2018; Moon et al., 2013; Warner et al., 2018].

D'autres études ont également montré que l'asymétrie peut augmenter le risque de douleurs et de pathologies [Chénier et al., 2017a; Hurd et al., 2008]. Cette question est cruciale, car elle pourrait avoir un impact significatif sur la distribution des charges au niveau des épaules et donc sur le risque de blessures. Une exploration approfondie de l'impact de l'asymétrie de propulsion sur les TMS est donc essentielle pour poursuivre des recherches dans ce domaine.

1.3. Synthèse

Les disciplines sportives paralympiques concernent les personnes atteintes d'un handicap moteur, mental ou visuel. Dans ce travail de thèse, la population étudiée sera exclusivement porteuse d'un handicap moteur. Ainsi, nous avons vu que le handicap moteur peut avoir des origines et des sièges lésionnels variés (lésion cérébrale, médullaire, du système nerveux périphérique ou encore ostéo-articulaire comme l'amputation ou l'agénésie). Pour répondre à l'hétérogénéité des atteintes et aux répercussions fonctionnelles des pratiquants, des systèmes de classification ont été mis en place pour maintenir une équité et une égalité des chances entre les compétiteurs pour chaque discipline paralympique et au sein de chaque épreuve. Cette classification est basée sur des critères fonctionnels et non sur la déficience. Elle s'évalue avec le sportif et son matériel personnel (à savoir son fauteuil de compétition) avec l'analyse des limitations personnelles en rapport avec la logique interne de l'activité. Pour toutes les disciplines, le système de classification attribue un scoring point où le score le plus élevé correspond à des atteintes motrices légères et le plus faible correspond aux limitations les plus importantes.

Nous avons également étudié les particularités de la propulsion en FRM et en HB. Ces deux modes de locomotion sont associés à différentes disciplines parasportives. En fonction des possibilités des parasportifs, la propulsion en FRM est réalisée à l'aide d'actions sur les mains courantes, les pneus et parfois les flasques qui recouvrent les roues. Cette propulsion sollicite grandement les muscles des épaules et entraîne une augmentation du développement des TMS aux articulations des membres supérieurs. La propulsion à l'aide de manivelles est possible par un système « pédalier-chaine-pignon ». Généralement, placées de manière synchrone, la propulsion avec manivelles est moins contraignante au niveau des articulations que la propulsion en FRM. La capacité à utiliser son tronc semble également avoir un impact important sur les performances, non seulement avec l'augmentation de la masse musculaire servant au mouvement ; cette capacité aurait également un lien avec le

développement de TMS au niveau des épaules des athlètes. Une plus grande capacité du tronc demanderait moins d'effort aux membres supérieurs pour un même mouvement, limitant notamment la charge sur les articulations des épaules.

Après ce chapitre contextualisant les spécificités du sport paralympique et du déplacement en FRM et en HB, en tenant compte des possibles risques de blessures et de baisse de performances, nous allons développer le concept d'asymétrie inter-membre, sa définition, sa quantification et son interprétation. Par la suite, nous analyserons son éventuel lien avec les performances et le risque de blessure dans la pratique sportive et parasportive.

2. Chapitre 2 : Définition, quantification et interprétation de l'asymétrie

2.1. Asymétrie inter-membre

L'asymétrie fonctionnelle inter membre désigne la répartition inégale de la fonction ou de la performance entre les membres d'une personne [Bishop et al., 2016]. Cette asymétrie peut se manifester sous diverses formes, notamment par des différences de production de force, de masse musculaire, de puissance ou encore de coordination neuromusculaire [Guan et al., 2022]. Elle implique l'analyse de diverses variables cinématiques, cinétiques et EMG, telles que les angles, les forces et le pattern d'activation musculaire. L'analyse de cette asymétrie se fait généralement dans des activités cycliques comme la marche, la course ou des mouvements spécifiques au sport [Exell et al., 2012a]. Il a été montré que l'asymétrie fonctionnelle peut, par exemple, influencer la capacité à réaliser différentes tâches chez des personnes âgées en bonne santé, en impactant potentiellement leur masse musculaire, leur force et leur puissance [Mertz et al., 2019]. Toutefois, l'asymétrie fonctionnelle ne se limite pas uniquement aux différences de force ou de performance physique. D'après Dos Santos et al., (2021), [Dos'Santos et al., 2021], il est possible de catégoriser les asymétries fonctionnelles en asymétries anatomiques ou morphologiques (p. ex. différence de masse maigre entre les membres gauches et droits) [Hart et al., 2020; Hart et al., 2014; Afonso et al., 2020]; asymétries de flexibilité (p. ex. différence d'amplitude de mouvement entre les membres gauche et droit) [Overmoyer, and Reiser, 2015; Lee C. Herrington, Allan G. Munro, Paul A. Jones, 2018]; asymétries stratégiques (p. ex. déplacement négatif lors du contre mouvement d'un saut vertical ou différence de durée de propulsion entre les membres gauche et droit) ; et les asymétries de compétences ou de résultats (p. ex. différence dans le changement de temps de direction ou la hauteur du saut vertical avec contre mouvement (CMJ) entre les

membres gauche et droit) [Lee C. Herrington, Allan G. Munro, Paul A. Jones, 2018; Maloney, 2019]. Il est probable que différentes asymétries chez un individu peuvent être liées entre elles comme par exemple une asymétrie du système squelettique, qui pourrait être influencée par des disparités fonctionnelles entre les membres [Afonso et al., 2020]. Dans un contexte sportif, en tennis par exemple, la sollicitation principale d'un membre supérieur par rapport à l'autre a pour conséquence, mise à part l'augmentation de l'efficacité et de la dextérité côté raquette versus côté controlatéral, de modifier également la densité osseuse et la masse musculaire côté raquette [Ireland et al., 2013; Ireland et al., 2014]. Les asymétries entre membres peuvent donc être la conséquence d'adaptation fonctionnelle [Maloney, 2019; Newton et al., 2006] due à la répétitions de mouvements asymétriques spécifiques à la pratique sportive comme en tennis ou en badminton [Maloney, 2019; Abián et al., 2012], en escrime [Iglesias et al., 2011], ou encore aux lancers et aux frappes dans la pratique du cricket [Bishop et al., 2021b; Kountouris et al., 2013]. Ainsi, comme le suggèrent Sannicandro et al., (2011), dans l'analyse de l'asymétrie au niveau des membres inférieurs dans la pratique sportive, l'asymétrie fonctionnelle peut être une caractéristique commune en raison des différents rôles que chaque membre peut être amené à jouer. Ces auteurs observent, par exemple, que dans la pratique du football, un côté est généralement utilisé pour frapper le ballon tandis que l'autre côté sert de support et de maintien. Ceci peut entraîner des asymétries dans la force et les charges exercées sur chaque membre [Sannicandro et al., 2011]. De même, les sports qui impliquent des actions explosives et unilatérales (comme lors de sauts et de changements de direction), peuvent entraîner des adaptations neuromusculaires asymétriques des extrémités inférieures [Fort-Vanmeerhaeghe et al., 2016]. Concernant le corps entier les sports comme le tennis et les sports de lancers (javelot, lancer de poids, disques), sollicite davantage un membre par rapport à l'autre, et implique une rotation du tronc favorisé dans un sens par rapport à l'autre. Ainsi des différences de force et de densité osseuse ont pu être observer entre les membres supérieurs des joueurs de tennis et des athlètes pratiquant des sports de lancers [Kutáč et al., 2021; Madruga-Parera et al.,

2020]. On peut dans ce cas évoquer un effet de latéralité qui pourrait être une des causes des asymétries observées précédemment.

2.2. Latéralité et asymétrie

La latéralité fait référence à la dominance ou à la préférence d'un côté du corps ou du cerveau par rapport à l'autre dans diverses fonctions et activités [Azémar, 2016]. La latéralité n'est pas étudiée uniquement d'un point de vue de la biomécanique puisque le mouvement est le résultat de l'intégration de facteurs biomécaniques et neurophysiologiques [Sadeghi et al., 2000]. C'est un sujet avec de vastes implications couvrant la génétique, la neurologie, la psychologie, et même l'anthropologie. En effet, plusieurs études suggèrent que la dominance d'un côté par rapport à l'autre est liée aux différentes fonctionnalités des deux hémisphères cérébraux [Nachshon et al., 1983; Gabbard, and Hart, 1996]. Par exemple, en 1865, Broca [Broca, 1865] a été, à notre connaissance, le premier à attirer l'attention sur le terme de latéralité et à l'utiliser. Il a affirmé que nous parlons avec notre hémisphère gauche et que l'organisation motrice et les fonctions cérébrales des hémisphères droit et gauche sont différentes. Il a depuis été établi que l'hémisphère gauche est spécialisé dans le contrôle précis des actions motrices fines des deux côtés du corps, tandis que l'hémisphère droit est associé à la capacité spatiale somatosensorielle bilatérale, à l'expression émotionnelle et aux fonctions motrices [Cavagna et al., 1983; Colborne et al., 1992; Colborne et al., 1994; White, 1972]. La prévalence des droitiers sur les gauchers au sein de la population humaine demeure une énigme pour la communauté scientifique. Des auteurs ont étudié les origines génétiques de cette latéralité. Ils ont identifié que le gène PCSK6 est le principal acteur associé à la préférence latérale. Ce gène semble jouer un rôle crucial dans la détermination de la latéralité durant le développement embryonnaire. Cependant, les auteurs nuancent cette découverte en suggérant que la nature et la culture jouent des rôles tout aussi prépondérants. En effet, l'émergence d'une préférence pour la latéralité droite ou gauche découle d'une combinaison de

l'interaction de multiples gènes, des influences environnementales, ainsi que des contraintes sociétales qui privilégient les droitiers [Brandler et al., 2013]. En effet, il existe différentes particularités dans la latéralité, on parle alors de latéralité homogène ou hétérogène. Par exemple, un droitier homogène est une personne qui utilise principalement sa main droite, qui a un œil directeur droit et qui utilise son pied gauche comme appui et le droit pour interagir avec des objets ou initier la marche [Azémar, 2016].

Dans des actes moteurs volontaires, la latéralité est utilisée pour exprimer l'utilisation préférentielle d'un membre [Gabbard, and Hart, 1996; Gabbard, 1997; DeVita et al., 1991; Peters, 1988; Edelstein, 1988; Engsberg et al., 1991; Engsberg et al., 1990]. Le côté privilégié serait plus performant et ainsi appelé dominant [Hart et al., 2020; Maloney, 2019; Carpes et al., 2010] suggérant la présence d'une asymétrie fonctionnelle chez des personnes saines ou des athlètes. Peters a tenté de définir la latéralité en soulignant les différents rôles des membres inférieurs [Peters, 1988]. L'auteur a utilisé le terme de « pied préféré » pour le pied ou la jambe utilisée pour manipuler un objet ou pour s'élaner, comme lors d'un saut. Le pied utilisé dans les activités est le pied préféré, tandis que le pied non préféré fournit un soutien postural et stabilisateur. Cette analyse de l'asymétrie fonctionnelle, bien que présente dans divers aspects de la vie humaine, prend une dimension particulière dans le contexte sportif. En effet, Sainburg, (2001), suggère l'existence d'une dominance dynamique intersegmentaire liée à la latéralité. Dans les disciplines athlétiques qui exigent une production d'énergie maximale en un laps de temps et un espace précisément défini, les épreuves telles que les lancers d'objets standardisés ou les sauts, où l'athlète utilise son propre corps comme instrument ou un mobile, en sont des exemples parfaits. Dans ces épreuves, il apparaît que les individus droitiers, par rapport aux gauchers, présentent une dominance latérale intersegmentaire plus efficace [Sainburg, 2002; Azémar, 2016].

Il semble ainsi y avoir des différences et des spécialisations normales des membres liées à la latéralité, à l'entraînement ou au mode de vie. Afin d'analyser au mieux ces

différences, il est nécessaire de les quantifier, c'est pourquoi dans la section suivante, nous passerons en revue les différentes manières de quantifier la symétrie et la latéralité.

2.3. Méthodes de quantification de l'asymétrie

Dans la littérature, on observe une grande variété d'équations permettant de mesurer les asymétries dynamiques ou statiques entre le côté droit et gauche du corps humain [Bini, and Hume, 2014; Marshall et al., 2015; Robinson et al., 1987; Shorter et al., 2008; Wong et al., 2008; Zifchock et al., 2008]. Dans les méthodes d'études modernes, il apparaît régulièrement que les auteurs adoptent une équation spécifique en se référant uniquement à la littérature précédente. Une étude de Bishop et al., (2016), met en avant l'abondance de variations dans les équations employées [Bishop et al., 2016]. Dans cette partie, nous allons étudier la diversité de ces équations regroupées en fonction de leurs similitudes et tenter de définir les avantages et les inconvénients en fonction du contexte dans lequel elles sont utilisées.

2.3.1. Les indices de symétrie

Une des équations les plus utilisées pour évaluer l'asymétrie entre deux membres est celle suggérée par Robinson et al., en 1987 [Robinson et al., 1987]. Cette équation permet de mesurer un indice de symétrie (IS) et représente la différence entre les valeurs mesurées des deux côtés divisés par la moyenne de ces deux valeurs. Les deux côtés sont définis soit comme le côté droit (R) et gauche (L), où généralement, on soustrait le côté gauche au côté droit (équation 2.1a) [Marshall et al., 2015; Bell et al., 2014; Burdukiewicz et al., 2020], soit comme le côté dominant par rapport à l'autre et dans ce cas le côté non-dominant (ND) est soustrait au côté dominant (D) (équation 2.1b) [Robinson et al., 1987; Webster et al., 2015]. Dans ce deuxième cas, il est nécessaire de justifier comment est défini le côté dominant (à l'aide d'un questionnaire, un test

complémentaire sur un geste standardisé, lié à la pratique ou au protocole de l'étude, ou correspondant au côté sain).

$$IS = \frac{(R-L)}{((R+L)*0.5)} * 100 \text{ (2.1b) ou } IS = \frac{(D-ND)}{((D+ND)*0.5)} * 100 \text{ (2.1a)}$$

Initialement, dans l'étude de Robinson et al., (1987), les auteurs ont évalué l'asymétrie des variables temporelles et cinétiques entre le côté droit et le côté gauche lors de la marche sur une plateforme de force chez des patients atteints de dyskinésie sacro-iliaque. Ils ont pu observer une tendance à l'amélioration à court terme de la symétrie de ces variables après une manipulation vertébrale sur les patients [Robinson et al., 1987]. Plusieurs études ont repris cette équation par la suite pour évaluer les asymétries lors de la marche [Shorter et al., 2008; Wong et al., 2008; Herzog et al., 1989; Becker et al., 1995; Giakas et al., 1996], mais aussi dans des pratiques sportives comme le cyclisme [Bini, and Hume, 2014; Bini, and Hume, 2015; Carpes et al., 2007] ou l'aviron [Bell et al., 2014; Mattes, and Wolff, 2019; Buckeridge et al., 2012; Buckeridge et al., 2014; An et al., 2015].

Une variante des équations 1a et 1b sont les équations 2.2a et 2.2b où la différence est divisée par la somme des deux côtés [Kobayashi et al., 2013; Sato, and Heise, 2012; Hodges et al., 2011]. La principale différence avec l'équation 1 est que le résultat est divisé par deux.

$$IS = \frac{(D-ND)}{(D+ND)} * 100 \text{ (2.2a) ou } IS = \frac{(R-L)}{(R+L)} * 100 \text{ (2.2b)}$$

Les équations 2.2 peuvent potentiellement éviter des confusions lors de l'interprétation puisqu'une asymétrie complète lors d'une mesure de données de force par exemple (c'est-à-dire si un des deux côtés ne développe aucune force) donnera une valeur égale à 100% au maximum au lieu de 200% avec les équations 2.1a et 2.1b. On retrouve cette variante pour évaluer les asymétries de force de l'articulation des genoux lors d'un test

isocinétique [Kobayashi et al., 2013], les asymétries de force de réactions au sol lors d'un squat [Sato, and Heise, 2012] et les asymétries de force en cyclisme [Smak et al., 1999].

Ces indices des équations 2.1 et 2.2 peuvent également être étudiés en valeur absolue [Karamanidis et al., 2003; Bini et al., 2009]. Cela à l'avantage de pouvoir comparer, indépendamment de la latéralité, l'asymétrie entre deux groupes ou conditions sans que des valeurs négatives et positives des différents participants écrasent la moyenne.

Une autre variante de l'indice de symétrie est de diviser la différence entre les deux côtés par l'un des deux côtés, généralement le côté dominant [Dos'Santos et al., 2018; Newton et al., 2006] (équation 2.3).

$$IS = \frac{(D - ND)}{D} * 100 \quad (2.3)$$

À l'instar des équations précédentes, l'équation 2.3 peut présenter des résultats différents en fonction de la définition du côté dominant en plus d'une différence de signe. Lorsque le côté dominant n'est pas défini, dans certaines études, les auteurs utilisent le côté avec les plus grandes valeurs de la variable mesurée comme dénominateur [Impellizzeri et al., 2007; Vagenas, and Hoshizaki, 1992; Jordan et al., 2017]. Cela rend impossible l'évaluation longitudinale de l'asymétrie, car si le côté le plus fort par exemple évolue entre les mesures, les résultats ne sont pas comparables entre eux.

Il existe également quelques cas particuliers avec une approche similaire à l'indice de symétrie. Dans une étude de Girard et al., (2017), les auteurs utilisent le côté le plus faible comme dénominateurs [Girard et al., 2017]. Cet indice a les mêmes limites que les précédents. Bishop et al., (2018), et Bromely et al., (2019), ont utilisé la différence de pourcentage (Percentage difference) pour mesurer l'asymétrie (équation 2.4) [Bishop

et al., 2018a]. Avec l'équation de Bishop et al, (2018), on obtient les mêmes résultats qu'en divisant par le côté le plus fort.

$$\textit{Percentage difference} = \frac{100}{(\textit{Valeur max})} * (\textit{valeur min}) * -1 + 100 \quad (2.4)$$

Un autre indice utilisé pour la marche et la propulsion en FRM, propose la division du côté droit, ou du côté dominant, par la somme des deux côtés. Le résultat est multiplié par cent afin d'obtenir un pourcentage. Les auteurs suggèrent une symétrie quasi parfaite pour une valeur de symétrie entre 45 et 55%. Si la valeur est supérieure à 50% cela signifie que le côté droit ou le côté dominant est plus sollicité que l'autre côté et inversement [Bergamini et al., 2015; Gilleard et al., 2008].

Les indices de symétrie sont assez simples et ne prennent en compte que les valeurs moyennes sur un mouvement entier ou pendant un laps de temps donné. Ils permettent d'avoir une information sur le côté qui génère le plus de force grâce au signe positif ou négatif du résultat (une valeur positive suggère une asymétrie en faveur du côté droit ou du côté dominant et inversement).

Bishop et al., (2016), suggèrent que les équations 2.3 et 2.4 soient utilisées pour quantifier l'asymétrie lors de tests en unilatéral, car elles permettent de définir le déficit de performance qu'à un côté par rapport à l'autre. Il est aussi intéressant de l'utiliser pour comparer un côté sain avec un côté blessé ou pathologique. Les équations de 2.1 et 2.2 seraient plutôt destinées à une mesure de l'asymétrie lors de test [Bishop et al., 2016].

Cependant, avec ces indices, certains auteurs ont répertorié un problème d'augmentation artificielle du niveau d'asymétrie. Ce problème survient lorsque le dénominateur est très faible (dans le cas où un côté renverrait une valeur positive et le second une valeur négative par exemple). Ainsi, dans certains cas, il est possible d'obtenir des valeurs bien supérieures à 200% compliquant l'analyse et l'interprétation

des résultats. [Zifchock et al., 2008] obtiennent des valeurs d'asymétrie pouvant aller jusqu'à 600% et [Herzog et al., 1989] dans une étude sur la quantification de l'asymétrie au cours de la marche, obtiennent des valeurs allant de 4 à 13000% lorsqu'ils utilisent les données de force médio-latérale sur des plateformes de force.

2.3.2. Ratio de symétrie

Pour quantifier la symétrie, il existe une méthode assez simple qui est de faire le ratio de symétrie (RS) en divisant un des côtés par l'autre le tout multiplié par 100 (équation 2.5a). Le dénominateur peut être le côté dominant [Barber et al., 1990; Ceroni et al., 2012] ce qui nous renseigne sur le taux de similitude entre les deux côtés. Dans ce cas, une symétrie parfaite donnera un résultat égal à 100%. Certains auteurs ont soustrait à 1 ce ratio [Lathrop-Lambach et al., 2014] pour obtenir, à l'inverse, une symétrie parfaite égale à 0% (équations 2.5b). Hurd et al., (2008), utilisent également cet indice, mais sans le multiplier par 100 et en divisant le côté dominant par le côté non-dominant (équation 2.5c) pour évaluer les asymétries de force, moment, puissance et travail entre les membres supérieurs, lors de la propulsion en FRM sur différentes surfaces [Hurd et al., 2008].

$$RS = \frac{ND}{D} * 100 \text{ (2.5a) ou } RS = \left(1 - \frac{ND}{D}\right) * 100 \text{ (2.5b) ou } RS = \left|1 - \frac{D}{ND}\right| \text{ (2.5c)}$$

Comme pour les équations 2.3 et 2.4, le ratio de symétrie nécessite également une définition précise du côté dominant et semble être plus intéressant pour comparer un côté lésé par rapport à un côté sain, car les populations saines et non sportives ne présentent pas de réelle dominance claire à droite ou à gauche.

2.3.3. Angle de symétrie

Zifchock et al., (2008) ont mis en évidence le problème de l'augmentation artificielle du niveau d'asymétrie mentionné précédemment [Zifchock et al., 2008]. Ils ont donc suggéré l'utilisation d'une nouvelle méthode pour quantifier l'asymétrie appelée

l'angle de symétrie (AS). Cette équation mesure la relation entre les valeurs discrètes obtenues à partir des côtés droit et gauche. Dans un repère orthonormé, lorsqu'une valeur du côté droit est tracée par rapport à une valeur du côté gauche, la droite passant par ce point et l'origine du repère forme un angle avec l'axe des abscisses. Cet angle définit alors l'asymétrie, en effet deux valeurs identiques créeraient un angle de 45° par rapport à l'axe des abscisses et donc une symétrie parfaite [Zifchock et al., 2008]. Un angle supérieur à 45° signifie une asymétrie en faveur du côté gauche et un angle inférieur à 45° signifie une asymétrie en faveur du côté droit. Pour faciliter l'interprétation, l'angle obtenu est soustrait à 45° pour obtenir une valeur positive pour une asymétrie en faveur du côté droit et inversement, comme dans la majorité des indices de symétrie, puis cette valeur est divisée par 90 et multipliée par 100 pour obtenir un pourcentage. Un résultat de 0% s'interprète alors comme une symétrie parfaite, 50% comme une asymétrie où l'un des deux côtés ne participe pas au mouvement analysé et 100% comme une asymétrie complète où les deux côtés renvoient des valeurs de signes opposés (équation 2.6). La justification de Zifchock et collaborateurs pour l'angle de symétrie était que toutes les autres méthodes, où l'auteur fait principalement référence à l'équation de Robinson (équation 2.1a), nécessitent une « valeur de référence » quelconque et que cette valeur dépend de la question posée.

$$AS = \frac{45^\circ - \text{Arctan}\left(\frac{L}{R}\right)}{90^\circ} * 100 \quad (2.6)$$

L'angle de symétrie est repris dans plusieurs études portant principalement sur la course à pied [Exell et al., 2012a; Exell et al., 2016].

Cette équation résout plusieurs problèmes rencontrés avec les différentes méthodes précédentes et permet une mesure plus objective et répétable qui restera comprise entre 0 et 100%, sans problème d'augmentation artificiel. De plus il n'est pas nécessaire

de définir un côté dominant, le signe du résultat indique directement quel côté présente les plus grandes valeurs.

Cependant, dans toutes ces équations, seules des valeurs ponctuelles ou moyennes sont utilisées pour évaluer une asymétrie lors d'un mouvement complexe qui évolue dans le temps. Il est donc important de prendre en compte cette évolution dans la quantification de l'asymétrie.

2.3.4. Indices de symétrie dynamiques

À notre connaissance, une des premières approches de l'analyse des asymétries sur l'ensemble du mouvement est présentée dans l'étude de Czabański et Koszezye en 1979 lors d'une analyse de l'asymétrie de la gestuelle de brasse en natation, sur des données cinématiques en 2D en vue du dessus [Czabanski, and Koszczyc]. Jaszczak en 2008 adopte cette équation pour obtenir un indice de symétrie dynamique (ISD) afin d'analyser l'asymétrie en brasse sur des données de force (équation 2.7) [Jaszczak, 2008].

$$ISD = \frac{1}{N} * \sum_{i=1}^N |L_i - R_i| \quad (2.7)$$

Dans l'équation 2.7, N représente le nombre de données dans la mesure. Il s'agit donc de la moyenne de la somme des différences absolues entre les deux côtés. Ce changement dans la manière de calculer l'asymétrie permet d'ajouter dans le résultat la notion de position ou de temporalité dans l'asymétrie. Cette équation est intéressante pour étudier un geste cyclique dans lequel la position des membres et le moment où ils doivent être efficaces ont leur importance.

En natation synchronisée, Winiarski et al., (2013), ont évalué l'impact de l'asymétrie des mouvements de membres supérieurs dans la capacité à maintenir une position fixe et verticale dans l'eau [Winiarski et al., 2013]. Ils ont utilisé comme ISD une adaptation

de l'IS de Robinson en effectuant ce calcul pour chacune des données obtenues (équation 2.8).

$$ISD = \frac{(R(t)-L(t))}{((R(t)+L(t))*0.5)} \quad (2.8)$$

Cette équation est alors utilisée comme une nouvelle variable. L'analyse se fait autour des amplitudes d'asymétrie, mais aussi dans la détermination du moment où l'asymétrie est la plus grande pour évaluer son impact dans la stabilité du nageur. Le même procédé a été utilisé lors de l'évaluation de l'asymétrie de force pendant le maniement de l'équilibre sur deux roues en FRM. Les auteurs ont utilisé l'équation 2.5, cette fois-ci appliquée à l'ensemble du mouvement [Lalumiere et al., 2013].

Nigg et al., (2013), ont proposé une nouvelle équation pour analyser l'asymétrie lors de la phase d'appui du cycle de marche et obtenir un indice de symétrie intracycle (ISIC) [Nigg et al., 2013]. Ils justifient cette équation, car il existe une grande variabilité de l'asymétrie de force et d'amplitude articulaire entre les deux jambes lors de la marche [Herzog et al., 1989] L'équation a été développée dans le but de comparer les symétries tout au long de la phase d'appuis au travers différentes variables (équation 2.9a).

$$ISIC = \int_{t=t_1}^{t_2} A |R(t) - L(t)| dt \quad (2.9a)$$

$$A = \frac{2}{range(R(t)) + range(L(t))} \quad (2.9b)$$

L'équation 2.9a est composée d'une intégrale des différences absolues des côtés droit et gauche entre le moment t_1 et t_2 qui correspondent au début et à la fin du cycle, moyen ou spécifique, servant à l'analyse. Ces différences sont multipliées par un facteur A qui

tient compte de l'amplitude entre les données maximales et minimales atteintes de chaque côté au cours du cycle. En incorporant ce facteur, il est possible de comparer des variables avec différentes amplitudes ainsi que différentes unités, telles que les déplacements angulaires, les vitesses angulaires et les forces de réaction au sol (équation 2.9b). L'amplitude a été utilisée à la place de la moyenne afin de normaliser l'indice de symétrie puisque l'amplitude ne dépend pas de la position de l'articulation de référence [Nigg et al., 2013].

On observe également cette idée de normaliser les données pour évaluer l'asymétrie au cours d'un mouvement. Lors de l'analyse de données cinématiques, parfois, il est plus important d'analyser la forme de la courbe de variation angulaire ou de vitesse angulaire, plutôt que son amplitude. C'est ce que propose Gouwanda et al., (2011) avec leur équation permettant d'obtenir un indice de symétrie normalisé (ISN) [Gouwanda, and Senanayake, 2011]. Cette méthode a été élaborée dans le cadre d'une étude sur l'analyse de la marche à l'aide de gyroscopes. Les mesures instantanées obtenues pour chaque membre sont normalisées (selon l'équation 2.10a), dans l'optique de prévenir l'effet d'inflation artificielle mentionné plus tôt.

$$S_{norm}(t) = \frac{(S(t) - S_{min})}{S_{max} - S_{min}} + 1 \quad (2.10a)$$

$$ISN = \frac{R_{norm}(t) - L_{norm}(t)}{0.5 * (R_{norm}(t) + L_{norm}(t))} * 100 \quad (2.10b)$$

S représente les côtés droits et gauches auxquels s'applique cette normalisation, indépendamment l'un de l'autre, à chaque instant (t). **S_{min}** et **S_{max}** sont respectivement, les valeurs minimales et maximales obtenues lors du cycle analysé. **R_{norm}** et **L_{norm}** sont alors les données normalisées utilisées dans l'équation 2.10b reprenant la forme de l'équation 2.8. Cet indice met en avant les asymétries

temporelles ou spatiales lors d'un mouvement cyclique entre deux variables sans prendre en compte les différences d'amplitudes. Une asymétrie est donc identifiée lorsque les valeurs d'ISN varient par rapport à 0%.

2.3.5. Évaluation statistique de la symétrie

L'ensemble des indices de symétrie permettent de quantifier de différentes façons les asymétries, mais il reste difficile de définir à quel moment une asymétrie est anormale. Pour faire face à cette problématique, certains auteurs ont utilisé des méthodes statistiques pour justifier d'une différence anormale ou non entre deux membres. Pouliquen dans sa thèse en 2017, liste quelques exemples de méthodes utilisées dans la littérature [Pouliquen, 2017]. Parmi elles, l'analyse en composantes principales [Sadeghi et al., 2000; Sadeghi, 2003], des comparaisons à l'aide de tests-t [Allard et al., 1996] ou encore des analyses des variances [Sanchis-Moysi et al., 2010; Carpes et al., 2011]. Afin de compléter et d'organiser ces différentes méthodes, nous allons les étudier pour évaluer les asymétries inter membre. Ces méthodes sont majoritairement répertoriées dans une étude systématique portée par [Sadeghi et al., 2000].

La première est le coefficient de corrélation. Certains auteurs utilisent le coefficient de corrélation pour quantifier les asymétries lors de la marche entre les muscles rectus femoris et soleus droits et gauches, à partir de donnée EMG [Arsenault et al., 1986; Pierotti et al., 1991]. Une deuxième méthode souvent utilisée en complément du coefficient de corrélation est le ratio entre les variances qui permet d'analyser la répétabilité des données. Ainsi, une valeur de corrélation proche de 1 couplée avec un ratio de variance proche de zéro définit une symétrie entre les deux membres de manière fiable car répétable dans le temps [Vagenas, and Hoshizaki, 1992; Pierotti et al., 1991; Hershler, and Milner, 1978; Winter, and Yack, 1987]. Cette méthode est principalement utilisée avec des données EMG, car les résultats peuvent varier à cause de nombreux paramètres demandant plus de prudence lors de leurs interprétations.

On observe également l'utilisation d'une méthode de cross-corrélation dans le but de mesurer le décalage temporel ou de position entre deux courbes. Cette méthode est inspirée de Li & Caldwell en 1999 et est utilisée sur des données de cinématique articulaire des jambes lors d'un mouvement de pédalage chez des cyclistes dans les travaux de Pouliquen et collaborateurs [Pouliquen et al., 2018; Li, and Caldwell, 1999].

Une autre approche d'évaluation de la symétrie entre deux membres, adaptable à plus de données biomécaniques, est l'utilisation de tests statistiques tels que le t-test entre les données recueillies auprès des segments droit et gauche [Allard et al., 1996; Carpes et al., 2011; Sadeghi et al., 1997]. Une analyse MANOVA avec une mesure répétée a également été utilisée. Ce choix est justifié par les auteurs, car les variables mesurées n'étaient pas indépendantes. Lorsqu'ils y avaient des résultats significatifs de différence entre les côtés, un test post hoc de Newman-Keuls a été utilisé [Gundersen et al., 1989]. Cela a l'avantage de pouvoir utiliser plusieurs variables simultanément dans l'évaluation de l'asymétrie.

Giakas et Baltzopoulos ont utilisé une analyse fréquentielle, initialement développée par Schneider et Chao. Ils l'ont décrite comme utile pour identifier une marche pathologique, car avec leur méthode la marche des sujets sains apparaît comme symétrique [Giakas, and Baltzopoulos, 1997; Schneider, and Chao, 1983]. Cette méthode est considérée comme un indice de symétrie si les mesures temporelles et fréquentielles ont une corrélation de 1 [Hannah et al., 1984]. L'analyse fréquentielle, par l'intermédiaire de la transformée de Fourier est souvent utilisée pour quantifier la marche à partir de la force de réaction au sol et les oscillations du centre de masse [Crowe et al., 1993; Crowe et al., 1995; Tsepis et al., 2004].

Une autre approche repose sur l'analyse en composantes principales (ACP). L'idée est d'identifier un nouvel ensemble de bases orthonormées pour représenter les données, de manière que la dispersion de ces données le long de ces axes soit optimale. Ces variables récemment définies, appelées « composantes principales », offrent aux chercheurs la possibilité de diminuer le nombre de variables tout en conservant

l'essentiel de l'information et en éliminant la redondance. Cette méthode a été, à notre connaissance, majoritairement appliquée à l'analyse de l'asymétrie pendant la marche également [Sadeghi et al., 2000; Sadeghi, 2003].

Les tests statistiques pour quantifier l'asymétrie ont donc pour avantage d'identifier directement les mouvements asymétriques des mouvements symétriques en mesurant simplement la différence des moyennes, des variances et des corrélations entre les variables des deux côtés. Il n'est ainsi pas nécessaire de définir de seuil de manière plus ou moins arbitraire. De plus, ces tests permettent aussi de cumuler plusieurs variables pour avoir une vue d'ensemble des asymétries des sujets (temporelle, fréquentielle, de force, d'amplitude...). Cependant, l'adoption de ces techniques présente certaines contraintes. Dans diverses recherches, l'emploi de ces instruments statistiques exige une vaste cohorte de participants, ce qui peut poser des défis méthodologiques [Pouliquen, 2017]. De surcroît, la majorité de ces techniques se concentrent sur l'analyse des variations au sein d'un même individu plutôt qu'entre différents individus. Il faut donc utiliser un indice qui puisse permettre la comparaison entre sujets, qui prend en compte plusieurs composantes d'une variable à analyser comme l'aspect temporel et l'amplitude des valeurs.

2.3.6. L'intégrale des différences comme valeurs de l'asymétrie.

Felix Chénier et al., (2017), proposent un indice de symétrie utilisant l'intégrale des différences, appelé Indice de Symétrie instantanée (ISI) comme évaluation d'une asymétrie sur un mouvement donné [Chénier et al., 2017b]. L'ISI représente l'aire en valeur absolue entre les courbes de données du côté droit et du côté gauche, normalisée par la somme des valeurs absolues des aires sous les deux courbes (équation 2.11).

$$ISI = \frac{\int_{t_1}^{t_2} |R - L| dt}{\int_{t_1}^{t_2} |R| dt + \int_{t_1}^{t_2} |L| dt} \quad (2.11)$$

Dans cette équation, R et L sont les variables du côté droit et du côté gauche respectivement. $t1$ et $t2$ sont les limites selon l'axe des abscisses (contenant des valeurs temporelles, angulaires, spatiales...) de l'intervalle durant lequel l'ISI est calculé. Les valeurs d'ISI sont strictement comprises entre 0 et 1, où 0 représente une symétrie parfaite et 1 représente une complète asymétrie. Une valeur de 1 peut s'obtenir lorsqu'on obtient des données inférieures ou égales à zéro d'un côté et des données positives de l'autre. Autrement dit, dans le cas de données de force obtenues sur la main courante lors de la propulsion en FRM, un pivot (où les actions motrices sont actionnées dans des sens opposés) renvoie un ISI égal à 1 tout comme un virage où une seule des roues est actionnée. Lors de leur étude, ils évaluent la symétrie de propulsion en FRM à l'aide de roues instrumentées selon différentes pentes transversales au sens de déplacement. Les auteurs comparent l'ISI avec le ratio de symétrie (RS) vu précédemment (cf équation 2.5c). Ils observent une faible corrélation entre les deux valeurs indiquant leurs différences. Le RS exprime la symétrie en faisant la moyenne des variables, alors que l'ISI exprime l'asymétrie par l'accumulation des différences.

Cet indice est très pertinent, car il met en avant toutes les subtilités des différences qu'il peut y avoir entre deux points d'application différents d'un même geste. Il peut par ailleurs s'appliquer à d'autres variables que la force, comme les variations de vitesse ou de puissance. Avec cet indice, on peut aussi quantifier le « steering », lors d'un déplacement en FRM sur un sol plat en ligne droite, qui lorsqu'il est bas et révélateur d'une symétrie et d'une bonne efficacité propulsive, moins coûteuse énergétiquement [de Groot et al., 2005; Vegter et al., 2013; Astier et al., 2019; Astier, 2019].

L'IS et le RS en valeur absolue sont des indices très souvent utilisés, qui permettent très simplement et avec beaucoup de types de données de comparer les asymétries dans une population. Cependant, prendre uniquement les valeurs moyennes droite et gauche du geste analysé peut sous-évaluer des asymétries temporelles ou de position qui peuvent apparaître si le participant développe autant de force à droite qu'à gauche,

mais pas au même moment. Cela pourrait apporter des réflexions sur des asymétries de coordination motrice, de spécialisation des membres plutôt que des asymétries de force uniquement. L'ISI, proposé par Felix Chénier et collaborateurs en 2017, permet de mettre en avant l'ensemble de ses asymétries, temporelles ou spatiales, et de différence d'amplitude de force. Cependant, si sa seule valeur ne suffit pas, celui-ci donne une idée de l'ensemble des asymétries que compose le geste analysé sur la variable choisie. Il est ainsi très intéressant en complément d'une analyse de la latéralité afin d'étudier un grand ensemble des caractéristiques pouvant évaluer l'asymétrie.

2.4. Interprétation des asymétries : définition d'un seuil ?

Il existe plusieurs méthodes pour quantifier l'asymétrie entre deux membres (cf 2.3). Cependant, toutes ne permettent pas de distinguer une asymétrie « normale » d'une asymétrie « anormale ». Plusieurs auteurs ont donc essayé de déterminer un seuil, soit arbitrairement, soit à partir de données de référence, soit encore à partir de la variabilité intra ou inter sujets.

Lors de l'analyse de saut, de la marche, de la course à pied ou en cyclisme, par exemple, plusieurs auteurs instaurent une valeur arbitraire comme étant le seuil au-delà duquel une asymétrie est considérée comme anormale. Ce seuil va de 5% à 15% selon les études [Carpes et al., 2007; Chavet et al., 1997; Kyritsis et al., 2016; Rohman et al., 2015]. Mais, comme le souligne l'étude de Bishop, l'utilisation d'un seuil arbitraire pose problème et ceux notamment sur le fait que l'asymétrie dépend des segments du corps analysé, de la tâche et de son exécution ainsi que de la /des variable(s) mesurée(s) [Bishop, 2021]. Afin de pouvoir interpréter efficacement les asymétries, cela demande d'autres méthodes pour définir une valeur seuil à partir de laquelle une asymétrie est davantage susceptible d'impacter la performance et le risque de blessure.

Barder et collaborateur, ont comparé une population pathologique avec une asymptomatique lors des tests de sauts unilatéraux verticaux et horizontaux. La population pathologique présente une déficience à l'un des deux genoux due à une blessure non opérée du ligament croisé antérieur. Dans leur étude, les auteurs montrent que 90% de la population non-pathologique avait une valeur d'asymétrie inférieure à 15%. À partir de ce résultat, ils proposent qu'une asymétrie supérieure à 15% sur un test unilatéral de sauts horizontaux puisse être considérée comme anormale [Barber et al., 1990]. Cette valeur seuil fut reprise dans l'étude de Noyes et collaborateurs l'année suivante [Noyes et al., 1991]. Cette approche est intéressante, car basée sur une population de référence, mais le seuil reste instauré arbitrairement. En effet, il se définit uniquement par une valeur qui inclut une majorité de la population saine sans tenir compte de la variabilité intra et inter sujet de l'échantillon, ni de la répétabilité des mesures ou encore de la latéralité.

Dans une autre étude, Exell et collaborateurs cherchent à ajouter l'impact de la variabilité entre les résultats et les sujets d'un échantillon au calcul du seuil d'asymétrie [Exell et al., 2012b]. Selon ces auteurs, une asymétrie n'est considérée comme réelle que lorsque sa valeur dépasse la variabilité intra-membre lors du mouvement analysé. Bishop, Dos Santos et collaborateurs, dans leurs études suggèrent d'utiliser un coefficient de variation (CV) ainsi qu'un « smallest worthwhile change (SWC) », concepts présentés dans l'étude de Turner et collaborateurs [Bishop et al., 2018a; Dos'Santos et al., 2021; Turner et al., 2015]. Le CV peut être utilisé dès lors que le participant a réalisé au moins trois essais lors du test et fournit un aperçu de l'erreur type entre les essais. Il s'agit d'un pourcentage du ratio entre l'écart-type et la moyenne (équation 2.12). Ainsi, si un participant a une asymétrie plus importante que le CV alors elle peut être considérée comme réelle et non provoquée par d'autres paramètres indépendants lors de l'exécution de la tâche [Bishop et al., 2018a].

$$CV = 100 * \frac{Ecart\ type}{Moyenne} \quad (2.12)$$

Le SWC est défini comme étant le plus petit changement significatif dans la progression d'un athlète ou, comme ici, dans la différence de performance entre deux membres. Dans l'étude de l'asymétrie, il est proposé par Dos Santos et al., (2021), comme un des seuils auquel on peut se référer pour identifier une asymétrie. Il se base donc sur les résultats de tout l'échantillon de référence, et plus spécifiquement sur la moyenne et l'écart-type des valeurs d'asymétrie. Les auteurs identifient donc une asymétrie, considérée comme réelle, faible ou modérée si sa valeur dépasse la moyenne plus 20% de l'écart-type et comme élevée ou extrême lorsqu'elle dépasse la moyenne plus l'écart-type de l'échantillon [Dos'Santos et al., 2021].

Un autre point important à prendre en compte pour l'interprétation des résultats est la latéralité. En effet, il est possible qu'entre deux mesures d'asymétrie, le côté présentant les plus grandes valeurs change. Pour regarder si à l'échelle de l'échantillon, les données entre deux essais successifs sont cohérentes, on peut utiliser le coefficient Kappa de Cohen (k). Le coefficient Kappa de Cohen est un indicateur de la concordance et de la répétabilité entre deux évaluations ou mesures effectuées sur les mêmes éléments, ou par le même juge à deux moments différents. Dans l'équation 2.13, P_o représente la proportion de l'échantillon qui a des résultats en accord entre les deux essais et P_e la proportion qui présente un accord aléatoire ou un désaccord entre les deux essais (Tableau 5). Le Kappa de Cohen tient compte du fait que l'accord peut se produire par hasard dans le cadre de l'évaluation, ce qui n'est pas le cas avec un simple pourcentage de concordance. Le coefficient varie de -1 à 1. Un Kappa de 1 indique un accord parfait entre les deux mesures, tandis qu'un Kappa de 0 indique un accord équivalent à celui attendu par hasard. Un Kappa négatif indiquerait un désaccord entre les mesures (par exemple un changement du signe de la mesure d'asymétrie entre les deux tests pour tous les participants).

$$k = \frac{P_o - P_e}{1 - P_e} \quad (2.13)$$

Voici une interprétation générale des valeurs de Kappa :

- < 0 : Aucun accord ;
- 0.01 – 0.20 : Accord faible ;
- 0.21 – 0.40 : Accord faible à modéré ;
- 0.41 – 0.60 : Accord modéré ;
- 0.61 – 0.80 : Accord substantiel ;
- 0.81 – 1.00 : Accord presque parfait

Il convient de noter que bien que le Kappa de Cohen soit un indicateur utile, il n'est pas exempt de limites et de critiques, notamment sa sensibilité à la prévalence des événements et à l'équilibre des marges.

		Deuxième essai			
		Côté gauche Dominant	Côté droit Dominant	Total	Pourcentage du total de l'échantillon
Premier essai	Côté gauche Dominant	16	0	16	67%
	Côté droit Dominant	1	7	8	33%
Total		17	7	24	
Pourcentage du total de l'échantillon		71%	29%		
P_o		0.958			
P_e		0.569			
Kappa		0.903			

Tableau 5 : Exemple de résultat des signes des asymétries et la valeur de kappa correspondante.

Notes : Données obtenues lors de deux poussées dynamiques successives avec une résistance correspondant à 30% de la force maximale isométrique au cours d'un test sur ergomètre balistique chez des joueurs de rugby Fauteuil.

Ainsi, pour étudier l'asymétrie dans le domaine sportif, il est nécessaire de standardiser une méthodologie qui prend en compte la variabilité inter et intra individuel, la répétabilité de l'asymétrie, la latéralité, la fatigue et une population de référence [Dos'Santos et al., 2021].

2.5. Synthèse

Dans ce chapitre, nous avons défini que l'asymétrie est multifactorielle et qu'elle peut être liée à des différences anatomiques, à la coordination motrice, à une blessure ou à un handicap. On retrouve également la notion de latéralité présente chez tous les humains. En effet, l'être humain a des prédispositions, liées à des processus prénataux et environnementaux, à utiliser un côté du corps plus que l'autre. La latéralité signifie également la spécialisation des membres pour certaines actions, comme le maintien ou la précision. L'asymétrie intermembre chez l'être humain semble être la norme. D'un autre côté, dans certains contextes et à un certain degré, l'asymétrie pourrait poser des problèmes dans un but de performance et d'intégrité physique. Ainsi, pour évaluer cette asymétrie, il semblait nécessaire d'utiliser une méthode permettant de la quantifier. Cependant, plusieurs méthodes ont été employées, menant à des résultats variés. Il existe de nombreuses équations différentes que l'on peut regrouper en plusieurs catégories. Tout d'abord, les IS et les RS, sous la forme d'équations plus simples. Elles présentent plusieurs défauts comme des problèmes d'augmentation artificielle et la nécessité de passer par une estimation moyenne de l'asymétrie. On peut ensuite distinguer l'AS qui permet d'éviter le phénomène d'inflation artificielle. Cette équation renvoie à une valeur plus précise et comparable de l'asymétrie, mais reste basée sur une valeur moyenne d'un mouvement entier et parfois complexe. Les ISD sont, quant à eux, des méthodes qui se proposent d'utiliser les indices d'asymétrie, mais pour chaque donnée deux à deux de la variable analysée. On peut ainsi analyser l'évolution de l'asymétrie au cours d'un mouvement qui évolue en fonction du temps ou de la position dans l'espace. Ces indices dynamiques peuvent également être normalisés, afin d'étudier le décalage temporel ou spatial entre un même mouvement réalisé avec le côté droit et le côté gauche. La symétrie a également été étudiée sous forme d'équations statistiques (coefficient de corrélation, cross-corrélation, MANOVA, T-test ou ACP). Ces méthodes permettent de vérifier si les différences entre deux membres sont significatives, mais elles ne permettent pas de faire des comparaisons

entre deux groupes, entre deux sujets ou de suivre l'évolution de l'asymétrie. Le dernier indice décrit dans ce chapitre est l'indice de symétrie instantanée, qui comporte de nombreux avantages pour le travail de cette thèse. Cet indice permet aussi bien d'analyser l'évolution de l'asymétrie que de comparer entre les populations ; étant donné sa construction, il évite tout phénomène d'inflation artificielle, ce qui simplifie également son interprétation. Cependant, cet indice ne peut pas, à lui seul, mesurer objectivement une asymétrie, et il est indispensable de le coupler avec d'autres méthodes. Dans la dernière partie de ce chapitre, nous avons ainsi vu que l'interprétation de l'asymétrie demande une méthodologie rigoureuse. Il existe plusieurs approches, qui sont complémentaires. Tout d'abord, pour définir des seuils, il est nécessaire de se référer à la population de son étude ou ayant réalisé le même test que celui de la population étudiée. Ces seuils peuvent être basés sur la moyenne de la population + SWC ($0,2 \times$ écart-type entre sujets) et la moyenne de la population + ($1,0 \times$ écart-type entre sujets). Ces seuils permettent de classer les athlètes ayant des asymétries de « faibles à modérées » et « élevées ou extrêmes » et, ainsi ils offrent des repères spécifiques à chaque population d'athlètes. Il faut également prendre en compte la variabilité de l'asymétrie dans les résultats, en utilisant un coefficient de variation qui nous renseigne sur une asymétrie réellement présente ou due au hasard. À l'échelle de la population, le coefficient Kappa, quant à lui, permet également d'observer si la latéralité est constante entre différents tests ou la répétition d'un même test.

Dans le prochain chapitre, nous allons prendre connaissance des résultats de la littérature sur l'impact des asymétries dans le sport, sur les performances et le risque de blessure, et mettre cela en lien avec les problématiques que l'asymétrie peut apporter lors d'activités parasportives et notamment lors de la propulsion en FRM ou à vélo à bras.

3. Chapitre 3 : Asymétrie fonctionnelle dans le domaine de la performance sportive

Ainsi, en raison de la possible spécialisation d'un membre ou d'une organisation posturale favorisant l'utilisation d'un côté du corps plutôt que l'autre, observer une asymétrie de performance ne serait pas surprenant. Par conséquent, on peut se demander quel est le réel impact de l'asymétrie sur les performances et les risques de développer une blessure.

3.1. Asymétrie dans le domaine sportif : relation avec le risque de blessure ?

On observe dans la littérature des positions faisant le lien entre l'asymétrie de longueur de membres inférieurs et certaines blessures à cause des compensations de la bascule du bassin du côté du membre le plus court notamment [Macdermid, and Mann, 2015]. Les pathologies associées à cette inégalité de longueur sont des méralgies paresthésiques [Goel, 1999], des incongruences de l'articulation fémoro-patellaire [Farrell et al., 2003], des douleurs de hanches [Brunet et al., 1990], des bursites trochantériennes [Gurney, 2002], ou encore des douleurs lombaires [Giles, and Taylor, 1981]. De plus, ces compensations peuvent induire des différences bilatérales fonctionnelles perçues au niveau des membres inférieurs (articulations de la hanche, du genou, et de la cheville), voire au niveau des membres supérieurs (torse et bras) [Pouliquen, 2017]. Néanmoins, le lien entre l'asymétrie fonctionnelle (hors asymétrie anatomique) des membres et le risque de blessures sportives est davantage débattu dans la littérature scientifique et des recherches supplémentaires sont nécessaires pour établir une relation claire [Guan et al., 2022; Exell et al., 2012a; Helme et al., 2021]. En effet, d'après certains auteurs, la différence de performance entre les deux membres pourrait augmenter les risques de blessure. Une différence supérieure à 15% a été retenue par certains auteurs comme augmentant le risque de blessure [Barber et al.,

1990; Noyes et al., 1991; Greenberger, and Paterno, 1995], alors que plus récemment d'autres retiennent supérieures à 10% [Gilgen-Ammann et al., 2017; Kyritsis et al., 2016; Rohman et al., 2015]. Cependant, ces études se basent sur une comparaison entre deux populations, une de contrôle et une avec des antécédents de blessures au genou, à un moment donné, ce qui ne nous renseigne pas si l'asymétrie était présente avant le traumatisme ou si le traumatisme est à l'origine de l'asymétrie. Étant donné que l'asymétrie est connue pour être spécifique à la tâche [Exell et al., 2012b; Maloney et al., 2016], l'utilisation d'un seuil général unique lors de l'interprétation des valeurs d'asymétrie entre les membres a récemment été suggérée comme un concept quelque peu erroné [Bishop, 2021; Bishop et al., 2022]. Helme et al., (2021), dans leur revue systématique, soutiennent que les preuves de l'asymétrie fonctionnelle des membres inférieurs comme facteur de risque pour les blessures sportives sont de qualité modérée à faible. Dans ces preuves, des mesures ont été régulièrement identifiées comme étant statistiquement associées au risque de blessure, à travers différentes populations sportives [Helme et al., 2021]. Une autre étude systématique a mis en évidence que l'asymétrie inter-membre des performances fonctionnelles des membres inférieurs a été associée à un risque accru de blessures sportives. Les résultats ont été hautement inconsistants, rendant difficile l'établissement de recommandations claires sur cette relation [Guan et al., 2022]. Ce domaine de recherche est limité par une grande variabilité dans les approches méthodologiques et leur qualité. Afin d'obtenir des réponses fiables sur ce lien entre asymétrie et risque de blessure, certains points essentiels doivent être pris en compte tels que des définitions standardisées de blessure, la méthode de quantification de l'asymétrie et l'adoption d'une approche multivariée, englobant l'exposition parmi d'autres variables, au sein d'un échantillon de taille suffisante [Dos'Santos et al., 2021]. De plus, Bishop et collaborateurs suggèrent qu'il est nécessaire d'effectuer une étude longitudinale pour clarifier cette relation [Bishop et al., 2018a]. Ces propositions sont soutenues par Helme et al., (2021), déclarant que sans de telles recherches, il n'est pas clairement établi si l'asymétrie

fonctionnelle des membres inférieurs doit être acceptée ou rejetée comme un risque pour la participation sportive [Helme et al., 2021].

Très récemment, une étude longitudinale menée sur 415 jeunes athlètes de taekwondo pendant une saison sportives vient confirmer le lien entre asymétrie et risque de blessure. Les auteurs ont examiné l'impact des asymétries fonctionnelles inter-membres sur les blessures non traumatiques des membres inférieurs. Il a été constaté que les athlètes présentant de plus grandes asymétries inter-membres lors du saut en monopodal (CMJ) avaient un risque significativement accru de blessures non traumatiques des membres inférieurs. Notamment, une asymétrie de saut en monopodal d'au moins 15,28 % était une valeur seuil pour prédire ces blessures chez les garçons [Guan et al., 2023]. Ces résultats ne peuvent pas encore être généralisés et ne sont pour l'instant validés que sur une évaluation monopodale de l'asymétrie lors d'un test spécifique, mais ils vont dans le sens des études systématiques de Helme et al., (2021), Dos'Santos et al., (2021), et Bishop et al., (2018), avec, cette fois-ci, un niveau de preuves plus important.

Au niveau des membres supérieurs, la majorité des études qui cherchent à faire le lien entre asymétrie et risque de blessure, et notamment les TMS, portent sur des tâches répétées sur le poste de travail. Malgré le fait qu'il n'est pas question de sport, il est tout de même important d'étudier dans ce contexte l'impact de l'asymétrie des membres supérieurs sur la santé. Par exemple, Kucera et Robins ont constaté qu'une forte préférence de la main dominante entraîne une accumulation plus élevée de stress physique par rapport au côté non dominant, augmentant les prédispositions au syndrome du canal carpien de la main dominante [Kucera, and Robins, 1989]. Une étude menée par Shiri et al., (2027), qui étudie la prévalence des troubles des membres supérieurs liés au travail dans un large échantillon de plus de 6000 personnes finlandaises en âge de travailler (30-64 ans) a rapporté que chez les hommes, la tendinite de la coiffe des rotateurs et l'épicondylite latérale étaient plus fréquentes sur le côté dominant comparé au non dominant [Shiri et al., 2007].

Ainsi, pour une profession manuelle, la dominance d'un membre sur l'autre pourrait augmenter le risque de blessure. Cela conforte dans l'idée que de légères différences bilatérales de force, d'amplitude de mouvement ou de performance, puissent entraîner des conséquences biomécaniques néfastes pour le sujet, surtout lors d'une pratique à haut niveau où l'intensité élevée des efforts, liés à l'entraînement et aux compétitions, occasionnent une sollicitation répétée et importante des structures musculosquelettiques des athlètes.

3.2. Asymétrie dans le domaine sportif : relation avec la performance ?

L'asymétrie en lien avec la performance a été étudiée dans différentes pratiques sportives parmi lesquelles les résultats ne sont pas très concluants.

En cyclisme, le lien entre l'asymétrie et les performances ont donné lieu à des résultats contradictoires. Bishop et al. (2018) et Maloney et al., (2019), dans leurs revues systématiques, soulignent un résultat inattendu observé dans la littérature [Bishop et al., 2018b; Maloney, 2019]. En effet, Bini et Hume observent une corrélation positive entre l'augmentation de l'asymétrie de la force effective lors du pédalage et l'augmentation des performances chez 10 cyclistes. Aucune explication n'a été proposée de la part de ces auteurs [Bini, and Hume, 2015]. L'année d'après, dans une nouvelle étude, Bini et al., déclarent ne pas être certains qu'il existe un lien entre l'asymétrie de force développée sur les pédales et la performance. Cet élément de discussion est placé dans un article qui ne traite pas directement de l'asymétrie, mais de la différence de performances entre des cyclistes occasionnels (73 ± 28 km d'entraînement par semaine) et compétiteurs (170 ± 45 km d'entraînement par semaine) [Bini et al., 2016a]. Ces résultats sont en contradiction avec l'étude de Rannama et collaborateurs, qui ont rapporté que l'asymétrie pourrait influencer négativement la performance, notamment en ce qui concerne les asymétries cinématiques du tronc et du bassin [Rannama et al., 2015]. De plus lors d'une étude qui compare l'asymétrie lors du pédalage en fonction de l'âge, Liu et Jensen ont

constaté que les asymétries étaient nettement plus faibles chez les adultes par rapport aux enfants. Les auteurs notent également des corrélations positives significatives entre les asymétries et l'erreur quadratique moyenne, indiquant qu'à mesure que les différences inter-membres augmentaient, la performance en cyclisme diminuait à chaque cadence [Liu, and Jensen, 2012]. Il semble donc qu'en cyclisme, les études sur le lien entre l'asymétrie et les performances présentent des résultats contradictoires, certains suggérant une corrélation positive entre l'asymétrie et la performance, tandis que d'autres indiquent une influence négative ou incertaine de l'asymétrie sur la performance.

En course à pied, les travaux conduits par Vagenas et Hoshizaki en 1986 et 1991, ont montré qu'il existe une différence bilatérale de force chez les sprinters et les coureurs de demi-fond [Vagenas, and Hoshizaki, 1991; Vagenas, and Hoshizaki, 1986]. Lors de sprints maximaux évalués chez 344 garçons scolarisés, Meyers et collaborateurs, rapportent des résultats similaires, présentant une faible relation entre les asymétries spatio-temporelles et la vitesse de course [Meyers et al., 2017]. On retrouve également ces observations sur une population adulte à travers plusieurs variables telles que la vitesse de pas, la longueur de pas, la fréquence de pas, l'amplitude articulaire et travail net des hanches, genoux et chevilles, l'impulsion, la force et le moment horizontal et vertical, moment d'appui moyen. Aucune relation significative n'a été observée entre l'asymétrie cinétique, l'asymétrie cinématique et la vitesse moyenne de sprint. Ainsi, l'asymétrie ne semble pas impacter négativement les coureurs [Exell et al., 2017]. D'autres études tendent même à montrer que les asymétries d'amplitudes articulaires des membres inférieurs lors de la course à pied pourraient avoir un intérêt bénéfique dans les performances pour les coureurs de longue distance [Vagenas, and Hoshizaki, 1992]. Ainsi, en course à pied, diverses études indiquent que l'asymétrie, qu'elle soit cinétique ou cinématique, n'a pas d'impact négatif sur les performances des coureurs, et certaines asymétries pourraient même être bénéfiques pour les coureurs de longue distance.

En aviron, les asymétries étudiées concernent plus généralement l'appui des membres inférieurs. Il est suggéré qu'une différence d'appui entre le pied gauche et le pied droit lors de la poussée peut limiter les performances par un mauvais transfert de force vers le tronc et le haut du corps [Buckeridge et al., 2014; Buckeridge et al., 2014; Mattes, and Wolff, 2019; Parkin et al., 2001]. Cependant, les asymétries des membres inférieurs bien que limitant la performance n'augmenteraient pas les douleurs lombaires chez les rameurs [An et al., 2015]. D'autres auteurs se sont donc concentrés sur les asymétries des muscles du dos en aviron et principalement les lombaires. Des évaluations des asymétries de contraction musculaire réalisées par EMG ont permis de mettre en avant qu'il existait une asynchronicité des contractions entre le carré des lombes droit et gauche chez les rameurs [Parkin et al., 2001]. Cependant, aucune différence entre le côté droit et le côté gauche n'a été observée concernant la force et la taille des muscles du dos [McGregor et al., 2002; Parkin et al., 2001]. Ainsi, en aviron on peut conclure que les asymétries d'appui des membres inférieurs peuvent limiter les performances en affectant le transfert de force, tandis que les asymétries des muscles du dos, notamment les lombaires, présentent une asynchronicité de contraction sans différence notable en force ou de volume entre les côtés.

En tennis, qui est un sport asymétrique par excellence, une étude a évalué la corrélation entre l'asymétrie des membres inférieurs lors de saut verticaux et de changement de direction, avec les performances sur ces mêmes tests. Concernant les sauts verticaux, une corrélation négative a été observée entre l'augmentation de l'asymétrie et l'augmentation des performances. Cela suggère un impact négatif de l'asymétrie sur les performances des tennismen [Madruga-Parera et al., 2020].

En natation, une étude de Bartolomeu et al., (2022), montrent une asymétrie de force bilatérale du haut du corps, supérieur à 10% lors de la propulsion en crawl, dos crawlé, brasse et papillon [Bartolomeu et al., 2022]. Dos Santos et collaborateurs, présentaient des valeurs d'asymétrie similaire chez des nageurs lors de tests standardisés de la gestuelle de la nage hors de l'eau. Il semble donc cohérent d'observer une asymétrie

entre les membres supérieurs dans la population de nageurs sportifs sans que cela ne soit présenté comme problématique [Dos Santos et al., 2017]. En effet, les travaux de Formosa et collaborateurs suggèrent qu'une asymétrie de membres supérieurs est normale en natation et que cela est dû à une différenciation des fonctions des deux membres ; l'un permettrait de développer plus de force lors de la propulsion alors que l'autre jouerait davantage un rôle de stabilisateur et de gestion de la trajectoire [Bartolomeu et al., 2022; Formosa et al., 2014]. Ceci n'est pas sans rappeler l'étude de Sannicandro et al., (2011), sur l'asymétrie des membres inférieurs dans la pratique sportive, qui suggère une spécialisation des membres, comme un pied dit propulseur et un pied dit de maintien ou stabilisateur. Ainsi l'asymétrie des membres inférieurs et des membres supérieurs semble tous deux se spécialiser dans la pratique.

En Futsal, du point de vue de la technique, certains auteurs ont analysé, pour les deux pieds, des séquences de tirs soit statiques, soit en mouvement. Les variables analysées étaient la précision du tir et la vitesse de balle. Lors d'un tir en mouvement, les résultats ont montré que la différence de vitesse du ballon après la frappe entre les deux jambes est plus importante que lors d'un tir statique, et ceux en faveur du côté dominant. Ainsi, minimiser les asymétries peut être bénéfique pour égaliser la vitesse de la balle sur les deux membres et permettre au joueur d'augmenter les performances techniques et d'adaptabilités aux situations de jeu [Barbieri et al., 2015; Vieira et al., 2016]. En ce qui concerne le **gardien de but en football**, l'asymétrie lors des plonges à droite et à gauche a été analysée selon trois hauteurs de balle à intercepter. L'analyse du plongeon a été divisée en trois phases : initiation, décollage et contact avec le ballon. Il est relevé des différences significatives dans diverses variables cinématiques, comme la rotation du bassin et du thorax entre les sauts à droite et ceux à gauche. Le résultat le plus notable était que le côté non préféré présentait moins d'extension de la hanche au décollage, ce qui ralentissait le centre de gravité et le dirigeait moins directement vers le ballon. Il n'est pas clair si cette réduction de l'extension de la hanche du côté non préféré est due à une capacité de production de force ou de puissance plus faible,

mais il en résulte une asymétrie au niveau de la technique du geste [Spratford et al., 2009]. Dans ce contexte, un travail visant à réduire les asymétries lors des plongeurs du gardien permettrait d'améliorer ses performances dans sa pratique. Ainsi, pour certaines tâches techniques dans les pratiques sportives, une symétrie des performances permet une meilleure adaptabilité dans la pratique.

Récemment, une méta-analyse a exploré l'impact de l'asymétrie des membres inférieurs sur les performances de changement de direction, de sprint et de sauts verticaux bilatéraux. Les études de cette méta-analyse concernent des sujets sportifs et l'asymétrie est mesurée lors de sauts verticaux unilatéraux. Fox et al., (2023), en concluent que les asymétries entre les membres, quantifiées par la performance de saut unilatéral, ont un impact négatif sur les changements de direction et la performance de sprint, mais pas sur la performance de saut, dans les cohortes sportives [Fox et al., 2023]. Dans cette méta-analyse, on retrouve également les résultats de Lockie et collaborateurs, qui observent qu'une asymétrie est néfaste pour la performance lorsqu'elle dépasse 15%. Cette valeur est obtenue avec un indice de symétrie similaire à l'équation 2.3, où le côté dominant est défini selon les performances obtenues lors du test de saut unipodal [Lockie et al., 2014]. Les études incluses dans cette méta-analyse concernent en grande majorité les hommes (240 hommes contre 43 femmes), ce qui ne permet pas d'aborder la question d'un possible lien entre le sexe, l'asymétrie et la performance ou si l'impact de l'asymétrie sur les performances est aussi important chez les hommes que chez les femmes.

Malgré un lien assez fort entre asymétrie et risque de blessure, il ressort que le lien entre asymétrie et performance n'est pas très clair et demande davantage de résultats. En effet, nous avons identifié que certaines asymétries avaient un impact néfaste sur les performances tandis que d'autres, caractérisées par une spécialisation d'un membre permettent de meilleurs résultats dans la pratique. Dans la grande majorité des études portant sur l'asymétrie dans le domaine sportif, celle-ci a été mesurée lors de tests à intensité maximale ce qui permet de se rapprocher des conditions des

activités sportives des participants. Il est donc possible que les conclusions de cet état de l'art ne soient pas observables lors de tests sous maximaux. De plus, ces résultats concernent principalement les membres inférieurs, car la littérature n'est pas aussi riche concernant le membre supérieur.

3.3. Évolution de l'asymétrie après un entraînement spécifique

À la suite de la constatation de ce lien entre asymétrie sur la performance et les risques de blessure, certains auteurs ont évalué l'effet d'un entraînement spécifique sur la correction des asymétries jugées problématiques dans la pratique sportive. Moreno-Azze et al., (2021) ont évalué les asymétries des membres inférieurs des joueurs de football. Les asymétries ont été évaluées en force concentrique et excentrique sur des valeurs maximales et moyennes d'un test de squat latéral à poulie. L'entraînement consistait en des squats unilatéraux à la poulie à raison d'une fois par semaine pendant 10 semaines. Les résultats de cette étude ont montré une augmentation significative des valeurs de puissance et une diminution non significative de l'asymétrie après l'entraînement. [Moreno-Azze et al., 2021]. Les mêmes résultats ont été observés chez des femmes sportives évaluées sur des tests de saut verticaux après 8 semaines d'entraînement à raison de deux fois par semaine. Dans cette étude, l'entraînement consistait en une succession d'exercices à poids de corps, tel que des One-legged pelvic tilt, Single-leg box step up, fentes avant et arrière, excentric box drops et du gainage [Pardos-Mainer et al., 2020]. Une autre étude dirigée par Brown et al., (2017), montre qu'un entraînement spécifique de renforcement musculaire de 6 semaines sur la jambe la plus faible chez un joueur de rugby permet de diminuer les asymétries et d'augmenter les performances lors d'un test de sprint [Brown et al., 2017]. Une étude menée par Gonzalo-Skok et al., (2022), montre également un impact bénéfique d'un entraînement spécifique dans l'objectif d'une correction de l'asymétrie des membres inférieurs. Cette étude portait chez des joueurs de basketball avec une évaluation de la performance lors de test de sauts verticaux et des changements de direction.

L'entraînement durait 6 semaines et consistait en une série d'exercice tel que des fentes latérales et des pas croisés latéraux [Gonzalo-Skok et al., 2022].

Ainsi, il semble que des entraînements spécifiques ciblant la correction des asymétries dans divers sports ont montré une amélioration des performances et une réduction des asymétries, bien que tous les changements ne soient pas toujours significatifs. Si l'asymétrie peut être modifiée avec l'entraînement, il est intéressant de savoir si l'asymétrie peut évoluer dans d'autres situations comme avec la fatigue ou la fatigabilité.

3.4. Évolution de l'asymétrie avec la fatigabilité

Dans cette partie et dans cette thèse, nous allons nous référer à la définition de Kluger et al., (2013), concernant les termes de fatigue et de fatigabilité. D'après ces auteurs, la fatigue musculaire aiguë définit la fatigabilité, qui fait référence à une baisse de la performance lors de la réalisation d'une activité qu'il est possible de quantifier objectivement. La fatigue est un terme qui correspond à la fatigue générale chronique ou fatigue perçue [Kluger et al., 2013]. Cette distinction entre ces termes a été étudiée plus spécifiquement dans la revue de littérature de Enoka et Duchateau en 2017 et les travaux de Millet en 2023, en lien avec les activités physiques et sportives [Enoka, and Duchateau, 2016; Millet et al., 2023]. Les études analysées et réalisées qui peuvent utiliser le terme fatigue dans ce travail de thèse font en réalité référence à la fatigabilité selon cette définition, il s'agira donc du terme que nous emploierons dans cette partie.

La grande majorité des activités physiques et sportives induisent de la fatigabilité à la suite d'un effort continu ou répété à un niveau d'intensité élevé ou modéré. Dans la littérature, on observe également sur ce sujet, des résultats variés. Deux études présentaient une analyse de l'évolution de l'asymétrie, mesurée lors de sauts unilatéraux, avec la fatigabilité [Bishop et al., 2021a; Kons et al., 2020]. Dans l'étude de

Bishop et collaborateurs, le protocole induisant cette fatigabilité consistait en quatre sessions de six sprints répétés de 40m avec une évaluation de l'asymétrie de la hauteur de saut à la suite de chaque session avec 120s de récupération avant et après les évaluations. Kons et collaborateurs, ont validé leur protocole de fatigabilité dans leur étude qui consistait 10 sessions de 10 sauts verticaux bilatéraux consécutifs avec une minute de récupération entre les sessions. L'asymétrie de force lors de l'impulsion a été évaluée après la cinquième et la dixième session. On observe dans ces deux études une augmentation de l'asymétrie avec l'augmentation de la fatigabilité.

Cependant, d'autres études présentent des résultats différents avec des protocoles différents. On n'observe aucun effet de la fatigabilité sur l'asymétrie de la force isocinétique en concentrique des muscles extenseurs et fléchisseurs de hanches à 120°/s. Le protocole de fatigabilité consistait en une répétition de flexion et d'extension de hanche à intensité maximale sur la machine isocinétique, dans les mêmes conditions d'évaluation des asymétries [Krantz et al., 2020]. Jordan et al., (2017), ont évalué des skieurs de courses alpines de niveau international. Lors d'un protocole d'une répétition de sauts verticaux bilatéraux pendant 80 secondes rythmés par un métronome, l'asymétrie a été évaluée et comparée. Celle-ci a été quantifiée sur la moyenne de force d'impulsion mesurée pendant les 5 premiers sauts puis pendant les 16^e aux 20^e sauts. Les auteurs n'ont pas trouvé de changements dans les valeurs d'asymétrie fonctionnelle avec la fatigabilité [Jordan et al., 2017]. Chez des sujets sportifs non professionnels, Girard et al., (2017), ont mis en place un protocole de cinq sprints répétés à intensité maximale de cinq secondes sur tapis roulant avec 25 secondes de récupération entre chaque sprint. Les asymétries ont été évaluées entre les membres inférieurs selon des variables cinétiques (force, vitesse de course et puissance propulsive), spatio-temporelles (fréquence de pas, temps de contact, de phase oscillante et aérienne, et distance de pas) et les caractéristiques du modèle masse-ressort lors de la course à pied (pics de force verticale, déplacement du centre de masse, raideurs). Aucun changement significatif des mesures d'asymétrie n'a été observé dans

cette étude [Girard et al., 2017]. Une étude plus récente de Girard et collaborateurs en 2020 portait sur des joueuses de l'équipe nationale de rugby à sept. Le protocole de fatigue dans cette étude consistait en 8 sprints de 5 secondes avec des périodes de repos de 25 secondes sur un tapis roulant motorisé instrumenté. Chaque sprint était effectué à intensité maximale comme dans l'étude précédente. Les résultats ont montré qu'il n'y avait pas d'influence du nombre de répétitions de sprint sur les scores d'asymétrie pour les variables testées. Cela suggère que les asymétries ne semblent pas augmenter avec la fatigabilité lors des sprints répétés sur tapis roulant [Girard et al., 2020]. En course à pied, à l'aide de centrales inertielles, des variables temporelles ont été utilisées pour analyser l'asymétrie de temps de contact au sol entre les membres inférieurs. Les auteurs ont observé que cette asymétrie n'augmente pas avec la durée de la course et l'accumulation de fatigabilité [Gilgen-Ammann et al., 2017].

Il semble que des résultats significatifs d'augmentation de l'asymétrie ont été observés lors de mesures unilatérales de sauts verticaux. Dans les autres conditions d'évaluation isocinétique, lors de la course en milieu écologique et sur tapis roulant ainsi que lors de sauts bilatéraux, les asymétries mesurées ne changent pas avec la fatigabilité. Il est difficile de conclure sur une réelle relation entre la fatigabilité et les asymétries, mais cette relation semble dépendre des conditions d'évaluations, et est absente dans un plus grand nombre de conditions.

Il nous reste à aborder dans ce chapitre l'impact de l'asymétrie des membres supérieurs lors de la propulsion en FRM et en HB, dans l'objectif de pouvoir comparer ces résultats avec les tendances observées chez les sujets valides.

3.5. Asymétries lors de la propulsion en fauteuil roulant manuel

Bien que la symétrie ait été largement étudiée dans des contextes tels que la marche, le cyclisme et d'autres mouvements sportifs, peu d'études ont porté sur le déplacement en FRM. L'asymétrie pourrait avoir un lien avec l'augmentation des risques de

blesseure et la baisse de performance chez des sportifs valides (cf partie 3.1 et 3.2). Il semble ainsi pertinent d'étudier ce paramètre au niveau des membres supérieurs lors de la propulsion en FRM.

En dehors de la pratique sportive, Astier dans sa thèse en 2019 répertorie plusieurs études traitant de l'asymétrie de propulsion en FRM, notamment dans un déplacement à vitesse spontanée [Astier, 2019]. Boninger et al., (2002), ont montré que les modèles de propulsion en FRM peuvent varier entre les côtés droit et gauche [Boninger et al., 2002]. De même, Vegter et al., (2013), ont observé une variabilité dans les forces transmises entre les deux roues, bien que les différences mesurées soient minimes, sur une période d'une minute. Ils ont également noté que des asymétries dans la puissance développée entre les côtés peuvent entraîner des mouvements latéraux du FRM, rendant difficile la propulsion en ligne droite [Vegter et al., 2013]. Schnorenberg et al., (2014), ont mis en évidence des asymétries dans les angles articulaires des membres supérieurs lors de tests de propulsion [Schnorenberg et al., 2014]. Cette asymétrie semble s'accroître dans des conditions plus exigeantes, comme lorsque la résistance au roulement augmente ou à des vitesses plus élevées [Chénier et al., 2017a; Hurd et al., 2009; Hurd et al., 2008; Soltau et al., 2015]. Soltau et al., (2015), ont notamment observé que l'asymétrie est plus prononcée du côté du membre dominant pour des variables cinématiques, cinétiques et spatio-temporelles [Soltau et al., 2015]. Cette asymétrie pourrait rendre pénible le déplacement en ligne droite à cause d'une augmentation du coût énergétique lors de la propulsion.

L'importance de comprendre et d'aborder l'asymétrie ne se limite pas à la performance. Une réduction de l'asymétrie pourrait également réduire le risque de blessures, car des mouvements plus symétriques favorisent un équilibre des forces produites par les membres supérieurs [Chénier et al., 2017a; Hurd et al., 2008]. Il est à noter que certaines de ces asymétries peuvent être intrinsèques et liées au niveau de la lésion causant le handicap. Cependant, dans de nombreux cas, elles résultent de

vieilles habitudes et pourraient être corrigées avec une prise de conscience appropriée et un biofeedback [Pelland-Leblanc, 2014].

Dans le domaine sportif, peu d'études ont analysé l'asymétrie en FRM. Parmi elles, deux études ont été menées sur des joueurs de rugby en fauteuil concernant les performances et l'asymétrie lors de la propulsion, avec des résultats différents. Goosey et al., (2018), ont étudié des sprints de 15 secondes avec leur fauteuil de sport personnel sur ergomètre à rouleaux. L'ergomètre permettait la mesure de la vitesse de rotation de la roue droite et gauche séparément ainsi que le moment de force et la puissance nécessaire à la rotation de ces roues. Sur la base de la classification déterminée à partir de l'IWRF, la population a été séparée en 2 groupes : les joueurs ayant des capacités fonctionnelles plus importantes, appelés gros points (classés de 2.0 à 3.5), et les joueurs ayant des capacités fonctionnelles moindres, appelés petits points (classés de 0.5 à 1.5), [IWRF, 2021]. Les auteurs ont observé une asymétrie (de puissance et de distance parcourue entre les roues droite et gauche) et des performances (notamment la puissance et la vitesse de propulsion) plus élevées chez les gros points que chez les petits points [Goosey-Tolfrey et al., 2018; IWRF, 2021].

La deuxième étude, menée par Bakatchina et al., (2021) a été réalisée chez une population similaire à celle de Goosey-Tolfrey, avec une division en deux groupes selon les mêmes critères (gros points et petits points). Cette étude consistait à analyser les performances des joueurs sur le terrain lors d'un test de sprints répétés à l'aide de capteurs embarqués (centrales inertielles). À la différence des résultats de Goosey-Tolfrey, malgré des performances plus importantes pour les gros points, l'étude ne révèle aucune différence significative entre ces deux groupes de joueurs au niveau de l'asymétrie entre les pics de vitesse de la roue droite et de la roue gauche, mesurée à chaque cycle de propulsion [Bakatchina et al., 2021]. En basketball fauteuil, une étude a mesuré l'asymétrie lors de la propulsion en ligne droite à partir de centrales inertielles positionnées sur les poignets des joueurs. Ils ont utilisé le pic d'accélération pendant la phase de poussée. Les résultats montrent une symétrie quasi parfaite. De

plus ils mesurent un coefficient de variation de l'asymétrie inférieur à 5% ce qui révèle peu de variations d'asymétrie entre les cycles de propulsion. Cela nous montre que sur le terrain, en condition écologique et à partir de données de vitesse et d'accélération, les parasportifs ont une bonne coordination motrice pour gérer leur fauteuil lors d'un déplacement efficace en ligne droite [Bergamini et al., 2015]. La faible valeur de ce coefficient de variation dans les résultats nous laisse penser qu'ils n'ont pas besoin de compenser activement des déséquilibres musculaires, mais sans mesure directe de force sur le terrain, on ne peut le confirmer. À notre connaissance, aucune étude n'a analysé l'asymétrie de propulsion en HB.

En conclusion pour cette partie, l'asymétrie lors de la propulsion en FRM est un domaine qui mériterait une attention particulière, tant pour améliorer la performance que pour réduire le risque de blessures.

3.6. Synthèse

Au cours de ce chapitre, nous avons constaté que la grande variabilité entre les paramètres et méthodes utilisées rend difficile la généralisation du lien entre une asymétrie de performances des membres inférieurs et un risque accru de développer des blessures, quel que soit les disciplines sportives étudiées. Cependant, des études systématiques et longitudinales récentes tendent à confirmer ce lien. Il en va de même en ce qui concerne la baisse de performance. Certaines études montrent une baisse de performance qui aurait, en partie, un lien avec une asymétrie anatomique, de force ou de puissance entre les deux membres. À l'inverse, d'autres études soulignent que la différenciation et la spécialisation des deux membres peuvent améliorer les performances techniques dans certaines activités, jusqu'à un certain seuil. Cependant, il a également été montré que les tentatives de corrections de ces asymétries sur des tests spécifiques permettent d'augmenter les performances. En ce qui concerne la propulsion en FRM ou en HB dans la pratique sportive, la littérature demeure assez limitée et peu concluante sur le sujet. Il semble bien exister un lien entre l'asymétrie de propulsion et une baisse de performance, car cela impacterait le steering (oscillation latérale lors d'un déplacement en ligne droite). De plus, le risque de blessure accru s'expliquerait majoritairement par une potentielle sur-sollicitation d'un côté par rapport à l'autre. Les études dans le milieu sportif ne semblent pas montrer un lien clair entre le niveau de classification fonctionnelle et l'asymétrie de propulsion en FRM. Au vu de l'ensemble de ces résultats, nous avons de nombreuses raisons de penser que l'asymétrie de performance entre les membres supérieurs puisse avoir un impact néfaste sur la performance et le risque de blessure. C'est pourquoi, dans la deuxième partie de cette thèse, nous allons étudier les asymétries de performance entre les membres supérieurs droits et gauches des athlètes paralympiques et de disciplines sportives différentes (qui sollicitent exclusivement le haut du corps). Ces analyses nous permettront de mieux comprendre l'impact de l'asymétrie sur les performances (en

lien avec les capacités fonctionnelles du tronc), comment cette asymétrie évolue avec la fatigue et si elle impacte la technique de propulsion en FRM.

4. Chapitre 4 : Problématique

4.1. Questions de recherche

Au fil des chapitres précédents, nous avons mis en lumière la diversité des pathologies rencontrées chez les parasportifs, notamment ceux utilisant un FRM ou un HB. La diversité des pathologies rencontrées peut influencer directement les performances. De surcroît, l'usage intensif et quotidien des membres supérieurs, que ce soit pour la mobilité ou les activités sportives, peut engendrer des conséquences délétères sur les articulations, particulièrement lorsque la pathologie est sévère.

La littérature scientifique, plus particulièrement dans le domaine de l'analyse biomécanique de la propulsion en FRM et en HB, a révélé que ces mouvements comportent des risques accrus de TMS. Bien que de nombreux paramètres, tels que les amplitudes articulaires, la cadence, la gestuelle ou la force développée, aient été étudiés, ces analyses ont souvent présupposé une symétrie complète entre les côtés droit et gauche du corps lors de la propulsion en FRM. Cependant, il est manifeste que des asymétries existent en termes de force, de coordination motrice et d'amplitude de mouvement entre les bras droit et gauche.

Des études sur des populations valides et entraînées ont indiqué que l'asymétrie entre les membres peut influencer la performance, notamment la technique dans certains sports et, plus préoccupant encore, le risque de blessure. Toutefois, la quantification de l'asymétrie s'avère complexe, car elle dépend de nombreux facteurs. Bien que l'asymétrie soit relativement naturelle en raison de la spécialisation bilatérale des membres, il est essentiel de déterminer quand elle devient problématique, voire délétère, que ce soit dans un contexte sportif ou d'activités de la vie quotidienne. Plusieurs chercheurs suggèrent que l'asymétrie bilatérale de la propulsion en FRM pourrait augmenter le risque de blessure. Or, peu d'études se sont focalisées sur cette asymétrie chez les parasportifs de haut niveau.

Dès lors, plusieurs questions émergent : comparativement à une population de sportif valide, existe-t-il des asymétries particulières chez les parasportifs lors d'exercices de poussée avec les membres supérieurs ? Quels sont les paramètres qui influencent l'asymétrie des membres supérieurs chez les parasportifs lors d'efforts maximaux ? Une pathologie du tronc entraîne-t-elle une asymétrie de force au niveau des membres supérieurs, ou existe-t-il des stratégies compensatoires ? Comment l'asymétrie évolue-t-elle avec la fatigabilité (notamment dans des sports exigeants en endurance) et au maintien de la performance ? Et enfin, cette asymétrie, qui dépend de la tâche et de son exécution chez les sujets valides, se manifeste-t-elle de la même manière lors de différents mouvements ou gestes complexes comparés à des gestes plus simples chez des parasportifs ?

4.2. Objectifs

Au cours de cette thèse, notre ambition est de mener une exploration approfondie de l'asymétrie des membres supérieurs chez les sportifs paralympiques, tout en tenant compte de la spécificité et de la complexité des mouvements réalisés. Plus précisément nous aborderons trois versants, en six études complémentaires :

1. **Comparaison de parasportifs à une population valide en fonction de la pratique sportive** : Dans nos 2 premières études, nous visons à caractériser l'impact de la déficience motrice liée à la pathologie des parasportifs sur l'asymétrie comparativement à des sportifs valides ainsi que le sport pratiqué sur la performance bilatérale des membres supérieurs. Ces comparaisons nous permettront également de mieux cerner les spécificités liées à la pratique sportive paralympique.
2. **Évolution de l'asymétrie au cours d'exercices de différentes durées** : La fatigabilité est un élément incontournable dans la pratique sportive. Ainsi, à travers les études trois à cinq, nous chercherons à mieux comprendre comment l'asymétrie évolue au fil du temps, notamment lors d'efforts intenses et répétés.

Cette analyse nous offrira une perspective sur la résilience des sportifs paralympiques face à l'épuisement.

- 3. Influence de la complexité de la tâche et des coordinations motrices mises en jeu sur l'asymétrie** : La complexité des mouvements sportifs peut influencer l'asymétrie. Dans la sixième étude, nous nous pencherons sur la manière dont l'asymétrie varie en fonction de la nature et de la complexité de la tâche. Cette démarche nous permettra de mieux appréhender l'adaptabilité des sportifs paralympiques face à des défis variés.

En somme, à travers ces objectifs, nous aspirons à offrir une vision holistique de l'asymétrie chez les sportifs paralympiques, en mettant en lumière les facteurs qui l'influencent et les stratégies d'adaptation mises en œuvre.

4.3. Hypothèses

Pour cela nous élaborons trois hypothèses principales :

1. Hypothèse 1 : Les sportifs paralympiques présenteront des niveaux d'asymétrie fonctionnelle des membres supérieurs significativement supérieurs de ceux des sportifs valides. Nous anticipons également que l'instabilité fonctionnelle du haut du corps, liée à une déficience des muscles du tronc, aura un impact notable sur la performance bilatérale des membres supérieurs chez les parasportifs.
2. Hypothèse 2 : La population de parasportifs étudiée, présentera une asymétrie fonctionnelle croissante au cours de la durée de l'exercice, en raison des adaptations dans le recrutement musculaire et de la fatigabilité accumulée. Cette dynamique pourrait avoir des implications sur la résilience et la performance de ces athlètes face à des conditions d'épuisement.

3. Hypothèse 3 : La nature et la complexité de la tâche imposée influenceront l'asymétrie des membres supérieurs chez les parasportifs. Cette variabilité pourrait témoigner de la capacité d'adaptation de ces athlètes à des défis moteurs diversifiés.

À la suite de l'étude de l'état actuel de la littérature scientifique, il est clair que l'asymétrie chez les sportifs paralympiques est un domaine nécessitant une investigation plus approfondie. Cette exploration préliminaire a jeté les bases et souligné les lacunes existantes dans notre compréhension de l'asymétrie dynamique et fonctionnelle, en particulier chez les parasportifs. Dans la section suivante, une présentation de la méthodologie utilisée au cours de ce travail ainsi que les travaux scientifiques réalisés seront présentées afin d'apporter de nouvelles connaissances dans ce domaine.

Deuxième partie : Contributions personnelles

5. Chapitre 5 : Méthodologies générales

5.1. Organisation générale

Le projet PARAPERF est une initiative nationale qui mobilise treize laboratoires de recherche en adoptant une approche interdisciplinaire. L'objectif principal de ce projet est d'optimiser les chances de succès des athlètes paralympiques français lors des Jeux de Paris 2024. En plaçant la recherche au cœur de la préparation des athlètes, PARAPERF vise à développer des outils et des méthodes adaptées aux spécificités des disciplines paralympiques. Ce projet bénéficie de la collaboration étroite avec la Fédération Française Handisport, permettant ainsi d'inclure directement les athlètes dans les différentes études menées.

Le projet PARAPERF se structure autour de trois axes de recherche majeurs :

1. **Modélisation de la Trajectoire de Progression** : Cette première approche vise à modéliser la progression des athlètes dans un environnement compétitif. En utilisant des méthodes statistiques avancées, l'objectif est de prédire et d'analyser la trajectoire de performance des athlètes, afin d'anticiper et de préparer au mieux les échéances futures.
2. **Optimisation des Performances des Athlètes en Fauteuil Roulant Manuel (FRM)** : Cet axe, dont mon travail de recherche fait partie intégrante, se concentre sur l'amélioration des performances des athlètes utilisant un FRM. L'approche adoptée vise à mieux comprendre les mécanismes biomécaniques, physiologiques et techniques qui influencent la performance, afin de proposer des stratégies d'entraînement et des adaptations matérielles spécifiques.
3. **Facteurs Psychosociaux, Juridiques et Environnementaux** : Le dernier axe explore les éléments externes qui peuvent influencer la performance à très haut niveau. Qu'il s'agisse des facteurs psychologiques, des réglementations

juridiques ou des conditions environnementales, cette approche vise à identifier et à optimiser les conditions favorables à l'excellence sportive.

5.1.1. Comité d'éthique et financement

Le projet PARAPERF a été retenu par le Programme Prioritaire de Recherche « Sport de Très Haute Performance ». À ce titre il bénéficie d'une aide de l'État gérée par l'Agence Nationale de la Recherche au titre du programme d'Investissements d'avenir portant la référence ANR-19-STHP-0005. Les études de cette thèse ont été approuvées par le comité d'éthique N°CRDI: 2020-A02919-30, enregistré sur le site clinicaltrials.gov (NCT04748497) ainsi que le comité d'éthique du CERSTAPS N°IRB00012476-2022-29-11-212 pour la première étude.

5.1.2. Condition et Organisation de passation des tests expérimentaux

Dans le contexte du projet PARAPERF, afin de mener à bien les campagnes expérimentales, celles-ci ont eu lieu lors de 5 stages d'entraînements permettant le rassemblement des équipes en un même endroit. L'organisation de ces stages d'entraînement fut adaptée au mieux pour évaluer, en un temps limité, les parasportifs listés sans que cela impacte le temps d'entraînement et la conformité des protocoles expérimentaux.

Parallèlement à PARAPERF, une campagne de mesure étalée sur plusieurs mois a été réalisée afin d'obtenir des données chez des sujets valides.

5.1.3. Profil Force Vitesse Puissance

La puissance musculaire, perçue comme le résultat de la force multipliée par la vitesse, évoque la capacité à réaliser le maximum d'effort en un laps de temps minimal. Elle joue un rôle primordial dans la performance sportive, et lors d'actions spécifiques

telles que le dunk en basket [Samozino et al., 2012] ou un sprint sur ergocycle [Vandewalle et al., 1987]. Lorsqu'on fait un mouvement à intensité maximale, on exerce une force pour accélérer une masse, par exemple un poids ou une partie du corps en mouvement. Le cumul de l'accélération de cette masse augmente alors la vitesse de celle-ci. Cependant, il a été montré qu'une contraction musculaire rapide réduit la force que le muscle peut générer. Cette dynamique est décrite par la relation force-vitesse observée pour la première fois par Hill en 1922 sur une fibre musculaire isolée [Hill, 1922]. Depuis, de nombreuses études ont observé cette relation sur des mouvements mono et polyarticulaires [Samozino et al., 2012; Samozino et al., 2014; Sprague et al., 2007; Hintzy et al., 2003]. Sur un mouvement polyarticulaire, il en ressort une relation Force vitesse (F-V) linéaire et une relation puissance vitesse parabolique définie par une équation polynomiale du second degré, ou du moins étudiées comme telles, pour faciliter l'utilisation de ces profils dans la préparation physique des sportifs de haut niveau [Morin, and Samozino, 2016]. La linéarité de cette relation force vitesse et la simplicité de la représentation parabolique de la puissance en fonction de la vitesse sont débattues, notamment par les travaux de Bobbert en 2012 et 2023, se basant sur des modèles biomécaniques [Bobbert, 2012; Bobbert et al., 2023].

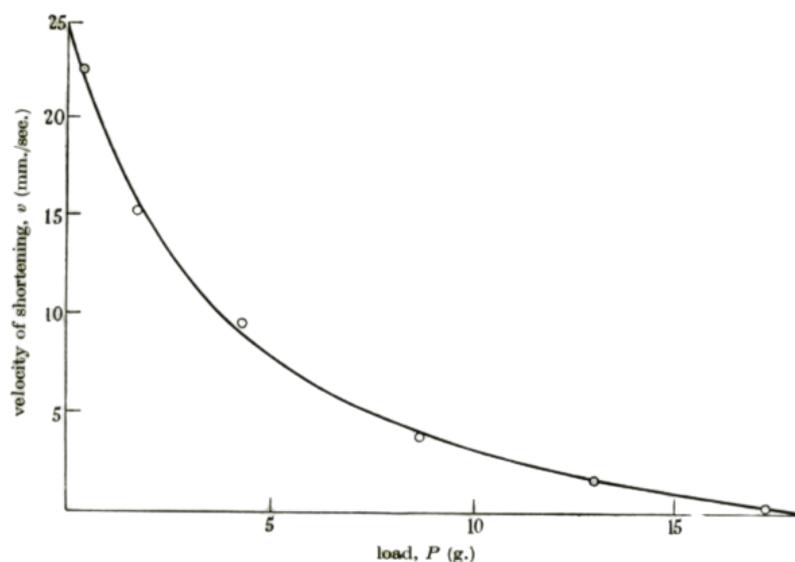


Figure 12 : Figure de Hill dans son étude de 1949. [Hill, 1949]

Elle représente la relation entre la vitesse de raccourcissement (velocity of shortening) et la charge (load) lors de la contraction d'un muscle Sartorius de crapaud à 0°C. Muscle de 40 mg., 29mm.

Tétanos à la longueur initiale 26 mm sous diverses charges, ou isométrique. Les cercles sont des valeurs mesurées, la courbe a été calculée à partir de l'équation $(P+3,8)(v + 5.2) = 115$ où $P_0 = 18,3$, $P_0/a = 4,8$ et $b = 0,2$ mm/s [Hill, 1949].

Pour obtenir un profil F-V, il faut mesurer une force à différentes vitesses ou bien une vitesse pour différentes résistances. En fonction des outils et protocoles, le réglage de l'un ou des deux paramètres est possible. Dans ce travail de thèse, les protocoles sur l'ergomètre balistique (chapitre 5.3.) ergomètre à manivelle (chapitre 5.4.) et sur le terrain (chapitre 5.6.) permettent l'élaboration d'un profil F-V. Les protocoles sur l'ergomètre balistique et ergomètre à manivelle étant innovant dans l'exploration des capacités de vitesses et de force à l'aide de ces outils pour une population parasportive, qu'une individualisation des résistances a dû être mise en place. Le but étant d'explorer le plus large spectre possible des mesures de force en fonction des capacités de vitesse des participants. Pour obtenir une valeur de résistance la plus proche de la valeur maximale à laquelle le parasportif peut exécuter le mouvement correctement on peut, faire des essais en augmentant la charge, jusqu'à l'échec dans la réalisation du mouvement demandé, ou déterminer un pourcentage d'une mesure préliminaire propre aux capacités de l'athlète. Pour limiter le temps des expérimentations et l'accumulation de fatigabilité non désirée, nous avons décidé d'utiliser un test isométrique sur l'ergomètre balistique et un test isocinétique à 80 rotations par minute (RPM) sur l'ergomètre à manivelle pour obtenir cette valeur de force de référence individualisée. Des pré-tests ont permis de proposer des pourcentages de ses références. La conception de ces pourcentages sont développées dans les parties 5.3. et 5.4.. Le profile F-V est étudié dans l'étude 6, les autres analyses des données portent sur les mesures bilatérales réelles de force et de vitesse lors de ces gestes à intensité maximale, avec différents niveaux de résistance, et donc différentes vitesses de mouvement.

5.1.4. Mesure de l'asymétrie

Dans le chapitre 2.3. nous avons identifié de nombreuses façons de quantifier l'asymétrie. Dans les travaux de cette thèse, l'Indice de Symétrie Instantanée (ISI) de Chénier et al., (2017) a été privilégié [Chénier et al., 2017b]. Celui-ci permet une analyse des différences bilatérale sur l'ensemble du mouvement en fonction du temps sur l'ergomètre balistique et lors du test de terrain, ainsi qu'en fonction de la position des membres sur l'ergomètre à manivelle. Il nous a semblé être l'indice le plus pertinent pour évaluer les asymétries globales et leurs évolutions lors de mouvements polyarticulaires. En complément de cet indice, la latéralité a été étudié avec l'indice de Symétrie (IS) de Robinson et al., (1987) afin de déterminer le côté dominant lors du geste analysé [Robinson et al., 1987]. Avec l'IS, la reproductibilité de l'asymétrie a pu aussi être étudiée en appliquant le coefficient kappa de Cohen décrits dans le chapitre 2.4. Les variables sur lesquelles la mesure de l'asymétrie a été réalisée sont la force pour les tests sur ergomètre balistique et à manivelle, et la vitesse sur le test de sprints répétés. L'ISI a également été utilisé dans la mesure de l'asymétrie des mesures physiologiques des muscles triceps et biceps lors du protocole du test d'effort à charge incrémentale.

5.2. Participants

Les parasportifs (PA, n = 54, 17 femmes et 37 hommes) divisés en deux groupes : avec capacités abdominales, n = 30 (10 femmes et 20 hommes) et avec capacités abdominales altérées, n = 24 (7 femmes et 17 hommes). Ils étaient composés de joueurs de tennis en fauteuil roulant (n = 4), de basketball (n = 26), de rugby (n = 10), d'athlétisme (course en fauteuil roulant) (n = 5), d'aviron (n = 1) et de cyclisme (n = 9). Tous les PA étaient listés dans les collectifs France ou en passe de l'intégrer.

Les sportifs valides (AB, n = 42, 13 femmes et 29 hommes) étaient des judokas (n = 21), un basketteur (n = 1), un coureur (n = 1), des crossfitters (n = 2), un cavalier (n = 1), des footballeurs (n = 3), un footballeur américain (n = 1), un gymnaste (n = 1), un

handballeur (n = 1), les joueurs de hockey (n = 4), un nageur (n = 1), un haltérophile (n = 1), des joueurs de rugby (n = 2), un triathlète (n = 1) et un volleyeur (n = 1).

Les capacités abdominales ont été évaluées en fonction de la pathologie des PA. Les PA présentaient des pathologies variées telles que :

Une paraplégie basse (n = 13), une amputation d'un membre inférieur (n = 5), une spina bifida (n = 3), une agénésie des membres (n = 4), des séquelles de poliomyélite (n = 1), une dysplasie fémoro-patellaire (n = 2), une paralysie cérébrale (n = 1), une monoplégie (n = 1), une maladie de Charcot-Marie-Tooth (n = 1), une paraplégie haute complète ou incomplète (n = 13), une tétraplégie incomplète (n = 9), et une maladie congénitale (n = 1).

5.3. Tests sur Ergomètre Balistique

5.3.1. Matériels

L'ergomètre balistique est composé d'un siège posé sur deux rails limitant les forces de frottement (INPI deposit n°FR2011204). Les déplacements du siège sur les rails sont mesurés à l'aide d'un codeur linéaire avec une précision de 0,1 cm. Deux plateformes de forces (Kistler 9260AA3 – 0,5 x 0,3 m) placées à la verticale, permettent l'enregistrement des forces de réaction de la poussée des mains en trois dimensions. Les deux plateformes et le codeur linéaire sont pilotés et synchronisés à l'aide du logiciel labview (2022, National Instrument Corporation, <https://www.ni.com/fr/shop/labview.html>) permettant une acquisition à 2000 Hz [Macchi et al., 2021] (Figure 13).

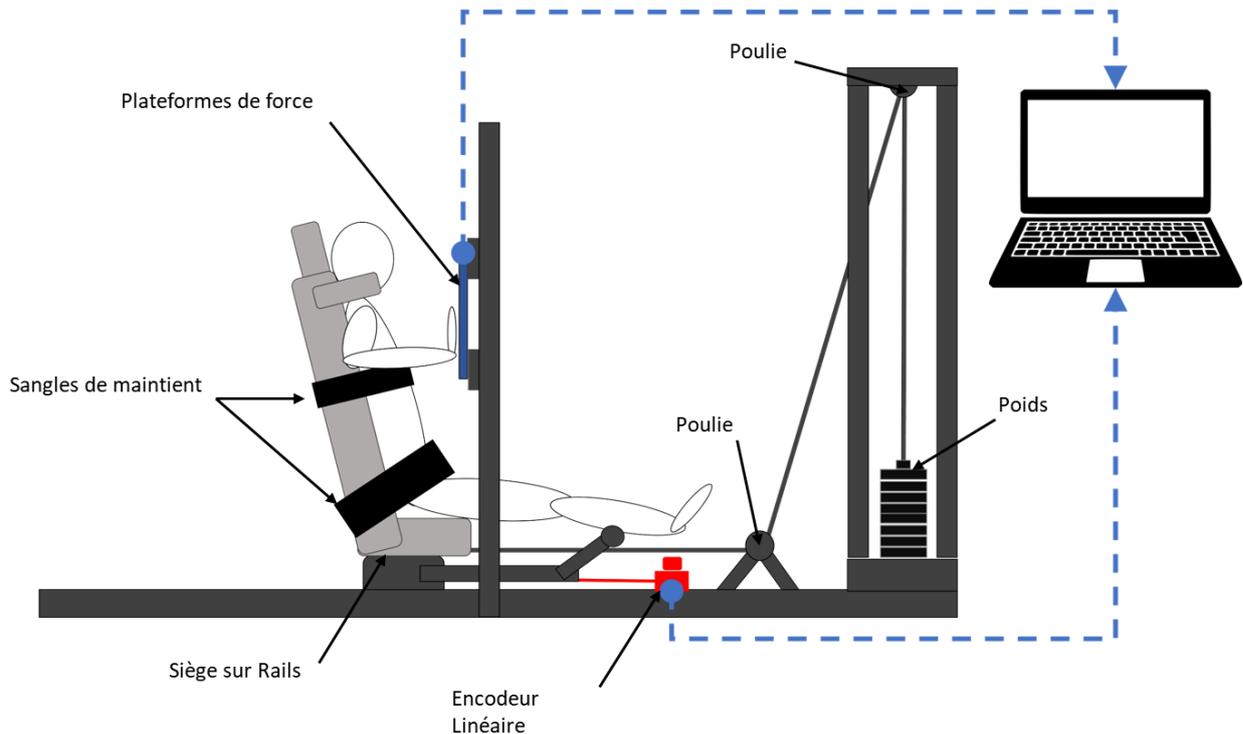


Figure 13 : Représentation schématique de l'installation du sujet sur l'ergomètre balistique (INPI deposit n°FR2011204).

5.3.2. Procédure

Un échauffement standardisé de 10 minutes a été effectué sur l'ergomètre balistique. Cet échauffement a été réalisé avec des bandes élastiques de 5 kg de raideur et comprenait des abductions et adductions libres de l'épaule, des rotations internes et externes, ainsi que des exercices de flexion et d'extension du coude. Par la suite, un échauffement spécifique de 5 minutes a été effectué sur la machine, sans charge puis avec de faibles charges (jusqu'à un maximum de 10 kg selon le confort de l'athlète). Cela avait pour objectif de familiariser les participants avec l'équipement et les mouvements requis. L'échauffement spécifique consistait en des poussées sous-maximales répétées sur la machine, exécutées à une faible fréquence (0,5 Hz environ). Le dispositif nécessitait que les participants soient assis et attachés au siège à l'aide de sangles rigides autour des hanches et de l'abdomen. Pour tous les groupes, la position de départ demandait aux participants de placer leurs mains sur les plateformes de force, alignées avec l'articulation gléno-humérale. La distance entre le siège et les

plateformes de force en position de départ maintenait un angle du coude d'environ 70° (Figure 13 ; où 180° indique que l'épaule, le coude et le poignet sont alignés). Pour empêcher le mouvement des membres inférieurs lors des poussées pour les athlètes valides, leurs jambes étaient tendues et soutenues uniquement au niveau du mollet, comme illustré dans la Figure 13. Pour les PA, leurs membres inférieurs étaient également soutenus au niveau du mollet et maintenus à l'aide de sangles scratches, pour éviter qu'ils ne bougent pendant les poussées.

Pour limiter la durée de l'expérience, un test isométrique de trois secondes a été utilisé pour individualiser le niveau de charge dans des conditions dynamiques. Le test isométrique a été effectué en position de départ (figure 13). Le plan expérimental sur l'ergomètre comprenait un minimum de deux poussées balistiques en position assise avec une résistance de 0, 15, 30 et 45 % de la force maximale développée pendant le test isométrique. Plus de deux essais étaient nécessaires lorsque la différence de force ou de vitesse était supérieure à 10 % du premier essai. Les conditions dynamiques ont été réalisées dans un ordre aléatoire parmi les participants. Il leur était demandé d'appliquer leur force le plus rapidement possible sur les plateformes de force (une sous chaque main) afin d'atteindre la vitesse de décollage la plus élevée. L'abduction des épaules n'était pas limitée pendant les poussées.

5.3.3. Traitement de signal

Les données de force et de déplacement sont traitées sur le logiciel matlab (MATLAB and Statistics Toolbox Release 2022a, The MathWorks, Inc., Natick, MA, USA). Un seuil de 0,2 cm est utilisé pour détecter le début du déplacement du siège. La force, la vitesse et la puissance sont calculées entre le début du déplacement et le décollement des mains des plateformes (lorsque la force de poussée retombe à zéro). La vitesse est la dérivée du déplacement en fonction du temps et la puissance est le produit de la force et de la vitesse.

L'ISI a été calculé selon la méthode proposée par Chenier *et al.*, (2017) (équation 2.11) [Chénier et al., 2017b]. Il a été calculé à l'aide des données de force des plateformes de force droite et gauche entre le début du déplacement du siège et la fin de la poussée, c'est-à-dire au moment du décollement des mains (Figure 14), pour chaque poussée, à différents niveaux de résistance (cf 5.3.2.).

Dans le but d'analyser la latéralité, l'IS de l'équation de Robinson et al., en 1987 (équation 2.1), a été utilisé sur les mêmes données qu'avec l'ISI. Avec cette équation, les plages d'IS vont de -2 à +2. Une valeur positive signifie, en moyenne, que les participants ont développé plus de force du côté droit et une valeur négative signifie que les participants ont développé plus de force du côté gauche alors qu'un IS égal à zéro signifie une symétrie parfaite entre la moyenne de la force gauche et droite [Robinson et al., 1987].

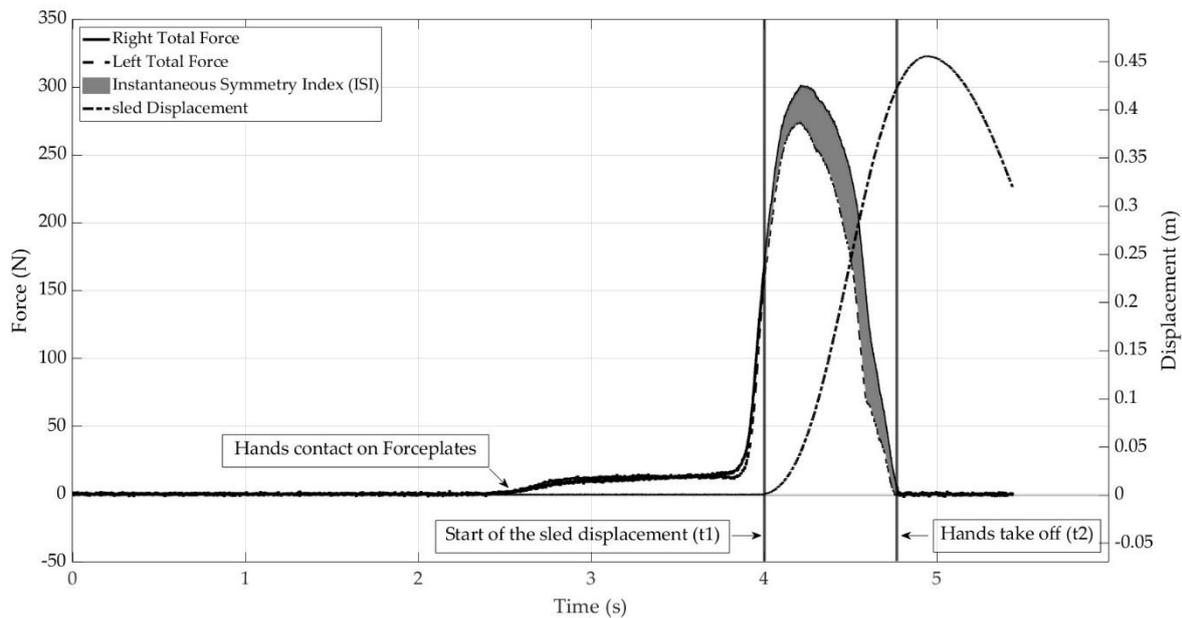


Figure 14 : Représentation de l'indice de symétrie instantanée (ISI ; aire grise) sur les données de force mesurées sur les plateformes droite (ligne continue) et gauche (ligne pointillée) et du déplacement (ligne en point-tiret) en fonction du temps.

Ces données sont représentatives des résultats d'une poussée avec une charge correspondant à 30% de résistance. Les deux lignes noires verticales représentent le début et la fin de la poussée pendant le déplacement.

5.4. Tests sur ergomètre à manivelle

5.4.1. Matériels

L'ergomètre à manivelles est le modèle Brachumera de la marque LODE (Brachumera Sport with Pedal Force Measurement, lode, DEV-CA925901). Il permet de mesurer la vitesse de rotation ainsi que le moment de force (Nm) au niveau de la manivelle droite et gauche séparément à une fréquence de 1000 Hz. La résistance imposée par l'ergomètre est permise par un système de freinage électromagnétique de Lanooy. Le logiciel LEM 10 permet de piloter l'ergomètre et d'imposer une résistance quantifiée par un facteur couple (moment de force divisé par le poids de corps).

Ce test a été réalisé sur deux sites différents, à Marseille et à Bordeaux et les ergomètres étaient installés différemment sur les deux sites. La première installation est l'ergomètre positionné verticalement, contre le mur, sur un support permettant le réglage en hauteur de l'outil. La deuxième installation est l'ergomètre placé à l'horizontale sur un châssis également réglable en hauteur. La différence expérimentale réside dans une stabilité légèrement inférieure pour l'ergomètre en position horizontale, car il n'était pas fixé au sol ou au mur, mais était lesté.

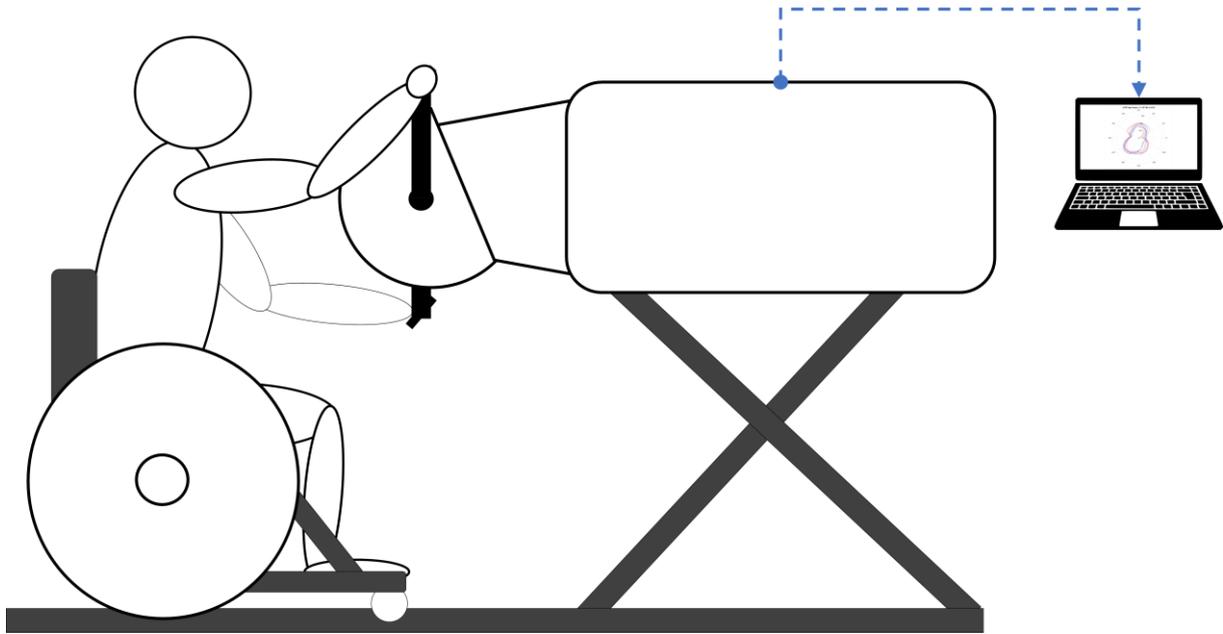


Figure 15 : Représentation schématique de l'installation du sujet sur l'ergomètre à manivelle.

5.4.2. Procédure

Les participants ont utilisé leur fauteuil roulant de sports ou de ville adapté à leur morphologie et à leur pathologie (Figure 15). Chaque participant était attaché au fauteuil roulant au niveau des cuisses et des hanches, et le fauteuil roulant était fixé au sol avec des sangles à cliquet afin d'empêcher le mouvement des athlètes dans leurs assises et entre le fauteuil et le sol. L'axe de rotation des manivelles était aligné avec l'articulation gléno-humérale [Jacobs et al., 2003]. L'échauffement était composé de 3 minutes de manivellage à vitesse spontanée avec une résistance de 25 W, suivie de 3 minutes de travail intermittent à 100 W de résistance et une récupération active à 15 W. À la fin de l'échauffement les participants effectuent un sprint sous maximal de 10 secondes à résistance minimale dans un but de familiarisation avec le mouvement de manivellage à grande vitesse.

Pour personnaliser les valeurs de résistance des différents sprints permettant l'élaboration du profil F-V, un test isocinétique à 80 rotations par minute (RPM) de 5 secondes à puissance maximale a été réalisé. L'ergomètre à manivelle utilise un « facteur couple » qu'il multiplie par le poids de corps pour imposer une résistance

individualisée à chaque PA. Ce système est à la base utilisée pour les athlètes valides sur un mouvement de pédalage avec les membres inférieurs. Comme le poids corps chez des PA n'a aucune relation avec la puissance de leurs membres supérieurs, pour individualiser la résistance, un facteur couple est calculé manuellement à partir du moment maximal développé lors du test isocinétique, divisé par le poids de corps de l'athlète. Ainsi, seule la valeur du moment maximal développé (MM-I) est utilisée comme base de résistance individualisée. La suite du test était composée de trois sprints courts à différentes résistances dans un ordre randomisé, suivi d'un Wingate anaérobie test de 30 secondes. Les résistances correspondaient à un pourcentage du MM-I. Pour la première partie du test, lors des trois sprints, chaque départ était lancé à la valeur basse de l'intervalle de vitesse cible. Lors du sprint de 5 secondes à faible vitesse de rotation (30-60 RPM) une résistance de 80 % de MM-I était imposée. Pour le sprint de 5 secondes à vitesse intermédiaire (60 - 100 RPM), la résistance était de 40 % de MM-I. Lors du sprint sans résistance (0 % du MM-I), celui-ci durait 10 secondes pour laisser le temps au parasportif d'atteindre sa vitesse maximale (de 100 RPM à vitesse maximale). Afin d'obtenir une valeur de moment de force à différentes vitesses de mouvement, la résistance était ajustée lors d'un deuxième passage si la vitesse était trop importante ou trop faible par rapport à la vitesse cible attendue par rapport à un certain niveau de résistance. Pour la deuxième partie du test, lors du Wingate anaérobie test de 30 secondes départ arrêté, la résistance était égale à 40 % de MM-I. Les athlètes devaient maintenir un effort maximal tout le long des 30 secondes. Entre chaque passage, les athlètes avaient 4 minutes de récupération passive. Un encouragement standardisé et réalisé par la même personne pour chaque participant a été effectué à chaque passage.

5.4.3. Traitement de signal

Le logiciel LEM-10 permet un export des données tous les deux degrés des moments droit et gauche (MR, ML). Le traitement a été réalisé sur Matlab (MATLAB and

Statistics Toolbox Release 2022a, The MathWorks, Inc., Natick, MA, USA). Les forces tangentielles droite et gauche (FR, FL) ont été calculées par la division du moment avec la longueur de la manivelle respective (CR, CL). Les puissances droite et gauche (PowR et PowL) correspondent au produit du moment de force en Nm par la vitesse de rotation des manivelles en radian/s.

Les données ont été regroupées et moyennées à chaque tour complet de manivelle, mais aussi en demi-tour, en divisant le cycle en deux parties : la phase de poussée et la phase de traction (Figure 16). Avec les sprints courts, trois profils force-vitesse ont été réalisés en plaçant la force développée (totale, de poussée et de traction) en fonction de la vitesse sur un scatter plot. La relation linéaire ($f(x) = ax+b$) passant par ces points permet d'obtenir les valeurs de la vitesse maximale théorique (V_0) et de la force maximale théorique (F_0). $F_0 = b$ et $V_0 = -b/a$, la puissance maximale théorique (P_0) correspond à la valeur pic de la relation polynomiale du second degré passant par les points de puissance moyenne en fonction de la vitesse. P_0 est aussi obtenue en multipliant V_0 avec F_0 le tout divisé par 4, d'après l'étude de Vandewalle et al., (1987).

L'ISI a été calculé entre les courbes droites et gauches de la force moyenne sur l'ensemble du sprint (Figure 16). Les données provenant de la manivelle gauche ont été décalées de 180° pour faire correspondre la position angulaire des deux manivelles et ainsi comparer plus facilement les phases de poussée et de traction. L'indice de symétrie de Robinson et al., (1987) a également été utilisé sur le test anaérobique de Wingate utilisant cet outil. Celui-ci mesurait l'asymétrie entre les moyennes de force des côtés droits et gauches sur 5 cycles consécutifs à trois instants du test de Wingate. Le premier instant correspond à la puissance maximale développée, le deuxième est une mesure à 10 secondes après le début du test et le dernier correspond aux 5 derniers cycles à la fin des 30 secondes du test. La même procédure a été réalisée sur des moitiés de cycle pour mesurer l'asymétrie pendant la phase de poussée et pendant la phase de traction.

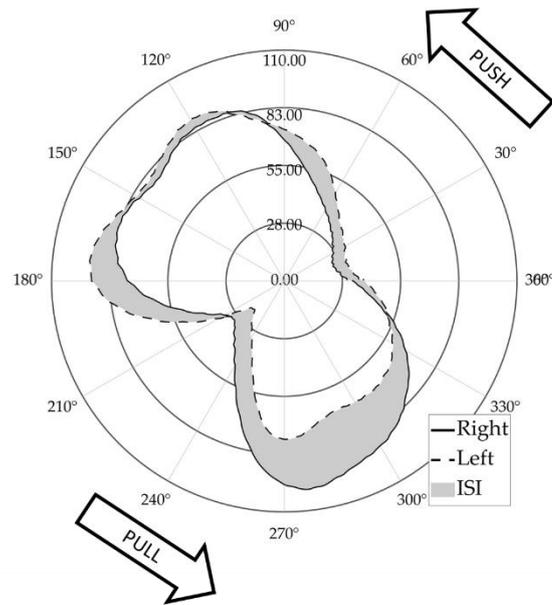


Figure 16 : Représentation de l'indice de symétrie instantanée (ISI ; aire grise) sur les données de force (N) mesurée sur l'ergomètre à manivelle chez un handbiker H4 à une résistance de 40% de MM-I.

5.5. Test en rampe à charge incrémentale sur ergomètre à manivelles pour déterminer $\dot{V}O_{2\text{ pic}}$

5.5.1. Matériels

Ce test a été réalisé sur le même ergomètre à manivelle que la section précédente à la différence que les manivelles étaient en position synchrone. Pour l'analyse des échanges gazeux, le système de test d'effort cardiopulmonaire Quark de COSMED (Quark CPET C09073-01-99, COSMED® The Metabolic Company, Rome, Italie) a été utilisé. Les analyseurs d'oxygène et de dioxyde de carbone de l'instrument ont été étalonnés à l'aide de gaz de précision (16% d'oxygène, 4% de dioxyde de carbone, azote d'équilibre ; 26% d'oxygène, azote d'équilibre). L'étalonnage du volume du capteur de débit massique a été effectué à l'aide d'une seringue de 5 L, conformément aux directives du fabricant. Les données d'échange de gaz ont été acquises de manière moyennée entre chaque cycle respiratoire avec le logiciel OMNIA 2.0. Les mesures de

saturation en oxygène pour les triceps et les biceps ont été obtenues à l'aide de quatre systèmes réduits de spectroscopie infrarouge (NIRS). Ce système léger (48 g) et peu encombrant (61 × 44 × 21 mm) provient de la compagnie MOXY « muscle oxygen monitor » (Fortiori Design LLC, 1155 West Shore Dr SW, Hutchinson, Minnesota 55350). La collecte de données a été réalisée à une fréquence de 10 Hz via l'application mobile Moxy Portal, qui a établi une connexion Bluetooth 3.0 avec les systèmes MOXY (Figure 17).

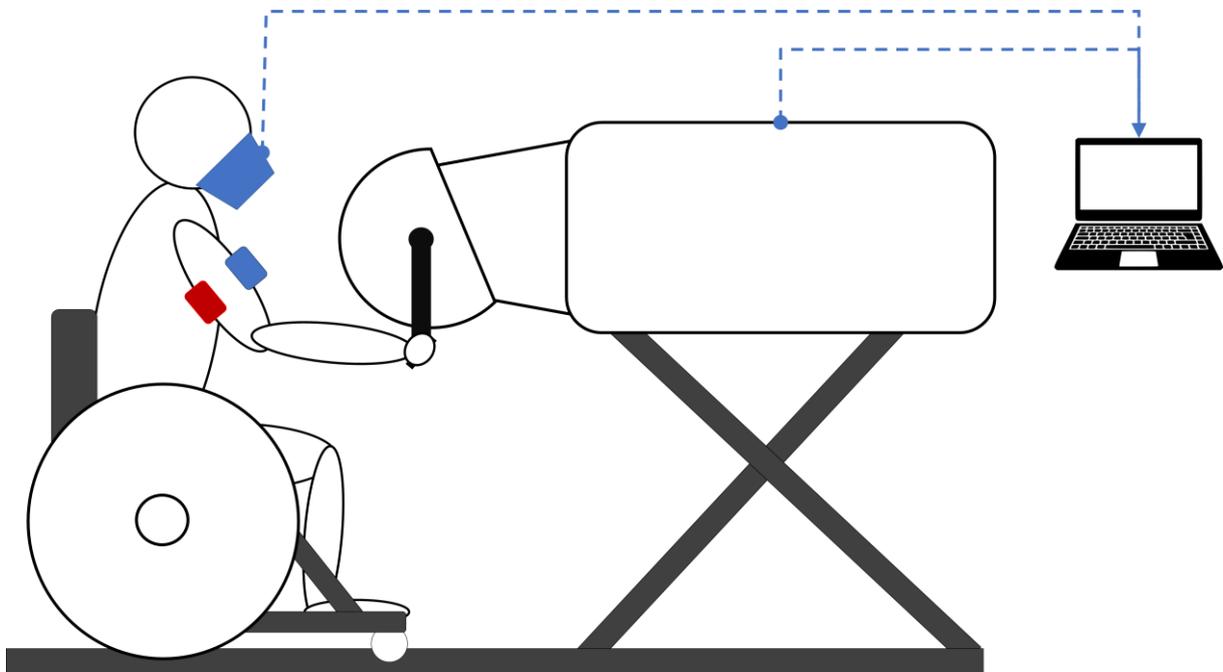


Figure 17 : Représentation schématique de l'installation du sujet sur l'ergomètre à manivelles pour le test d'effort à charge incrémentale. Les rectangles positionnés sur le bras du participant représentent le système NIRS de la compagnie MOXY permettant la mesure de la saturation en oxygène des muscles biceps (bleu) et triceps (rouge).

5.5.2. Procédure

Pour ce test chaque participant a également été attaché à son fauteuil roulant au niveau des cuisses et des hanches. De plus, le fauteuil roulant lui-même était ancré au sol à

l'aide de sangles à cliquet. L'axe de rotation de la manivelle de l'ergomètre a été aligné avec l'articulation gléno-humérale [Jacobs et al., 2003] L'échauffement consistait en 8 minutes à une cadence libre avec une résistance de 25 W, suivies d'un exercice intermittent de basse intensité de 3 minutes, entrecoupée de périodes de repos actif (avec des résistances de travail et de repos réglées à 100 W et 15 W, respectivement). La température dans la salle d'expérimentation était de 21°. La procédure a commencé par une phase de repos où les participants sont restés immobiles pendant 2 minutes, ce qui a permis des mesures à l'état de repos. Par la suite, le test d'effort a commencé par une étape initiale d'une minute à une cadence libre et spontanée [Weissland et al., 1999]. Chaque minute suivante, la résistance sur l'ergomètre a été augmentée progressivement. Cette progression s'est poursuivie jusqu'à ce que le participant atteigne l'épuisement et décide d'arrêter volontairement le test. Les niveaux de résistance de départ et d'incrément ont été individualisés en fonction de la classification et de la pathologie de chaque cycliste établie lors de tests précédents.

5.5.3. Traitement de signal

Le traitement des données de l'ergomètre à manivelle était similaire entre le protocole précédent et celui-ci. En ce qui concerne l'analyse des échanges gazeux et les mesures de saturation en oxygène des muscles, toutes les données ont été synchronisées à l'aide d'un horodatage commun à chaque appareil, facilité par le « Network Time Protocol ». Afin de suivre la progression de la saturation en oxygène dans les triceps et les biceps par rapport au volume d'oxygène consommé ($\dot{V}O_2$), qui se convertit en pourcentage du pic $\dot{V}O_2$, un sous-ensemble des données MOXY a été ajusté pour correspondre au taux d'échantillonnage des données $\dot{V}O_2$. Le pourcentage de saturation en oxygène des muscles (SmO_2) est représenté par la différence avec le pourcentage au repos comme le delta de la saturation en oxygène (ΔSmO_2). Pour omettre la phase d'adaptation associée aux changements de résistance, les données cinétiques et physiologiques de chaque étape ont été dérivées de la moyenne des quinze dernières secondes. Compte

tenu de la variabilité du nombre de paliers atteints à la fin du test, entre les participants, les données ont été présentées pour le premier palier, un palier intermédiaire au milieu du test et le dernier palier complet.

L'asymétrie lors de ce test a été mesurée avec les données de force développée sur chaque manivelle. L'ISI a été utilisé pour quantifier l'asymétrie et analyser son évolution en fonction des différents paliers atteints. L'ISI a été utilisé également pour mesurer l'asymétrie de la baisse de saturation en oxygène des muscles triceps et biceps au cours de l'effort.

5.6. Tests de terrain avec centrales inertielles

5.6.1. Matériels

Pour les tests de terrain, les fauteuils roulants des PA étaient équipés de centrales inertielles (IMU : Inertial Measurement Unit, 128Hz, AtoutNovation, Versailles) développées par Tong li et détaillées dans sa thèse en 2018 [Li, 2018]. Les IMU utilisent la technologie MEMS (Micro ElectroMechanical Système) comprenant des éléments mécaniques et utilisant de l'électricité comme source d'énergie [Ho, and Tai, 1997]. Avec un support en silicium, le capteur peut être très compact et peu coûteux en énergie. Les IMU sont composées de trois gyromètres, trois accéléromètres et trois magnétomètres.

Un accéléromètre permet de mesurer l'accélération linéaire subie par le capteur selon un ou plusieurs axes. Sa structure se compose de lamelles souples maintenant une masse mobile à laquelle sont fixées des tiges. Par croisement avec d'autres tiges fixées à une structure non mobile, le croisement de tiges crée un condensateur plan alimenté par un courant électrique. Lorsque le capteur subit une accélération, les lamelles souples se tordent, faisant déplacer la masse et modifiant la capacité des

condensateurs. Ce changement de capacité permet de mesurer précisément l'accélération avec une conversion de la capacité en $m.s^{-2}$ ou en g ($9.81 m.s^{-2}$).

Un gyromètre permet de mesurer la vitesse angulaire du capteur en rotation. Le type de gyromètre utilisé dans les IMU des études de cette deuxième partie est un gyroscope MEMS. Il utilise une structure de quartz vibrant sensible aux rotations grâce à la force de Coriolis. Il peut être modélisé comme un système masse-ressort avec frottement. Dans un gyromètre, deux masses vibrent en opposition de phase sur un certain axe. Lorsque le gyromètre tourne, la force de Coriolis crée une vibration dans un axe orthogonal à l'axe de rotation, proportionnelle à la vitesse de rotation [Geen, and Krakauer, 2003].

Le magnétomètre permet de mesurer la densité de champs magnétiques sur trois axes. Cela combine tous les champs magnétiques qui composent le champ local (le champ magnétique généré par les appareils électriques, les matériaux magnétiques et le champ magnétique terrestre). Comme c'est un capteur sensible aux éléments ferreux, lors de son utilisation sur un FRM constituer principalement de métal, sa précision peut être perturbée, c'est pourquoi nous n'utilisons pas les données du magnétomètre dans nos études.

5.6.2. Procédure

Quatre IMUs étaient placées sur les PA et leur fauteuil, une sur chaque roue arrière (avec l'axe Z du gyromètre perpendiculaire au plan des roues) [van der Slikke et al., 2015; Poulet et al., 2023; Pansiot et al., 2011; Fuss, 2012], une sur le cadre (sur l'axe transversal entre les roues arrière) et une sur le tronc des participants (entre T2 et T8 ; Figure 18).

Le test des six sprints répétés a été exécuté sur un sol plancher en bois. L'échauffement consistait en 5 minutes de déplacement en fauteuil roulant autour du terrain de basketball dans le gymnase, suivi de quelques accélérations sur 10 m. La taille des roues arrière, la masse des participants et la masse de leurs fauteuils roulants ont été

mesurées. Les lignes de départ et d'arrivée du sprint de 20 m étaient clairement marquées, et les expérimentateurs donnaient le signal de départ avec un compte à rebours.



Figure 18 : À gauche, photographie d'une joueuse de basketball fauteuil (classification 4.5) lors d'un sprint en ligne droite. À droite, représentation d'une centrale inertielle (IMU ; atounovation) utilisée lors des tests en milieu écologique.

Les flèches représentent les positions des centrales inertielles sur la joueuse et son fauteuil (roue droite, roue gauche, cadre et tronc).

5.6.3. Traitement de signal

Les roues des FRM sont supposées rouler sans glisser. Il est dans ce cas possible de calculer la vitesse linéaire du FRM (V) en multipliant les vitesses de rotation des roues autour de leur axe de rotation ($\dot{\omega}_{left_{wheel}}$ et $\dot{\omega}_{right_{wheel}}$) mesurées avec le gyromètre des IMUs et le rayon des roues (r), comme indiqué dans l'équation (5.1).

$$V = r \left(\frac{\dot{\omega}_{left_{wheel}} + \dot{\omega}_{right_{wheel}}}{2} \right) \quad (5.1)$$

Cependant, les fauteuils roulants de sportif ont un angle de carrossage (α) pour la stabilité et la maniabilité, ce qui impacte la mesure de la rotation de la roue en cas de pivot du fauteuil, puisque le capteur mesure à la fois la vitesse de rotation de la roue ($\dot{\omega}$) ainsi que la vitesse de rotation du fauteuil autour de son axe vertical ($\dot{\theta}$). Pour

compenser cette erreur de mesure potentielle, Pansiot et al., (2011) repris et ajusté par Fuss (2012), ont proposé une méthode pour calculer la vitesse réelle de rotation de la roue ($\mathbf{T}\dot{\omega}$) à partir de l'équation (5.2) [Pansiot et al., 2011; Fuss, 2012].

$$\mathbf{T}\dot{\omega} = \dot{\omega} - \dot{\omega}_{xy} \tan(\alpha) \frac{\dot{\omega}_{left_wheel} - \dot{\omega}_{right_wheel}}{|\dot{\omega}_{left_wheel} - \dot{\omega}_{right_wheel}|} \quad (5.2)$$

Dans l'équation (5.2), $\dot{\omega}_{xy}$ est la mesure de la résultante des vitesses de rotation autour de l'axe x ($\dot{\omega}_x$) et de l'axe y ($\dot{\omega}_y$), appartenant au plan de la roue et perpendiculaire à l'axe z de l'IMU. Ainsi, la vraie vitesse linéaire du FRM (\mathbf{V}_T) peut être calculée en utilisant l'équation (5.3).

$$\mathbf{V}_T = r \left(\frac{\mathbf{T}\dot{\omega}_{left_wheel} + \mathbf{T}\dot{\omega}_{right_wheel}}{2} \right) \quad (5.3)$$

Il est également possible d'estimer la force des roues sur le sol (\mathbf{F}_{IMU}) à partir de la seconde loi de Newton (Équation 5.4).

$$\mathbf{F}_{IMU} = \mathbf{m}_t * \mathbf{acc} + \mathbf{F}_{rr} + \mathbf{F}_{aero} \quad (5.4)$$

Ici, \mathbf{m}_t est la masse du système regroupant le sujet et son FRM, \mathbf{acc} est l'accélération linéaire, \mathbf{F}_{rr} est la force de résistance au roulement, and \mathbf{F}_{aero} est la force de frottement de l'air. L'accélération (\mathbf{acc}), a été obtenue en filtrant les données de vitesse linéaire avec une équation polynomiale (\mathbf{pV}) à chaque donnée \mathbf{x} (Équation 5.5). L'argument \mathbf{p} est un vecteur de longueur $n + 1$ dont les éléments étaient les coefficients (en puissances décroissantes) d'une équation polynomiale de 4e degré (Figure 19a).

$$\mathbf{pV}(x) = \mathbf{p1}x^4 + \mathbf{p2}x^3 + \mathbf{p3}x^2 + \mathbf{p4}x + \mathbf{p5} \quad (5.5)$$

Les coefficients de la polynomiale ($\mathbf{p1}$, $\mathbf{p2}$..., $\mathbf{p5}$) ont été ajustés pour être le meilleur ajustement (dans un sens de moindres carrés) avec les données de la vitesse linéaire (\mathbf{V}_T). Les coefficients et l'équation polynomiale ont été calculés à partir des fonctions MATLAB « polyfit » et « polyval ». \mathbf{F}_{rr} A été estimé à l'aide d'un test de décélération

[Sauret et al., 2012] sur la portion de terrain servant au test de sprint de 20 m puis calculé avec l'équation (5.6).

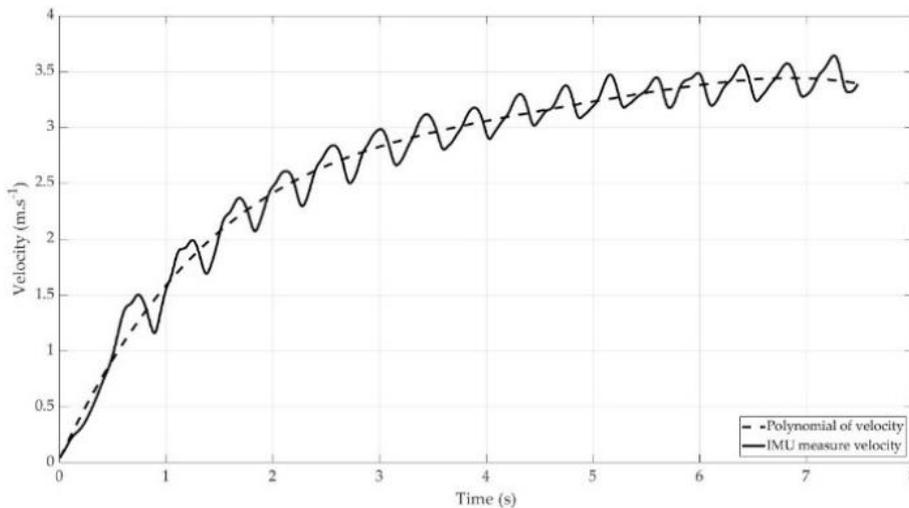
$$F_{rr} = m_t g (\mu_r + k_f \rho V^2) \quad (5.6)$$

Dans cette équation, g est la constante de gravité, μ_r est le coefficient de résistance au roulement calculé à partir de la valeur de décélération divisée par g . k_f ($s^2.m^{-2}$) est le coefficient de l'influence de la vitesse sur la friction repris de la littérature [Fuss, 2009; Petrushov, 1998].

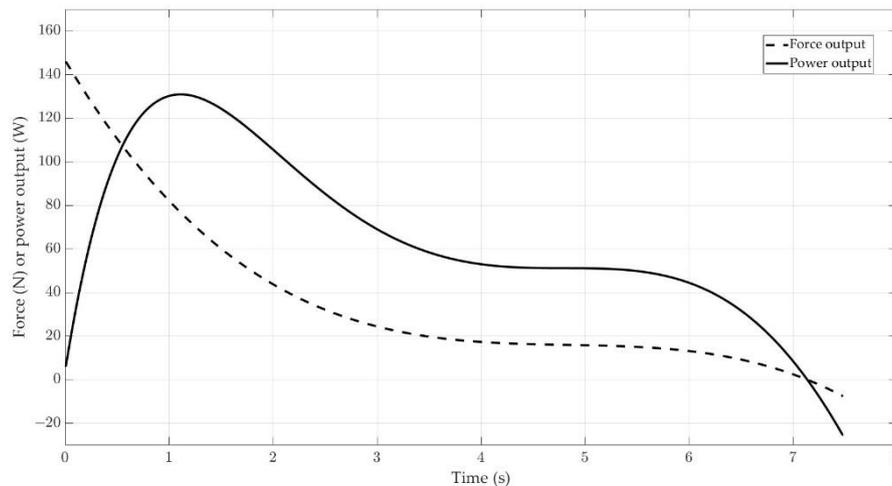
La force de résistance de l'air a été obtenue avec l'équation (5.7) ou $C_d A$ est le coefficient de friction en fonction de la surface frontale du système estimé à partir de test en soufflerie [Masson, 2015] and ρ est la densité de l'air (1.22 kg.m^{-3}).

$$F_{aero} = \frac{1}{2} \rho C_d A \rho V^2 \quad (5.7)$$

La puissance de sortie (P_{IMU}) a été calculé en multipliant la force (F_{IMU}) et la vitesse (ρV) (Figure 19b). Le profil F-V est établi à partir de chaque point de F_{IMU} en relation avec chaque point de ρV .



(a)



(b)

Figure 19: Vitesse linéaire du déplacement d'un joueur de basketball en fauteuil roulant manuel mesurée (ligne continue) et polynomiale de cette vitesse (ligne pointillée) (a). Puissance (ligne continue) et Force (ligne pointillée) calculée à partir de l'accélération, la vitesse et la masse du même participant (b).

L'ISI a été calculé sur les données de vitesse directement mesurées au niveau des roues droites et gauches. L'asymétrie a été quantifiée au début lors des trois premières poussées, au milieu du sprint, regroupant tous les cycles de propulsion à partir du 4^{ème} après le démarrage et jusqu'au 6^{ème} avant la fin, puis à la fin du sprint durant les 5 derniers cycles. La différence de vitesse entre la roue droite et gauche signifie également des orientations vers la droite ou la gauche lors du déplacement en ligne droite. Dans ce cas, l'ISI peut être considéré comme une mesure indirecte du steering du déplacement en FRM.

5.7. Statistiques

Les tests statistiques ont été réalisés sur le logiciel R (Posit Team, 2023), avec l'environnement RStudio (Integrated Development Environment for R. Posit Software, PBC, Boston, MA. URL <http://www.posit.co/>) ainsi que le logiciel « Statistical Package

for the Social Sciences » (SPSS 26). Les détails des tests statistiques sont présentés dans chacune des études suivantes.

6. Chapitre 6 : Études réalisées

6.1. Organisation des études

Organisation des études autour des facteurs pouvant influencer une asymétrie bilatérale sur des mouvements dynamiques et fonctionnels chez des parasportifs

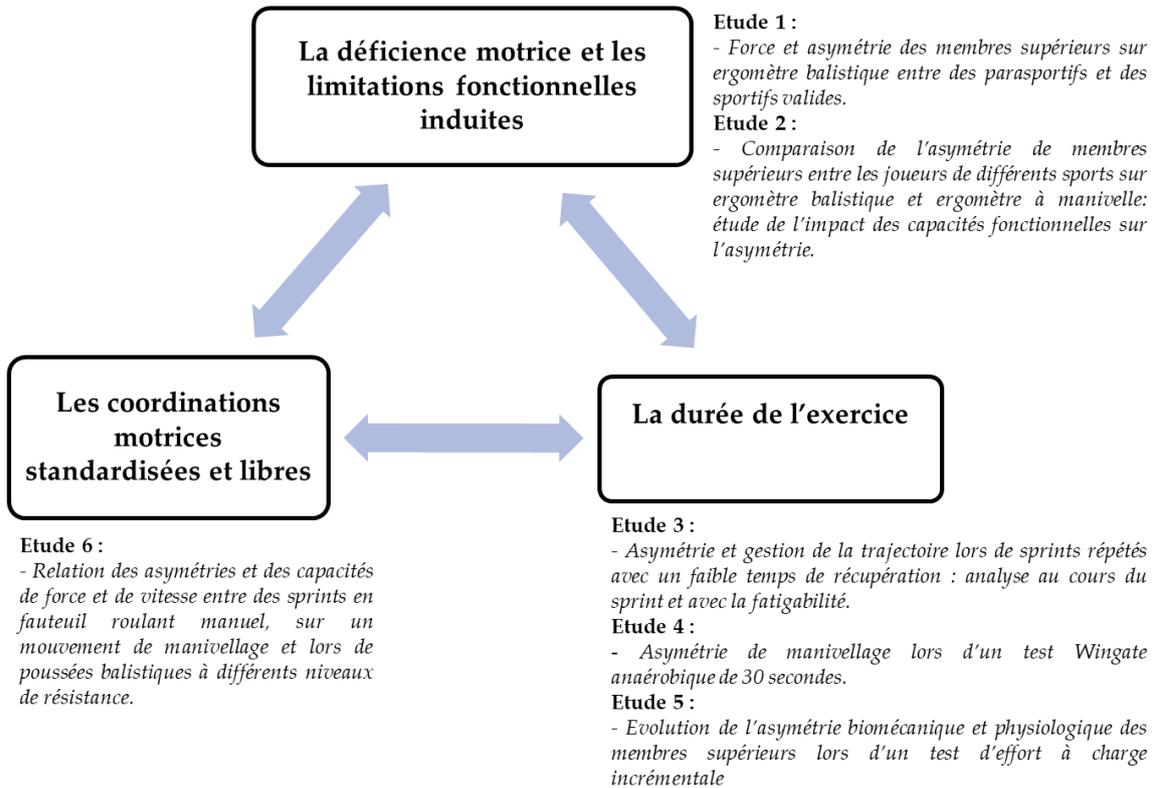


Figure 20 : Représentation schématique de l'organisation des travaux expérimentaux réalisés dans cette thèse.

6.2. Déficience motrice et limitations fonctionnelles induites

Dans cette première partie, nous allons nous concentrer sur les individus, et les différences d'asymétries qu'il peut y avoir entre les sportifs en fonction du handicap, et de la pratique sportive.

Parmi les deux études présentes dans cette partie, une est en cours de relecture pour une publication dans le journal *Frontiers in Psychology* (Étude 1) et l'autre a été accepté pour une communication orale au congrès VISTA en octobre 2023 au Caire (Égypte) (Étude 2).

Cette seconde étude sera prochainement soumise dans « *Scandinavian Journal of Medecin and Sport Science* » en lien avec l'intérêt porté à ces parasportifs dans les articles de cette revue.

Brassart F, Faupin A, Hays A, Watelain E, Weissland T. Upper limb strength and asymmetry on a ballistic ergometer between seated para-athletes and non-disabled athletes. *Frontiers in Psychology Movement Science* , research topic Adapted & (dis)Ability Sport . En deuxième révision.

Brassart F, Faupin A, Hays A, Watelain E, Weissland T. Comparison of upper limb asymmetry between ballistic or cycling movement: Relationship with sport and impairment on para-athletes. In *Proceedings of the VISTA Conference, Cairo, Egypt, 31 October - 3 November 2023*.

6.2.1. Étude 1 : Comparaison de l'asymétrie entre sportifs valides et parasportifs

Dans cette étude nous avons analysé l'asymétrie de force des membres supérieurs chez les para-athlètes (PA) et les athlètes valides (AB), et au sein du groupe para-athlètes, évalué l'impact des capacités abdominales sur la production de force et l'asymétrie. L'étude a porté sur 54 PA et 42 AB de diverses disciplines sportives. Les participants ont été soumis à un test standardisé impliquant des poussées balistiques sur un ergomètre spécialisé. L'indice de symétrie instantanée (ISI) et l'indice de symétrie (IS) ont été utilisés pour mesurer l'asymétrie.

Les résultats indiquent que les AB ont développé une force significativement plus élevée que les PA. Dans le groupe PA, ceux ayant des capacités abdominales (PAAC) étaient plus forts que ceux sans ou avec des capacités abdominales altérées (PANAC). L'ISI était significativement plus élevé pour les PA que pour les AB, mais pas significativement différent entre les PAAC et les PANAC. PA et AB avaient tendance à développer une force moyenne plus importante du côté gauche contrairement au côté dominant déclaré qui était en très grande majorité du côté droit. L'étude a également montré une bonne répétabilité de la valeur ISI sauf pour les essais sans résistance.

Nous concluons de cette étude que les PA présentent généralement une asymétrie plus importante que les AB, soulevant des questions sur son impact sur la performance et le besoin possible de correction. À l'inverse, contrairement à notre hypothèse de départ, les capacités abdominales ne semblaient pas avoir d'impact sur l'asymétrie des membres supérieurs dans la production de force lors des poussées balistiques. L'étude suggère qu'il est essentiel de comprendre les causes de l'asymétrie accrue chez les PA et recommande d'autres recherches utilisant la capture de mouvement et l'EMG pour offrir des informations précieuses sur ces asymétries.

Cette étude est l'une des rares à se concentrer sur l'asymétrie des membres supérieurs chez les PA, un facteur qui pourrait potentiellement affecter la performance et augmenter le risque de blessures. Il introduit également un nouveau seuil pour ce qui est considéré comme une asymétrie « normale », bien que cela devra être confirmé par de futures recherches. Les limites de l'étude comprennent la petite taille de l'échantillon de PA et la variabilité substantielle au sein de cette population. Les recherches futures pourraient se concentrer sur une cohorte plus large et explorer la relation entre les asymétries et le nombre de blessures chez les athlètes lors d'un suivi longitudinal.

Upper limb strength and asymmetry on a ballistic ergometer between seated para-athletes and non-disabled athletes

1 **Florian Brassart^{1,3*}, Arnaud Faupin¹, Arnaud Hays², Eric Watelain¹, Thierry Weissland³**

2 ¹ IAPS - N°201723207F, Université de Toulon, La Garde, France

3 ² HIPE Human Lab, Aix Marseille Université, Marseille, France

4 ³ IMS, UMR 5218, PMH_Dysco, Université de Bordeaux, Pessac, France

5 *** Correspondence:**

6 Florian Brassart*

7 florian.brassart@univ-tln.fr.

8 **Keywords: Asymmetry, upper limb, para-athletes, Horizontal ballistic push-off, Force-velocity**
9 **relationship**

10 Number of words: 3804

11 Number of tables: 3

12 Number of figures: 3

13 **Abstract**

14 Sitting para-athletes overused their upper limbs in daily life and physical activities, so they could
15 develop more strength asymmetries than non-disabled people. In this study, we hypothesize that Para-
16 athletes are more asymmetric in strength than non-disabled athletes. Para-athletes (PA) were composed
17 of wheelchair tennis, basketball, rugby, and cycling athletes (n = 54, 17 women and 37 men) divided
18 into two groups (with abdominal capacities (PAAC), n = 31 (10 women and 21 men), and without
19 abdominal capacities (PANAC), n = 23 (7 women and 16 men). Non-disabled athletes (AB) were
20 judokas and mixed sports athletes (n = 42, 13 women and 29 men). The test was performed seated on
21 a frictionless sled and consisted of measuring the force during ballistics push-ups at 4 load levels. The
22 force was measured using two Kistler force plates. Asymmetry was assessed using an Instantaneous
23 symmetry Index (ISI). AB and PAAC tend to develop more force than PANAC (respectively, $549 \pm$
24 135.5 ; 496.4 ± 131 and 424.6 ± 141.3 N). That difference was significant between AB and PANAC
25 ($p < 0.05$) for all loads. There were significant differences between PA and AB for ISI. With a graded
26 load push-up exercise, this study aimed to compare the strength symmetry between the upper limbs of
27 PA and AB. Our main results show that AB and PAAC tend to be stronger than PANAC. Abdominal
28 capacities seem useful for developing more Force. Additionally, the ISI was significantly higher,
29 indicating more asymmetry with PA compared to AB. The heterogeneity of our PA population could
30 be a limit because there was more variability in these groups. The Kappa coefficient showed a fair or
31 poor agreement for unloaded, faster recruitment movements, and indicated less reliability for
32 evaluating asymmetry. From push-up exercise, the mean value of ISI for PA was 0.06. This is lower
33 than results on wheelchair propulsion from Chénier *et al.*, 2017 (ISI = 0.2 ± 0.09). However, based on
34 the smallest worthwhile change in AB population the ISI value of 0.04 could be an interesting

35 indication threshold of the asymmetry with this index for this test to pay attention to para-sports
 36 practice.

37

38 **1 Introduction**

39 The study of functional asymmetry in the upper limbs is rarely conducted in non-disabled individuals
 40 (AB). In fact, in very few daily or sports activities, AB need to perform a symmetrical and repetitive
 41 movement with their upper limbs, unlike para-athletes (PA). Analyses of asymmetry are mainly
 42 observed during gait (Exell et al., 2012; Gilgen-Ammann et al., 2017), and cycling (Carpes et al., 2007; Smak et al.,
 43 1999) for sports performance and injury prevention (Barber et al., 1990; Noyes et al., 1991; Rohman et al., 2015).
 44 One activity that requires a study of upper body asymmetry, as it may be linked to performance, is
 45 swimming. A study by Bartolomeu *et al.* (2022) revealed a bilateral upper body asymmetry exceeding
 46 10 % during propulsive force in front crawl, backstroke, breaststroke, and butterfly stroke (Bartolomeu
 47 et al., 2022). In line with the work of Formosa *et al.* (2014), the authors suggest that upper limb
 48 asymmetry is normal in swimming and attributed to the differentiation of functions between the two
 49 limbs, where one limb generates more force during propulsion while the other plays a stabilizing and
 50 trajectory management role (Formosa et al., 2014). Dos Santos *et al.* in 2017 presented similar asymmetry
 51 values among swimmers during standardized out-of-water swimming gesture tests (Dos Santos et al.,
 52 2017). Consequently, observing asymmetry between the upper limbs in the non-disabled athletic
 53 population seems to be a normative occurrence and shouldn't be deemed problematic. However,
 54 wheelchair users exhibit a heightened risk of injuries, particularly musculoskeletal disorders in the
 55 shoulders, elbows, and wrists, due to the consistently high intensity required by the wheelchair
 56 propulsion gesture (Bayley et al., 1987; Boninger et al., 2000; Mulroy et al., 2004). In this context, an asymmetry
 57 might adversely affect wheelchair users (Soltau et al., 2015). Indeed, in comparison with non-disabled
 58 individuals, manual wheelchair users with multiple sclerosis were found to exhibit more significant
 59 asymmetries during wheelchair propulsion compared to individuals with spinal cord injuries and AB
 60 (Fay et al., 2004). It can be assumed that there were no differences between individuals with spinal cord
 61 injuries and AB. Furthermore, individuals with motor disabilities who rely on wheelchairs or
 62 exclusively use their upper limbs for mobility exhibit low levels of upper limb force asymmetry, as
 63 demonstrated in paraplegic subjects on a roller ergometer (Soltau et al., 2015). However, Schnorenberg *et*
 64 *al.* in 2014 showed kinematic and kinetic asymmetries in children using manual wheelchairs. The
 65 authors suggest that assessing asymmetry could help mitigate pain during the growth of these children
 66 (Schnorenberg et al., 2014). Hurd *et al.* in 2008 describe wheelchair propulsion as an asymmetrical task,
 67 emphasizing the importance of evaluating this parameter in this population (Hurd et al., 2008).
 68 Asymmetry has also been found to increase on uneven ground (Richter et al., 2007), with task difficulty
 69 (Soltau et al., 2015), and increasing rolling resistance (Hurd et al., 2009), suggesting that asymmetry increases
 70 with the intensity of the effort exerted during propulsion. It appears that upper limb asymmetries seem
 71 more problematic in individuals using manual wheelchairs. In a sporting context, asymmetries may
 72 limit performance and increase the risk of injuries, as suggested by authors assessing lower limb
 73 asymmetry in AB (Hewit et al., 2012; McElveen et al., 2010; Munro & Herrington, 2011). However, for PA, two
 74 studies were conducted on wheelchair rugby players about performances and asymmetry in wheelchair
 75 propulsion with different results. Goosey and colleagues observed higher asymmetry and higher
 76 performance results for wheelchair rugby players with more functional capacities compared to players
 77 with less functional capacities, based on their classification from the international wheelchair rugby
 78 federation (IWRF)(Goosey-Tolfrey et al., 2018; IWRF, 2021). Otherwise, Bakatchina and colleagues
 79 observed no significant difference between these two groups of wheelchair rugby players in peak
 80 velocity asymmetry at each propulsion cycle (Bakatchina et al., 2021).

81 To verify whether asymmetry is an important element to analyze in PA, this study aims to compare
82 force asymmetry between PA and AB. Given the considerable diversity within the para-athlete
83 population, the second objective is to investigate the impact of abdominal capacities on power
84 production and upper limb asymmetry during a standardized test. During a test primarily involving the
85 upper limbs, we hypothesize that PA without abdominal capacities will generate less power and more
86 asymmetry compared to PA with intact abdominal capacities and AB.

87

88 **2 Methods**

89 This study was approved by our local ethics committee (N°IDRCB: 2020-A02919-30), registered on
90 clinicaltrials.gov (NCT04748497) and the ethics committee of the CERSTAPS N°IRB00012476-
91 2022-29-11-212.

92 **2.1 Participants**

93 Para-athletes (PA) were composed of wheelchair tennis (n = 4), basketball (n= 26), rugby (n = 10),
94 wheelchair racing (n = 5), rowing (n= 1), and cycling (n = 9) athletes (n = 54, 17 women and 37 men)
95 divided into two groups (with abdominal capacities (PAAC), n = 30 (10 women and 20 men), and
96 without or with altered abdominal capacities (PANAC), n= 24 (7 women and 17 men). Non-disabled
97 athletes (AB, n = 42, 13 women and 29 men) came from sport university and practice in regional or
98 national club. They were judokas (n = 21), basketballer (n=1), runners (n=1), crossfiter (n=2), horse
99 riding (n= 1), soccer players (n = 3), footballer (n=1), gymnast (n=1), handballer (n = 1), hockey players
100 (n=4), swimmer (n=1), powerlifter (n=1), rugby player (n=2), triathlete (n=1) and volleyballer (n=1)
101 (Table 1).

102 The abdominal capacities were evaluated in function of the pathology of the athlete. In PAAC were
103 grouped athletes with low-level paraplegia (n = 13), lower limb amputees (n = 5), Spina bifida (n = 2),
104 limb agenesis (n = 4), poliomyelitis (n=1), patellofemoral dysplasia (n = 2), cerebral paralysis (n = 1),
105 monoplegia (n = 1), Charcot-Marie-Tooth disease (n = 1).

106 PANAC were grouped with complete and incomplete high-level paraplegia (n = 13) or incomplete
107 tetraplegia (n = 9). This group also included one athlete with Spina bifida and another with congenital
108 diseases.

109 Excluding training national team, all participants trained at least 4 days a week. Exclusion criteria
110 were current back or upper limb pain or injury. The impact of upper limb due to the pathology wasn't
111 an exclusion criteria in purpose to observe functional asymmetry in this condition too. The dominant
112 side was identified subjectively by asking participants, "Which is your strongest side?".

113

114

115

116

117

118 Table 1: Participants characteristics.

	PANAC (n=24)	PAAC (n=30)	AB (n=42)	<i>p</i>
Women/Men	7/17	10/20	13/29	
R _{dom} /L _{dom}	23/1	28/2	2/40	
Age (year)	33 (9)	30 (10)	21 (2)	** ^{μμ}
Mass (kg)	64 (10)	66 (11)	69 (12)	N.S.
Height (cm)	174 (13)	167 (19)	173 (9)	N.S.

119 *Data are mean (std), R_{dom} : Right self-declared dominant side, L_{dom} :Left self-declared dominant side,*
 120 *PANAC: para-athletes without abdominal capacities, PAAC: para-athletes with abdominal capacities,*
 121 *AB: non-disabled athletes. **: $p < 0.001$ Between AB and PAAC; ^{μμ} = $p < 0.001$, between AB and*
 122 *PANAC. "N.S." = no significant difference between groups.*

123 2.2 Materials

124 The ballistic ergometer was adapted from a lying participant's position to a seat position on a
 125 frictionless sled (INPI deposit n°FR2011204) that moved horizontally on rails (Macchi et al., 2021). Two
 126 Kistler force plates (Kistler 9260AA3 (0.5 x 0.3m), 2000 Hz), placed vertically, recorded the three-
 127 dimensional (3D) hand's push reaction force components. Sled horizontal displacement over time was
 128 recorded with an accuracy of 0.1 cm using a linear encoder attached to the sled. The loads moved
 129 vertically. A two-pulley system was made to connect the load to the sled (Figure 1).

130 2.3 Protocol design

131 A 10 min standardized warm-up on the horizontal ballistic push-offs machine consisted of free shoulder
 132 abduction/adduction, shoulder intern/ extern rotations with elastic attached along the front plane of the
 133 athletes and elbows, flexion/extension, and with elastic attached in front of them and the arm was
 134 parallel to the ground. A 5 min specific warm-up was done on the machine without and with low loads
 135 (maximum of 10 kg following the athletes feeling) to familiarize the participants with the installation
 136 and the gesture demands. This warm-up consisted of repeated submaximal push-off on the machine at
 137 low frequency. That installation was seat and attached to the sled with rigid scratch strap at the hips
 138 and abdomen levels for all groups. The start position was hands on the forceplates in front of gleno-
 139 humeral articulation. The distance between the sled and the forces plates in start position was
 140 established with an angle around 70° of elbow flexion (180° represent shoulder, elbow and wrist
 141 aligned) measured with a goniometer (Figure 1).

142 To limit the time of the experiment, a three second isometric test was used to individualize the load
 143 level during dynamic conditions. The isometric test was made in the start position (Figure 1). The
 144 experimentation design on the horizontal push-off machine involved a minimum of two ballistic push-
 145 offs in a seated position with a resistance of 0, 15, 30, and 45 % of the maximum force developed in
 146 the isometric test. More than two trials were necessary when the difference of force or velocity was
 147 higher than 10% of the first trial. The dynamic conditions were performed in a random order among
 148 the participants. They were asked to apply their force as rapidly as possible on the force plates (one
 149 under each hand) to reach the highest velocity at take-off. The shoulders abduction was not restricted
 150 during the pushes.

151

152

153 2.4 Data processing

154 The data were acquired and synchronized using LabVIEW software (2022, National Instruments
 155 Corporation, <https://www.ni.com/fr/shop/labview.html>) and subsequently analyzed utilizing
 156 MATLAB (MATLAB and Statistics Toolbox Release 2022b, The MathWorks, Inc., Natick, MA,
 157 USA). No filtering was applied to the data. The force pertained to the z-axis force data, aligned with
 158 the sled displacement axis. Velocity was computed by the derivative of the displacement, as measured
 159 by a linear encoder, with respect to a time frequency of 2000Hz. Analysis was conducted from the
 160 onset of sled displacement (threshold > 2 mm, denoted as t1) to the point where the normal component
 161 of the ground reaction force, as recorded by the two force plates, reached zero (indicative of hand take-
 162 off, denoted as t2). The impulse was determined as the integral of force over the push duration,
 163 spanning from t1 to t2 (Figure 2). The two trials exhibiting the highest power output, defined as the
 164 product of force and velocity, were retained for subsequent comparative analysis and to ascertain
 165 agreement using Cohen's Kappa. All subsequent results were derived from the trial exhibiting the
 166 highest power among these two.

167 The Instantaneous Symmetry Index (ISI) was calculated according to the method proposed by Chenier
 168 *et al.* (2017) (Chénier et al., 2017). The ISI was defined as the absolute area between the assessed variable's
 169 right and left side curves, normalized by the sum of the absolute areas under both curves (equation 1).

$$170 \quad ISI = \frac{\int_{t1}^{t2} |R - L| dt}{\int_{t1}^{t2} |R| dt + \int_{t1}^{t2} |L| dt} \quad (1)$$

172 R and L were the assessed variable on the right and left sides respectively, and t1 and t2 represented
 173 the start and the end of the period during which the ISI was calculated (Figure 2). The value of ISI is
 174 comprised between 0 and 1. A value of 0 means an instantaneous symmetry between t1 and t2. A value
 175 of 1 means at every instant, either one side was zero or both sides were of the opposite sign. The ISI
 176 was calculated using force data from the right and left force plates. Specifically, the ISI was computed
 177 from the force applied to the plates between the start of the sled displacement and the end of the push-
 178 off when the hands left the force plates. We calculated the ISI for each push-off at different load levels.

179 In purpose to analyze laterality, a symmetry index (SI) from the equation of Robinson *et al.*, in 1987
 180 (equation 2), was used. The data R and L represents the average of the right and the left force
 181 respectively, between t1 and t2. With this equation, the SI ranges form to -2 to +2. A positive value
 182 means, on average, participants developed more strength on the right side and a negative value means
 183 participants developed more strength on the left side and a SI equal to zero means a perfect symmetry
 184 between the average of the left and right force developpe during the push (Robinson et al., 1987).

$$185 \quad SI = \frac{(R - L)}{((R + L) * 0.5)} \quad (2)$$

187 2.5 Statistics analyze.

188 The data's normality was verified using the Shapiro-Wilk test, while the homoscedasticity was
 189 evaluated with Levene's test. Variables that followed a normal distribution are presented as mean
 190 (standard deviation), whereas those with a non-normal distribution are depicted as median [1st quartile;
 191 3rd quartile]. The instantaneous symmetry index, across the four resistance levels and the three groups,

192 was assessed using a two-factor ANOVA, followed by Bonferroni's post-hoc test. Depending on the
193 data distribution, either the Mann-Whitney U test or an independent sample t-test was employed to
194 contrast results among the three groups.

195 Analysis was conducted using R (Posit Team, 2023), RStudio (Integrated Development Environment
196 for R. Posit Software, PBC, Boston, MA. URL <http://www.posit.co/>) with “car” package ([https://r-
197 forge.r-project.org/projects/car/](https://r-forge.r-project.org/projects/car/)) and “multcomp” package (<http://multcomp.R-forge.R-project.org>).
198 An Intraclass Correlation Coefficient (ICC) was used to measure the repeatability of the ISI value
199 between trials at the same load with “psych” package (<https://r-forge.r-project.org/projects/r/>). To
200 assess the agreement between the two trials at each resistance in each group, Cohen’s Kappa (k) was
201 used. A $k = 1$ indicates a perfect agreement and a $k \leq 0$ indicates a total disagreement or an agreement
202 by chance (Read et al., 2020).

203

204

205

** insert figure 1 here**

206

207

208 **3 Results**

209 **3.1 Performances comparison**

210 The force, velocity, push time and impulse performances are depicted in Table 2. The authors observed
211 that AB develop significantly higher force than PA ($p < 0.0001$). Among the PA group, PAAC are
212 significantly stronger than PANAC. Regarding the velocity, the push time and the impulse of each
213 push-off, PAAC and AB tend to develop better performances than PANAC.

214

215

216

217

218

219

220

221

222

223

224 Table 2: Asymmetry and performances between groups at each load levels.

		PANAC (n=24)	PAAC (n=30)	AB (n=42)	p
load_0%	ISI	0.04 [0.03; 0.07]	0.05 [0.03; 0.07]	0.03 [0.02; 0.04]	*.μ
	SI	-0.01 [-0.03; 0.01]	-0.03 [-0.14; 0.01]	0 [-0.04; 0.03]	N.S.
	Mean Velocity (m.s ⁻¹)	0.92 (0.23)	1.03 (0.22)	0.99 (0.13)	N.S.
	Mean Force (N)	369.2 (113.0)	437.2 (105.2)	477.8 (98.1)	μμ
	Impulse (N.s ⁻¹)	191.2 (43.5)	209.7 (40.4)	228.6 (38.3)	μ
	Push Time (s)	0.53 (0.08)	0.49 (0.08)	0.48 (0.05)	μ
load_15%	ISI	0.05 [0.03; 0.07]	0.05 [0.03; 0.08]	0.03 [0.03; 0.04]	*
	SI	-0.03 [-0.06; 0.02]	-0.04 [-0.13; 0.02]	0 [-0.04; 0.04]	N.S.
	Mean Velocity (m.s ⁻¹)	0.74 (0.21)	0.84 (0.16)	0.81 (0.08)	£
	Mean Force (N)	411.8 (129.8)	472.0 (119.6)	520.2 (117.5)	μ
	Impulse (N.s ⁻¹)	270.3 (67.8)	289.5 (62.7)	305.6 (66.2)	N.S.
	PushTime (s)	0.67 (0.11)	0.62 (0.09)	0.59 (0.06)	μ
load_30%	ISI	0.04 [0.03; 0.06]	0.05 [0.03; 0.09]	0.03 [0.02; 0.04]	*.μ
	SI	-0.02 [-0.07; 0.02]	-0.05 [-0.13; 0.01]	0 [-0.04; 0.04]	*
	Mean Velocity (m.s ⁻¹)	0.61 (0.15)	0.66 (0.12)	0.64 (0.09)	N.S.
	Mean Force (N)	437.0 (144.9)	513.3 (124.3)	569.6 (129.0)	μμ
	Impulse (N.s ⁻¹)	338.1 (91.4)	376.8 (77)	398.6 (94.7)	μ
	PushTime (s)	0.8 (0.21)	0.74 (0.11)	0.7 (0.08)	μ
load_45%	ISI	0.05 [0.03; 0.06]	0.04 [0.02; 0.04]	0.03 [0.02; 0.04]	**, μ
	SI	-0.03 [-0.08; 0.02]	-0.05 [-0.12; 0.02]	0 [-0.03; 0.04]	N.S.
	Mean Velocity (m.s ⁻¹)	0.47 (0.14)	0.53 (0.11)	0.52 (0.07)	N.S.
	Mean Force (N)	482.7 (158.5)	561.4 (143.3)	628.3 (147.5)	μμ
	Impulse (N.s ⁻¹)	464.4 (139)	484 (132)	507.4 (123.1)	N.S.
	PushTime (s)	1 (0.32)	0.87 (0.16)	0.81 (0.1)	μμ, £
Average all loads	ISI	0.04 [0.03; 0.07]	0.05 [0.03; 0.08]	0.03 [0.02; 0.04]	**, μμ
	SI	-0.02 [-0.07; 0.02]	-0.04 [-0.12; 0.01]	0 [-0.04; 0.04]	**, μ
	Mean Velocity (m.s ⁻¹)	0.69 (0.25)	0.76 (0.24)	0.74 (0.2)	£
	Mean Force (N)	424.6 (141.3)	496.4 (131.0)	549 (135.5)	*, μμ, ££
	Impulse (N.s ⁻¹)	316 (135.7)	340 (132.4)	360.1 (135.2)	μ
	PushTime (s)	0.75 (0.26)	0.68 (0.18)	0.65 (0.14)	μμ, £

225 Data are median [1st quartile; 3rd quartile] for ISI and SI ; and data are mean (std) for Mean
 226 Velocity, Mean Force, Mean Impulse and Push Time. PANAC: para-athletes without abdominal
 227 capacities, PAAC: para-athletes with abdominal capacities, AB: non-disabled athletes, ISI is the
 228 Instantaneous symmetry index, SI is the Symmetry Index and |SI| is the absolute value of the
 229 Symmetry Index

230 * and ** correspond to $p < 0.05$ and $p < 0.001$ respectively, between AB and PAAC. μ and μμ
 231 correspond to $p < 0.05$ and $p < 0.001$ respectively, between AB and PANAC. £ and ££ correspond to p
 232 < 0.05 and $p < 0.001$ respectively, between PAAC and PANAC. NS: no significant difference between
 233 groups.

234

235

236

237

238

**** insert figure 2 here****

239

240

241

242 3.2 Asymmetry

243 The measurement of asymmetry is depicted in Figure 2 and Table 2. There was a significant difference
244 between AB and PA groups for ISI (AB vs PAAC $p < 0.0001$, AB vs PANAC $p < 0.0001$, and PAAC
245 vs PANAC $p = 0.66$). There was more variability between participants for PA than AB group,
246 especially for PAAC (Figure 3). When examining the laterality of asymmetry, both PA and AB tend
247 to be stronger on the left side than on the right side (for AB, SI = -0.004, for PAAC, SI = -0.055, and
248 for PANAC, SI = -0.019 on average).

249

250

251

**** insert figure 3 here****

252

253

254 A decrease in force is observed across all groups with an increase in velocity (Table 2), with no
255 significant difference in the measurement of asymmetry at each resistance level. The measures of
256 asymmetry between two trials with the same resistance are correlated. The results of the intra-class
257 correlation coefficient demonstrate good repeatability of the asymmetry value with the instantaneous
258 symmetry index (ICC single fixed raters $r = 0.86$, $p < 0.0001$). Concerning laterality between the two
259 trials, the kappa coefficient shows different levels of agreement between groups and resistances. For
260 the trials without load (load 0 %) the value of Kappa represents a fair agreement for AB ($k = 0.3$) and
261 a slight agreement for PAAC and PANAC (respectively $k = 0.07$ and $k = 0.04$). For trials with load,
262 the value of Kappa represents at least a substantial agreement in all groups and almost perfect
263 agreement for PANAC during trials with 15 % and 45 % of resistance (Table 3).

264

265

266 Table 3: Kappa coefficients and descriptive levels of agreement of side dominance between repeated
 267 measures at each resistance for each group.

<i>Groups/Resistance</i>	<i>Kappa Coefficient</i>	<i>Agreement Interpretation</i>
<i>PANAC</i>		
load 0%	0.04	Slight
load 15%	0.89	Almost Perfect
load 30%	0.74	Substantial
load 45%	0.90	Almost Perfect
<i>PAAC</i>		
load 0%	0.07	Slight
load 15%	0.70	Substantial
load 30%	0.62	Substantial
load 45%	0.70	Substantial
<i>AB</i>		
load 0%	0.30	Fair
load 15%	0.62	Substantial
load 30%	0.76	Substantial
load 45%	0.66	Substantial

268 *PANAC: para-athletes without abdominal capacities, PAAC: para-athletes with abdominal capacities,*

269 *AB: non-disabled athletes*

270 **4 Discussion**

271 Our main findings demonstrate significant differences in impulse and force, between groups. AB
 272 developed more force than PA, moreover, AB and PAAC developed more impulse and force than
 273 PANAC. Additionally, the Instantaneous Symmetry Index (ISI) was significantly higher for PA
 274 compared to AB but not significantly different between PAAC and PANAC.

275 **4.1 Performances comparison**

276 To ensure that both non-disabled athletes and para-athletes executed the movement under uniform
 277 conditions, thereby minimizing trunk muscle compensation during each push, participants were
 278 secured to the sled's rear, aligning with the abdomen and hips. Nevertheless, pronounced force
 279 disparities were evident among the three groups across all load levels. The AB group exhibited greater
 280 force than the PAAC, which in turn was stronger than the PANAC for similar mass athletes between
 281 groups. Despite observing a consistent trend across each load, the force difference was statistically
 282 significant only between the AB and PANAC groups. Concerning velocity, push time, and impulse,
 283 only minimal differences were noted, potentially attributable to the individualized resistances. Broadly
 284 speaking, the PANACs exhibited the least efficient outcomes. It can be inferred that during this pushing
 285 action on the ergometer, the functional capabilities of the abdomen and lower limbs, which facilitate
 286 superior upper body balance in a seated posture, enhance strength development on the forceplate. This
 287 supposition aligns with findings from various studies that discuss a "kinetic chain deficit," which
 288 impedes optimal force transfer between the point of support and the upper limbs (Fairbairn & Bliven,
 289 2019; Heyward et al., 2017; Mayrhuber et al., 2022).

290 4.2 Asymmetry

291 In this study, we used two symmetry indices, each offering advantages and disadvantages. The absolute
 292 value Symmetry Index (SI) is commonly employed, allowing for a simple comparison of asymmetries
 293 across a population with various types of data (Carpes et al., 2007; Robinson et al., 1987). However, relying
 294 solely on the average values of the right and left sides of the analyzed movement may underestimate
 295 temporal or positional asymmetries that could arise if the participant generates an equal force on both
 296 sides but not simultaneously. This raises considerations about motor coordination asymmetries and
 297 limb specialization rather than solely force asymmetries. The ISI, proposed by Chénier in 2017,
 298 highlights all temporal or spatial asymmetries and differences in force amplitude. However, its value
 299 alone is insufficient; it provides an overview of the asymmetries comprising the analyzed movement
 300 for the chosen variable. It proves particularly valuable as a complementary analysis to lateral
 301 asymmetry, as we performed in this study when combined with a SI without absolute values. Using
 302 this SI, a left-side dominance in force development emerges for all groups in this test, which contrasts
 303 with most participants who are self-declared right-handed (Table 1). Concerning the laterality of
 304 asymmetry, it is necessary to observe whether it varies between different trials. The Kappa coefficient
 305 highlighted a substantial or almost perfect agreement between trials with resistance for all groups.
 306 However, in trials without resistance, meaning no load attached to the sled was found a fair or poor
 307 agreement, suggesting that the variability of asymmetry was as individual as it was inter-participants.
 308 This resistance-free trial is the most challenging to perform correctly as it requires a very fast
 309 recruitment of force to be effective, given the short push time and high velocity of movement (Table
 310 2). Therefore, the authors suggest that it is not recommended to evaluate asymmetry on very fast
 311 movements, as the assessment of the dominant side during this test seems to be due to chance.

312 Despite the previously described changes in force, velocity, and power, no significant differences in
 313 asymmetry were observed based on resistance levels. Participants were instructed to perform the push-
 314 off as fast and forcefully as possible. The only variation between the trials was the load to be moved,
 315 but not the intensity of effort. This influenced the developed force and the velocity of movement. This
 316 differs from protocols on lower limbs that study asymmetry based on pedaling speed (Smak et al., 1999).
 317 In that study, lower pedaling speed resulted in a decrease in effort intensity.

318 The thinking about the asymmetry threshold is still a topic of ongoing research and discussion. There
 319 is no universally agreed-upon threshold that defines what level of asymmetry is considered significant
 320 or problematic. Different studies and researchers may use different criteria or thresholds based on their
 321 specific context and objectives (Dos'Santos et al., 2021). Moreover, it's important to consider that the
 322 assessment of asymmetry can vary depending on the specific measurement or variable being analyzed
 323 (Brassart et al., 2023). The suggestion of a threshold to distinguish normal asymmetry from abnormal
 324 asymmetry could be beneficial in analyzing an imbalance between the upper limbs in other populations,
 325 whether they are AB or not. Referring to the method used by Lockie *et al.* in 2013 and 2014, the
 326 threshold can be defined as the sum of the average and the smallest worthwhile change (0.2 according
 327 to Hopkins, 2004), multiplied by the standard deviation of the AB group (Hopkins, 2004; Lockie et al., 2013,
 328 2014). Thus, with the Interlimb Symmetry Index (ISI), a symmetry threshold considered normal is under
 329 0.04. Furthermore, this implies that PA on average present an asymmetry considered abnormal in
 330 contexts such as handbike or linear wheelchair propulsion where a symmetrical motion is more
 331 efficient. This threshold seems low, and subsequent studies are essential to either validate or challenge
 332 this threshold and to establish a connection with performance metrics and injury risk

333 Of the no consensus in the literature, further study must continue to evaluate if this asymmetry can
334 impact performance and increase risks of injurie and whether it should be corrected as much as possible
335 (Maloney, 2019).

336 **4.3 Limitations**

337 One inherent limitation of this study, in addition to the small sample of PA, is the substantial variability
338 present within the athlete population with impairments, resulting in a highly diverse and heterogeneous
339 sample. An over-limitation is the age difference between PA and AB groups (Table 1) because para-
340 athletes in activity are older than AB on average. Furthermore, it is difficult to recruit high-level
341 athletes with physical impairments due to the wide geographical distribution, making it difficult to
342 access specialized laboratory-based measurement systems. Consequently, the recruitment of large
343 cohorts of high-level athletes becomes particularly challenging within this population. Moreover, four
344 wheelchair rugby players in PANAC group and 1 in PAAC group presented upper limb asymmetries
345 due to their pathologies and could increase the variability of our results.

346 **4.4 Perspectives**

347 There was a greater asymmetry in the PA groups compared to the AB group. It would be worthwhile
348 to study the causes of this increased asymmetry in this population, whether they are related to their
349 pathologies, daily manual wheelchair use, or their sports practice. Although the threshold may appear
350 to be marginal, it marks the inaugural application of the ISI within this protocol. Subsequent research
351 is indispensable to further probe this value using this index, be it in analogous or varied movements,
352 as unilateral push, with the objective of procuring reference standards. It would be beneficial to
353 increase the number of participants and compare range of motion asymmetries using motion capture,
354 and muscular activities using electromyography during this movement among these three populations.
355 This would provide further insights into the origin of these asymmetries. Moreover, it would be
356 interesting to quantify the impact on functional asymmetry and the effect of the compensation based
357 on the type of movement. Also, with a longitudinal study, the relationship between asymmetries and
358 the number of injuries by athletes could be analyzed.

359 **4.5 Conclusion**

360 It was observed that para- athletes typically display an asymmetry considered abnormal according to
361 the proposed threshold which could aid in analyzing upper limb imbalances. It raises questions about
362 its impact on performance and the possible need for correction. Moreover, the abdominal capacities
363 seem have no impact on upper limb asymmetry in force production during ballistic push off. The role
364 of resistance in asymmetry, although not significant in this context, warrants further exploration.
365 Moving forward, understanding the causes of heightened asymmetry in para-athletes, considering
366 factors such as pathology, daily wheelchair use, and sports practice, is critical. Employing motion
367 capture and electromyography could offer valuable insights into these asymmetries, aiding in the
368 development of personalized training and preventive strategies.

369

370 **5 Supplementary Material**

371 The data that support the findings of this study are available from the corresponding author upon
372 reasonable request.

373 **6 Conflict of Interest**

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

376 **7 Author Contributions**

377 Conceptualization, Florian Brassart and Thierry Weissland; Formal analysis, Florian Brassart;
378 Funding acquisition, Arnaud Faupin; Investigation, Florian Brassart ; Methodology, Florian Brassart
379 and Arnaud Hays; Project administration, Arnaud Faupin; Resources, Arnaud Faupin, Arnaud Hays
380 and Thierry Weissland; Software, Florian Brassart, Arnaud Hays; Supervision, Thierry Weissland;
381 Validation, Arnaud Faupin, Thierry Weissland, Eric Watelain, and Arnaud Hays; Visualization,
382 Florian Brassart; Writing – original draft, Florian Brassart; Writing – review & editing, Arnaud
383 Faupin, Thierry Weissland, Eric Watelain, and Arnaud Hays. All authors have read and agreed to the
384 published version of the manuscript.

385 **8 Funding**

386 This work has benefited from state aid, managed by the National Research Agency (ANR) under the
387 "Investment for the Future" program bearing the reference ANR-19-STHP-0005.

388 **9 Acknowledgments**

389 The authors thank para-athletes, athletes, and their coaches for their participation in this study. The
390 authors thank also the HIPE Human lab team as well as, Sadate Bakatchina, Ilona Alberca, Opale
391 Vigier, Lorian Honnorat, Zoe Pomarat, Clément Lipps and Julien Echarry for their help with the
392 experiments.

393 **10 References**

- 394 Bakatchina, S., Weissland, T., Astier, M., Pradon, D., & Faupin, A. (2021). Performance, asymmetry
395 and biomechanical parameters in wheelchair rugby players. *Sports Biomechanics*, 1-14.
396 <https://doi.org/10.1080/14763141.2021.1898670>
- 397 Barber, S. D., Noyes, F. R., Mangine, R. E., McCloskey, J. W., & Hartman, W. (1990). Quantitative
398 assessment of functional limitations in normal and anterior cruciate ligament-deficient knees.
399 *Clinical Orthopaedics and Related Research*, 255, 204-214.
- 400 Bartolomeu, R. F., Rodrigues, P., Santos, C. C., Costa, M. J., & Barbosa, T. M. (2022). Is There Any
401 Effect of Symmetry on Velocity of the Four Swimming Strokes? *Symmetry*, 14(1), Article 1.
402 <https://doi.org/10.3390/sym14010012>
- 403 Bayley, J. C., Cochran, T. P., & Sledge, C. B. (1987). The weight-bearing shoulder. The
404 impingement syndrome in paraplegics. *The Journal of Bone and Joint Surgery. American*
405 *Volume*, 69(5), Article 5.
- 406 Boninger, M. L., Baldwin, M., Cooper, R. A., Koontz, A., & Chan, L. (2000). Manual wheelchair
407 pushrim biomechanics and axle position. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*,
408 81(5), Article 5.
- 409 Brassart, F., Faupin, A., Hays, A., Watelain, E., & Weissland, T. (2023). Relationship of Force–
410 Velocity Profile between Field Sprints and Lab Ballistic or Cycling Ergometer for Wheelchair
411 Basketball Players. *Applied Sciences*, 13(13), 7469. <https://doi.org/10.3390/app13137469>

- 412 Carpes, F. P., Rossato, M., Faria, I. E., & Bolli Mota, C. (2007). Bilateral pedaling asymmetry during
413 a simulated 40-km cycling time-trial. *The Journal of Sports Medicine and Physical Fitness*,
414 47(1), 51-57.
- 415 Chénier, F., Malbequi, J., & Gagnon, D. H. (2017). Proposing a new index to quantify instantaneous
416 symmetry during manual wheelchair propulsion. *Journal of Biomechanics*, 51, 137-141.
417 <https://doi.org/10.1016/j.jbiomech.2016.11.069>
- 418 Dos Santos, K. B., Bento, P. C. B., Pereira, G., Payton, C., & Rodacki, A. L. F. (2017). Front Crawl
419 Swimming Performance and Bi-Lateral Force Asymmetry during Land-Based and Tethered
420 Swimming Tests. *Journal of Sports Science & Medicine*, 16(4), 574-580.
- 421 Dos'Santos, T., Thomas, C., & Jones, P. A. (2021). Assessing Interlimb Asymmetries : Are We
422 Heading in the Right Direction? *Strength & Conditioning Journal*, 43(3), 91.
423 <https://doi.org/10.1519/SSC.0000000000000590>
- 424 Exell, T. A., Gittoes, M. J. R., Irwin, G., & Kerwin, D. G. (2012). Gait asymmetry : Composite
425 scores for mechanical analyses of sprint running. *Journal of Biomechanics*, 45(6), 1108-1111.
426 <https://doi.org/10.1016/j.jbiomech.2012.01.007>
- 427 Fairbairn, J. R., & Bliven, K. C. H. (2019). Incidence of Shoulder Injury in Elite Wheelchair Athletes
428 Differ Between Sports : A Critically Appraised Topic. *Journal of Sport Rehabilitation*, 28(3),
429 294-298. <https://doi.org/10.1123/jsr.2017-0360>
- 430 Fay, B. T., Boninger, M. L., Fitzgerald, S. G., Souza, A. L., Cooper, R. A., & Koontz, A. M. (2004).
431 Manual wheelchair pushrim dynamics in people with multiple sclerosis. *Archives of Physical
432 Medicine and Rehabilitation*, 85(6), 935-942. <https://doi.org/10.1016/j.apmr.2003.08.093>
- 433 Formosa, D. P., Sayers, M. G. L., & Burkett, B. (2014). Quantifying stroke coordination during the
434 breathing action in front-crawl swimming using an instantaneous net drag force profile.
435 *Journal of Sports Sciences*, 32(18), 1729-1737.
436 <https://doi.org/10.1080/02640414.2014.915424>
- 437 Gilgen-Ammann, R., Taube, W., & Wyss, T. (2017). Gait Asymmetry During 400- to 1000-m High-
438 Intensity Track Running in Relation to Injury History. *International Journal of Sports
439 Physiology and Performance*, 12(Suppl 2), S2157-S2160. <https://doi.org/10.1123/ijsspp.2016-0379>
- 441 Goosey-Tolfrey, V. L., Vegter, R. J. K., Mason, B. S., Paulson, T. A. W., Lenton, J. P., van
442 der Scheer, J. W., & van der Woude, L. H. V. (2018). Sprint performance and propulsion
443 asymmetries on an ergometer in trained high- and low-point wheelchair rugby players.
444 *Scandinavian Journal of Medicine & Science in Sports*, 28(5), Article 5.
445 <https://doi.org/10.1111/sms.13056>
- 446 Hewit, J., Cronin, J., & Hume, P. (2012). Multidirectional Leg Asymmetry Assessment in Sport.
447 *Strength & Conditioning Journal*, 34(1), 82. <https://doi.org/10.1519/SSC.0b013e31823e83db>
- 448 Heyward, O. W., Vegter, R. J. K., Groot, S. de, & Woude, L. H. V. van der. (2017). Shoulder
449 complaints in wheelchair athletes : A systematic review. *PLOS ONE*, 12(11), e0188410.
450 <https://doi.org/10.1371/journal.pone.0188410>
- 451 Hopkins, W. G. (2004). *How to Interpret Changes in an Athletic Performance Test*. 8, 1-7.
- 452 Hurd, W. J., Morrow, M. M. B., Kaufman, K. R., & An, K.-N. (2009). Wheelchair propulsion
453 demands during outdoor community ambulation. *Journal of Electromyography and*

- 454 *Kinesiology: Official Journal of the International Society of Electrophysiological*
455 *Kinesiology*, 19(5), 942-947. <https://doi.org/10.1016/j.jelekin.2008.05.001>
- 456 Hurd, W. J., Morrow, M. M., Kaufman, K. R., & An, K.-N. (2008). Biomechanic evaluation of
457 upper-extremity symmetry during manual wheelchair propulsion over varied terrain. *Archives*
458 *of Physical Medicine and Rehabilitation*, 89(10), 1996-2002.
459 <https://doi.org/10.1016/j.apmr.2008.03.020>
- 460 IWRF. (2021). *IWRF Classification Rules 2021*. 135.
- 461 Lockie, R. G., Callaghan, S. J., Berry, S. P., Cooke, E. R. A., Jordan, C. A., Luczo, T. M., &
462 Jeffriess, M. D. (2014). Relationship between unilateral jumping ability and asymmetry on
463 multidirectional speed in team-sport athletes. *Journal of Strength and Conditioning Research*,
464 28(12), 3557-3566. <https://doi.org/10.1519/JSC.0000000000000588>
- 465 Lockie, R. G., Schultz, A. B., Callaghan, S. J., & Jeffriess, M. D. (2013). The effects of isokinetic
466 knee extensor and flexor strength on dynamic stability as measured by functional reaching.
467 *Isokinetics and Exercise Science*, 21(4), 301-309. <https://doi.org/10.3233/IES-130501>
- 468 Macchi, R., Vercruyssen, F., Hays, A., Aubert, G., Exubis, G., Chavet, P., Goubert, E., Souron, R.,
469 Kunimasa, Y., & Nicol, C. (2021). Sex Influence on the Functional Recovery Pattern After a
470 Graded Running Race : Original Analysis to Identify the Recovery Profiles. *Masson*, 12,
471 649396. <https://doi.org/10.3389/fphys.2021.649396>
- 472 Maloney, S. J. (2019). The Relationship Between Asymmetry and Athletic Performance : A Critical
473 Review. *Journal of Strength and Conditioning Research*, 33(9), 2579-2593.
474 <https://doi.org/10.1519/JSC.00000000000002608>
- 475 Mayrhuber, L., Rietveld, T., De Vries, W., Van Der Woude, L. H. V., De Groot, S., & Vegter, R. J.
476 K. (2022). A Scoping Review on Shoulder Injuries of Wheelchair Tennis Players : Potential
477 Risk-Factors and Musculoskeletal Adaptations. *Frontiers in Rehabilitation Sciences*, 3,
478 862233. <https://doi.org/10.3389/fresc.2022.862233>
- 479 McElveen, M. T., Riemann, B. L., & Davies, G. J. (2010). Bilateral comparison of propulsion
480 mechanics during single-leg vertical jumping. *Journal of Strength and Conditioning*
481 *Research*, 24(2), 375-381. <https://doi.org/10.1519/JSC.0b013e3181c06e0b>
- 482 Mulroy, S. J., Farrokhi, S., Newsam, C. J., & Perry, J. (2004). Effects of spinal cord injury level on
483 the activity of shoulder muscles during wheelchair propulsion : An electromyographic study.
484 *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, 85(6), 925-934.
485 <https://doi.org/10.1016/j.apmr.2003.08.090>
- 486 Munro, A. G., & Herrington, L. C. (2011). Between-Session Reliability of Four Hop Tests and the
487 Agility T-Test. *The Journal of Strength & Conditioning Research*, 25(5), 1470.
488 <https://doi.org/10.1519/JSC.0b013e3181d83335>
- 489 Noyes, F. R., Barber, S. D., & Mangine, R. E. (1991). Abnormal lower limb symmetry determined by
490 function hop tests after anterior cruciate ligament rupture. *The American Journal of Sports*
491 *Medicine*, 19(5), 513-518. <https://doi.org/10.1177/036354659101900518>
- 492 Read, P. J., Michael Auliffe, S., Wilson, M. G., & Graham-Smith, P. (2020). Lower Limb Kinetic
493 Asymmetries in Professional Soccer Players With and Without Anterior Cruciate Ligament
494 Reconstruction : Nine Months Is Not Enough Time to Restore “Functional” Symmetry or
495 Return to Performance. *The American Journal of Sports Medicine*, 48(6), 1365-1373.
496 <https://doi.org/10.1177/0363546520912218>

- 497 Richter, W. M., Rodriguez, R., Woods, K. R., & Axelson, P. W. (2007). Consequences of a cross
498 slope on wheelchair handrim biomechanics. *Archives of Physical Medicine and*
499 *Rehabilitation*, 88(1), 76-80. <https://doi.org/10.1016/j.apmr.2006.09.015>
- 500 Robinson, R. O., Herzog, W., & Nigg, B. M. (1987). Use of force platform variables to quantify the
501 effects of chiropractic manipulation on gait symmetry. *Journal of Manipulative and*
502 *Physiological Therapeutics*, 10(4), 172-176.
- 503 Rohman, E., Steubs, J. T., & Tompkins, M. (2015). Changes in involved and uninvolved limb
504 function during rehabilitation after anterior cruciate ligament reconstruction : Implications for
505 Limb Symmetry Index measures. *The American Journal of Sports Medicine*, 43(6),
506 1391-1398. <https://doi.org/10.1177/0363546515576127>
- 507 Schnorenberg, A. J., Slavens, B. A., Wang, M., Vogel, L. C., Smith, P. A., & Harris, G. F. (2014).
508 Biomechanical model for evaluation of pediatric upper extremity joint dynamics during
509 wheelchair mobility. *Journal of Biomechanics*, 47(1), 269-276.
510 <https://doi.org/10.1016/j.jbiomech.2013.11.014>
- 511 Smak, W., Neptune, R. R., & Hull, M. L. (1999). The influence of pedaling rate on bilateral
512 asymmetry in cycling. *Journal of Biomechanics*, 32(9), Article 9.
513 [https://doi.org/10.1016/S0021-9290\(99\)00090-1](https://doi.org/10.1016/S0021-9290(99)00090-1)
- 514 Soltau, S. L., Slowik, J. S., Requejo, P. S., Mulroy, S. J., & Neptune, R. R. (2015). An Investigation
515 of Bilateral Symmetry During Manual Wheelchair Propulsion. *Frontiers in Bioengineering*
516 *and Biotechnology*, 3. <https://doi.org/10.3389/fbioe.2015.00086>
- 517
518

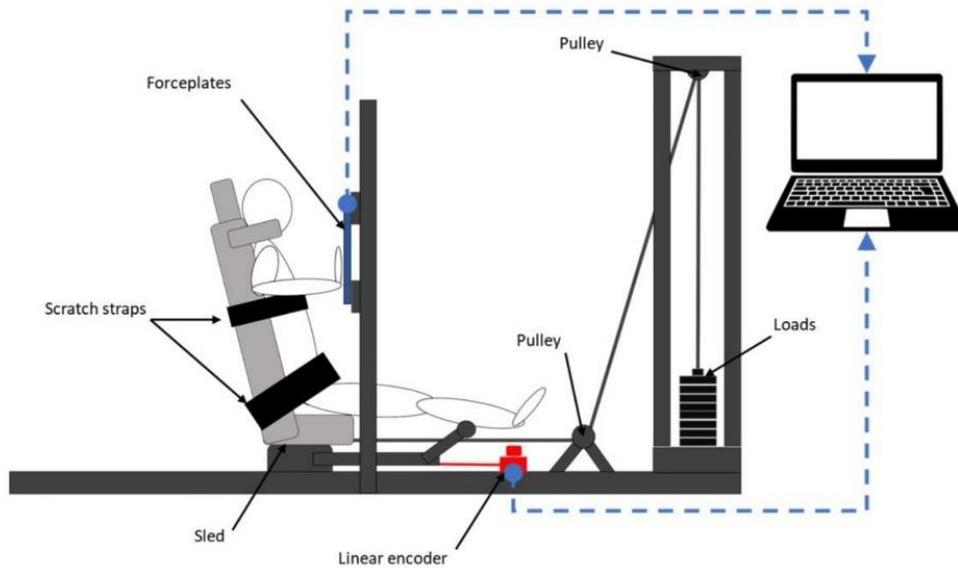


Figure 1: Representation of the experimental set-up on the ballistic ergometer with a participant in the start position.

519

520

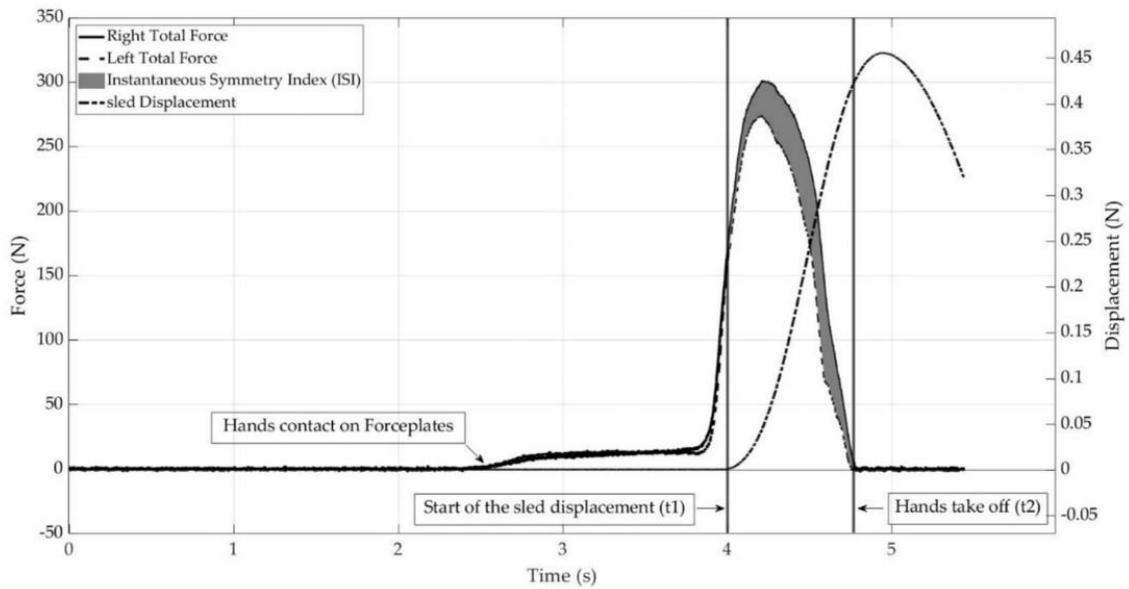


Figure 2: Effect on the instantaneous symmetry index (ISI; grey area) on the horizontal force of the right side (solid line), left side (dashed line), and displacement (dot-dashed line) curves as a function of time for a typical participant with 30% of load resistive. The two vertical black lines represent the beginning and the end of the push-off during displacement.

521

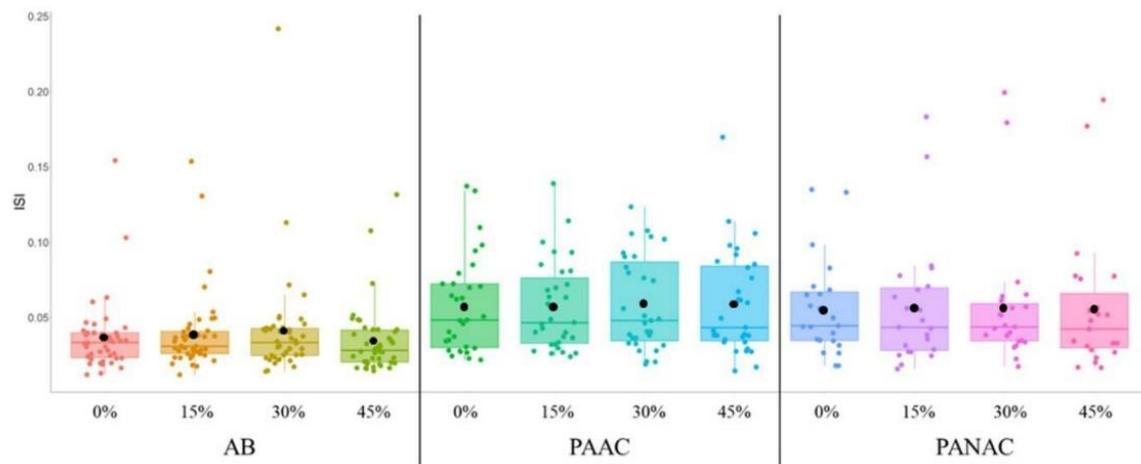


Figure 2: Instantaneous Symmetry Index (ISI) between groups at different levels of resistance (0%, 15%, 30% and 45%). Boxplots represent median and quartiles and the black dots represent the mean.

PANAC: para-athletes without abdominal capacities, PAAC: para-athletes with abdominal capacities, AB: able-bodied athletes

522

6.2.2. Étude 2 : Comparaison de l'asymétrie de membres supérieurs entre les joueurs de différents sports sur ergomètre balistique et ergomètre à manivelle : étude de l'impact des capacités fonctionnelles sur l'asymétrie

Dans cette deuxième étude portant sur l'asymétrie en fonction des caractéristiques des individus, nous avons pris en compte le sport pratiqué dans notre analyse. Ainsi, nous avons exploré l'asymétrie et les performances des membres supérieurs chez les PA, en particulier des joueurs de basketball en fauteuil roulant (WB), de rugby en fauteuil roulant (WR) et des paracyclistes handbikers (HB). Vingt-neuf PA masculins ont été divisés en deux sous-groupes en fonction de leurs capacités abdominales (PAAC et PANAC). Ils ont réalisé deux tests : un test sur ergomètre balistique (HBP) et un test de sprint sur ergomètre à manivelle (ACE). Les deux tests ont été effectués à trois niveaux de résistance individualisés, et un indice de symétrie instantanée (ISI) a été calculé pour mesurer l'asymétrie.

Les résultats ont révélé une forte corrélation entre la puissance et la force théorique dans les tests HBP et ACE, mais aucune relation significative n'a été trouvée dans l'ISI entre les tests. Les joueurs de WB ont montré la plus grande puissance, vitesse et force, suivis des joueurs de HB et WR. Les athlètes avec des capacités abdominales (PAAC) ont surpassé ceux sans (PANAC). Des différences significatives de force et de vitesse ont été observées entre les tests HBP et ACE dans tous les sports et les pour les deux sous-catégories (PAAC et PANAC). L'asymétrie de force, mesurée par l'ISI, était plus prononcée pendant le test ACE, en particulier chez les joueurs de WR.

Les coefficients Kappa, utilisés pour évaluer la répétabilité de la latéralité entre deux essais successifs d'une même configuration d'évaluation ont indiqué des nuances spécifiques au sport (deux poussées avec la même résistance sur l'HBP et deux tours entiers de manivellage lors du même sprint avec une résistance fixe sur l'ACE). Pour les HB, le coefficient suggérait que les asymétries observées pourraient être des adaptations à des exigences motrices spécifiques plutôt qu'une véritable asymétrie des

membres supérieurs. En revanche, les joueurs de WB et WR ont montré des résultats plus cohérents, en particulier à des niveaux de résistance plus élevés, ce qui implique que leurs asymétries sont probablement authentiques et reflètent leurs capacités bilatérales.

L'étude conclut que l'asymétrie est plus probablement liée à des déficiences motrices des membres supérieurs plutôt qu'au tronc. Les HB ont montré une plus grande variabilité, probablement due à des réponses adaptatives à des tâches motrices spécifiques. En revanche, les athlètes de WB et WR ont montré une asymétrie plus cohérente, suggérant des différences bilatérales inhérentes. L'étude a également trouvé que des mouvements plus complexes, comme le mouvement de manivellage, entraînent une plus grande asymétrie de la force, surtout à des vitesses plus élevées.

Les limitations comprennent une petite taille d'échantillon et l'absence d'évaluations des mouvements spécifiques au sport, ce qui limite la généralisation et la validité écologique des résultats. Les recherches futures pourraient se concentrer sur l'élargissement de la taille de l'échantillon, l'incorporation d'évaluations basées sur le terrain et l'utilisation d'analyses biomécaniques avancées comme la capture de mouvement et l'EMG. Cela fournirait une compréhension plus nuancée des asymétries des membres supérieurs et de leur impact sur la performance ainsi que du risque de blessure, ce qui permettrait d'envisager des interventions de formation et des programmes de rééducation sur mesure.

1 Comparison of asymmetry between ballistic or cycling 2 movement: Relationship with sport and classification 3 on para-athletes

4 Florian Brassart^{1,3}, Arnaud Faupin¹, Arnaud Hays², Eric Watelain¹, Thierry Weissland³

5

6 ¹IAPS - N°201723207F & Université de Toulon, La Garde, France

7 ² Aix Marseille Université, HIPE Human Lab, Marseille, France

8 ³IMS, UMR 5218, PMH_Dysco & Université de Bordeaux, Pessac, France

9

10 Abstract

11 The assessment of asymmetry in sports practices in the able-body population was
12 studied to understand this impact on performances. However, upper limb asymmetry
13 remains little explored and even less in people with impairments. The aim of this study
14 was to investigate the interlimb asymmetry in force production among para-athletes
15 and the impact of gesture and functional abdominal capacities. 29 male para-athletes
16 participating wheelchair basketball (WB), wheelchair rugby (WR), or handbike (HB)
17 from the French team were grouped in PAAC for those with abdominal capacities and
18 PANAC for those without. Participants underwent two tests: horizontal upper limb
19 push-offs (HBP) on a frictionless sled with force plates and arm cranking sprints (ACE)
20 with an arm ergometer. The tests involved three individualized resistance levels. An
21 Instantaneous Symmetry Index (ISI) was calculated for each resistance level.
22 Significant differences were identified using $p < 0.05$. A strong correlation was found
23 between Power and Force in both tests, but no significant relationship was observed in
24 ISI between the tests. WB players generally outperformed WR and HB athletes in
25 power, velocity, and force. PAAC athletes also outperformed PANAC athletes. Kappa
26 coefficients indicated varying levels of agreement in side-dominance across sports and
27 resistance levels, with WR players showing the most consistent results. The study
28 suggests that asymmetry is likely related to motor impairments in the upper limbs
29 rather than the trunk. HB showed greater variability, likely due to adaptive responses,
30 while WB and WR athletes exhibited more consistent asymmetry, suggesting inherent
31 bilateral differences.

32 **Keywords:** Force-velocity-profile, arm cranking, ballistic push-off, paralympic
33 sportsmen.

34

35 **Introduction**

36 The evaluation of asymmetry in the practice of sports in the able-body population was
37 studied to understand this impact on performances [Bishop et al., 2021c]. However,
38 upper limb asymmetry remains little explored and even less in people with
39 impairments.

40 In the field of sports biomechanics, the relationship between force and velocity serves
41 as a pivotal metric to characterize power during ballistic or cyclical movements.
42 Historically, this relationship has been delineated as inversely proportional,
43 suggesting that as movement velocity increases, the force exerted decreases [Bobbert,
44 2012]. Ballistic movements, defined by the rapid acceleration of mass, are intrinsically
45 tied to the neuromuscular system's capacity to generate maximal force in minimal time
46 [Newton et al., 1999]. Established protocols to gauge this force-velocity (F-V) profile in
47 able-bodied athletes encompass activities like vertical jumps for lower limb power and
48 bench presses for upper limb power [Samozino et al., 2008; Samozino et al., 2012;
49 Samozino et al., 2010; Rahmani et al., 2018; Leontijevic et al., 2013; Cuk et al., 2014].
50 Similarly, the F-V relationship has been discerned in activities such as pedaling and
51 cranking [Vandewalle et al., 1987; McCartney et al., 1983; Dorel et al., 2010; Vandewalle
52 et al., 1989; Delgado et al., 1993; Vanderthommen et al., 1997]. Yet, these evaluations
53 often focus on standard gestures rather than sport-specific movements.

54 While these relationships have been extensively studied in able-bodied athletes, the
55 exploration of upper limb asymmetry, especially in para-athletes (PA), remains in its
56 nascent stages. PA, particularly those relying on manual wheelchairs for sports like
57 wheelchair basketball (WB) and wheelchair rugby (WR), present a unique
58 biomechanical paradigm. While upper limb performance in this demographic has
59 been assessed using various modalities, including crank ergometers and roller
60 ergometers [Hutzler, 1998; Hintzy et al., 2003; Goosey-Tolfrey et al., 2018; Jiménez-
61 Reyes et al., 2018], a comprehensive understanding of the F-V profile specific to
62 wheelchair propulsion remains elusive. Moreover, the symmetry between upper
63 limbs, a critical factor influencing propulsion efficiency and injury risk, has been
64 predominantly evaluated in the context of specific modalities, leaving a gap in
65 knowledge regarding its assessment across varied gestures involving the same muscle
66 groups.

67 Given this backdrop, the present study embarks on a dual-fold mission. Firstly, this
68 study aimed to investigate the interlimb asymmetry in force production among PA
69 emphasizing the potential disparities and similarities between ballistic and cycling
70 movements. Secondly, it aims to delve into the intricacies of upper limb asymmetry,

71 exploring its manifestation across different sports and its correlation with the degree
72 of impairment.

73

74 Drawing from the foundational principles of biomechanics and prior research on F-V
75 relationships, the study hypothesizes that the degree of upper limb asymmetry will
76 vary based on the specific sport and the nature of impairment, with WB players
77 exhibiting greater asymmetry due to physical disparities. Through this investigation,
78 the study aspires to shed light on the biomechanical nuances of PA, paving the way
79 for tailored training interventions and improved performance outcomes.

80

81 **Methods**

82 The participants' characteristics are showed in the Table 1. Twenty-nine male PA
83 whose practice WB, WR or HB from French national teams was divided into two
84 subgroups in each sport (with abdominal capacities (WB-PAAC n = 5, WR-PAAC n =
85 5, and HB-PAAC n = 4) and without abdominal capacities (WB-PANAC n = 6, WR-
86 PANAC n= 5, and HB-PANAC n = 4).

87 **Table 1.** Participant characteristics.

Participants characteristics		Handbike	Wheelchair Basketball	Wheelchair Rugby	All participants
		(n=8 / 5 / 3)	(n=11 / 5 / 6)	(n=10 / 5 / 5)	(n=29 / 14 / 15)
Age (yrs)	ALL	39 (12)	30 (7)	32 (7)	33 (9)
	PAAC	32 (8)	31 (8)	33 (10)	32 (9)
	PANAC	43 (12)	30 (7)	30 (3)	34 (10)
Body mass (kg)	ALL	64 (8)	73 (10)	68 (11)	69 (10)
	PAAC	63 (10)	78 (7)	63 (11)	69 (12)
	PANAC	64 (6)	68 (9)	74 (6)	69 (8)
Training age (yrs)	ALL	13 (5)	12 (5)	7 (4)	11 (5)
	PAAC	15 (3)	12 (7)	7 (4)	11 (6)
	PANAC	11 (6)	13 (5)	7 (4)	10 (5)

88 Note: Data are mean (Standard deviation). PAAC represents athletes with abdominal
89 capacities and PANAC represents athletes without abdominal capacities.

90

91 They performed two tests consisting of a horizontal upper limb push-offs test (HBP)
92 on a frictionless sled with two Kistler force plates (HBP), and an arm crank ergometer
93 sprints test (ACE) derived from arm ergometer sprints using Brachumera Sport with

94 Pedal Force Measurement, Lode. Each test was performed with three individualized
95 resistance levels through an isometric test for HBP and an isokinetic for ACE [Brassart
96 et al., 2023]. An Instantaneous Symmetry Index (ISI) was computed between the right
97 and left sides for each test and each resistance level as the percent of integration of the
98 differences between sides [Chénier et al., 2017b].

99

100 *Horizontal Ballistic Push-off test*

101 A 10 min standardized warm-up on the HBP machine consisted of free shoulder
102 abduction/adduction, shoulder intern/ extern rotations with elastic attached along the
103 front plane of the athletes and elbows, flexion/extension, and with elastic attached in
104 front of them and the arm was parallel to the ground. A 5 min specific warm-up was
105 done on the machine without and with low loads (maximum of 10 kg following the
106 athletes feeling) to familiarize the participants with the installation and the gesture
107 demands. This warm-up consisted of repeated submaximal push-off on the machine
108 at low frequency. That installation was seat and attached to the sled with rigid scratch
109 strap at the hips and abdomen levels for all groups. The start position was hands on
110 the force plates in front of gleno-humeral articulation. The distance between the sled
111 and the forcesplates in start position was established with an angle around 70° of
112 elbow flexion (180° represent shoulder, elbow and wrist aligned) measured with a
113 goniometer.

114 To limit the time of the experiment, a three second isometric test was used to
115 individualize the load level during dynamic conditions. The isometric test was made
116 in the start position (Figure 1). The experimentation design on the HBP machine
117 involved a minimum of two ballistic push-offs in a seated position with a resistance of
118 0, 15, 30, and 45 % of the maximum force developed in the isometric test. The 15 and
119 30 % resistance levels were averaged to compare with ACE resistance levels. More than
120 two trials were necessary when the difference of force or velocity was higher than 10
121 % of the first trial. The dynamic conditions were performed in a random order among
122 the participants. They were asked to apply their force as rapidly as possible on the
123 force plates (one under each hand) to reach the highest velocity at take-off. The
124 shoulder abduction was not restricted during the pushes.

125 The data were acquired and synchronized using LabVIEW software (2022, National
126 Instruments Corporation, <https://www.ni.com/fr/shop/labview.html>) and
127 subsequently analyzed utilizing MATLAB (MATLAB and Statistics Toolbox Release
128 2022b, The MathWorks, Inc., Natick, MA, USA). No filtering was applied to the data.
129 The force pertained to the z-axis force data, aligned with the sled displacement axis.
130 Velocity was computed by the derivative of the displacement, as measured by a linear

131 encoder, with respect to a time frequency of 2000 Hz. Analysis was conducted from
 132 the onset of sled displacement (threshold > 2 mm, denoted as t1) to the point where
 133 the normal component of the ground reaction force, as recorded by the two force
 134 plates, reached zero (indicative of hand take-off, denoted as t2). The impulse was
 135 determined as the integral of force over the push duration, spanning from t1 to t2. The
 136 two trials exhibiting the highest power output, defined as the product of force and
 137 velocity, were retained for subsequent comparative analysis and to ascertain
 138 agreement using Cohen's Kappa. All subsequent results were derived from the trial
 139 exhibiting the highest power among these two.

140 Cycling test

141 The ergometer was placed on a height-adjustable table [Jacobs et al., 2003]. The warm-
 142 up consisted of 5 min of self-selected cadence cranking at a resistance of 25 W followed
 143 by 3 min of low-intensity interval work with active rest periods (working and resting
 144 resistance of 100 and 15 W respectively). At the end of the warm-up, participants
 145 performed a sub-maximal sprint without resistance for 15 seconds to accustom them
 146 to the movement with a high cranking speed. The resistance values of the three sprints
 147 of the ACE test were customized according to Cavedon et al. (2021) [Cavedon et al.,
 148 2021]. A torque factor (torque value divided by the body mass) was a parameter in the
 149 arm ergometer software to establish resistance level for the Force-Velocity (F-V)
 150 profile. To customize resistance for each participant, an isokinetic test was then
 151 performed at 80 Rotations per Minute (RPM) for 5 seconds at peak power so that a
 152 torque factor (F-ISO) could be calculated as the maximum torque developed divided
 153 by the participant's body mass. The three sprints of the ACE test were performed with
 154 a torque resistance factor equal to 0 %, 50 % and 100 % of F-ISO and started with the
 155 motor's ergometer turning from 90, 60, 30 RPM respectively. The experimenter
 156 provided active encouragement to participants throughout the test to ensure
 157 maximum performance. A minimum of two minutes rest between sprints was
 158 established and the sprints were made in a random order.

159 The torque obtained from the arm ergometer software (Lode Ergometry Manager 10th
 160 version) was used to compute the tangential force produced on the left (**LF**) and right
 161 (**RF**) cranks by dividing the torque (**LM** and **RM**) with the length of the right crank
 162 (**CR**) and the left crank (**CL**) respectively (Equation 1). For the cycling test, the F-V
 163 profile was created by taking the average of the force and velocity during a complete
 164 turn of the cranks for each cycling sprint at different resistance levels.

$$LF = \frac{LM}{CL} \text{ and } RF = \frac{RM}{CR} \quad (1)$$

165 Left (LPow) and right (RPow) power were calculated as the product of the force torque
 166 with the rotational velocity of the cranks (VR) (Equation 2).

$$LPow = CL * VR \text{ and } RPow = CR * VR \quad (2)$$

167 To compare the three tests, in terms of force and velocity, the authors chose to convert
 168 the rotational velocity into the tangential velocity of the hands on the cranks by
 169 dividing the rotational velocity (**VR**) by the length of the cranks (**CL** and **CR**) [Zivkovic
 170 et al., 2017]. So, the same units were used for the three tests: Newtown (N) for the force,
 171 meters per second (m.s⁻¹) for the velocity and Watt (W) for the power.

172 *Force velocity relationship*

173 For each test, the F-V relationships were determined by least-squares linear regressions
 174 using the average normal force component and velocity at each instant of the sprint
 175 for SP, at each load for HBP or each full turn average for cycling. Individual F-V slopes
 176 were extrapolated to obtain the intercepts corresponding to the theoretical maximal
 177 values of "F0" and "V0" [Samozino et al., 2012]. Then, the theoretical peak value of the
 178 velocity-power polynomial (second-degree) relationships was obtained and noted as
 179 "P0" [Samozino et al., 2012].

180 *Asymmetries*

181 The ISI was calculated on the two tests, according to the method proposed by Chenier
 182 *et al.* (2017) [Chénier et al., 2017b]. The ISI was defined as the absolute area between
 183 the right and the left side curves of the assessed variable, normalized by the sum of the
 184 absolute areas under both curves.

$$ISI = \frac{\int_{t1}^{t2} |R - L| dt}{\int_{t1}^{t2} |R| dt + \int_{t1}^{t2} |L| dt} \quad (3)$$

185 Where R and L was the assessed variable on the right and left sides, respectively, and
 186 where t1 and t2 represented the start and the end of the period during which the ISI
 187 was calculated.

188 In purpose to analyze laterality, a symmetry index (SI) from the equation of Robinson
 189 *et al.*, in 1987 (equation 3), was used. The data R and L represents the average of the
 190 right and the left force respectively, between t1 and t2. With this equation, the SI ranges
 191 from to -2 to +2. A positive value means, on average, participants developed more
 192 strength on the right side and a negative value means participants developed more
 193 strength on the left side and a SI equal to zero means a perfect symmetry between the
 194 average of the left and right force developpe during the push [Robinson et al., 1987].

$$SI = \frac{(R - L)}{((R + L) * 0.5)} \quad (3)$$

196 *Statistics Analyze*

197 Correlations between each variable measured were computed via Pearson correlations,
 198 assuming strong relationships for $r=0.7-1.0$, moderate when $r=0.40-0.69$ and weak
 199 relationship when $r<0.1-0.39$ [31]. Significant differences were assumed when $p<0.05$.
 200 The instantaneous symmetry index was compared between the two devices, between
 201 the three sports and between PAAC and PANAC athletes with a three factors ANOVA
 202 with Bonferroni's post-Hoc for parametric data and with a Kushal-Wallis' test with
 203 Wilcoxon as post-hoc test for non-parametric data. Analysis was conducted using R
 204 (Posit Team, 2023), RStudio (Integrated Development Environment for R. Posit
 205 Software, PBC, Boston, MA. URL <http://www.posit.co/>) with "corrplot" package
 206 (<https://github.com/taiyun/corrplot>), "car" package ([https://r-forge.r-](https://r-forge.r-project.org/projects/car/)
 207 [project.org/projects/car/](https://r-forge.r-project.org/projects/car/)) and "multcomp" package ([http://multcomp.R-](http://multcomp.R-forge.R-project.org)
 208 [project.org](http://multcomp.R-forge.R-project.org)). To assess the agreement between the two trials at each resistance in each
 209 group, Cohen's Kappa (k) was used. A $k = 1$ indicates a perfect agreement and a $k \leq 0$
 210 indicates a total disagreement or an agreement by chance [Read et al., 2020]. Significant
 211 differences were assumed when $p<0.05$.

212

213

214 Results

215 There was a strong relationship between HBP and ACE theoretical Power and Force
 216 from the F-V relationship (respectively, $r = 0.86$, $p < 0.001$, $r = 0.9$, $p < 0.001$) and no
 217 relationship between ISI in each test ($r = 0.16$, $p = 0.142$).

218 In Table 2, the results showed that WB tend to exhibit the highest power, velocity and
 219 force output across the tests compared to WR and HB. For all sports, PAAC players
 220 tend to exhibit the highest power, velocity and force compared to PANAC players
 221 across the tests.

222 For the power there was no significant difference between the HBP and ACE tests. In
 223 ACE test, a significant difference was observed between PANAC WB players and
 224 PANAC WR players ($p < 0.05$) and between PAAC WR and PANAC WR players ($p <$
 225 0.05). During the HBP test, significant differences were present between WB players,
 226 HB athletes and WR players where WB players were more powerful than HB whose
 227 more powerful than WR. Significant differences were observed between PAAC and
 228 PANAC groups for HB athletes and WR players.

229 Velocity metrics revealed significant disparities between the HBP and ACE tests across
 230 all sports and both PAAC and PANAC categories. Specifically, in the ACE test,
 231 PANAC WB players generated higher velocities than PANAC WR players ($p < 0.05$).

232 Force output also varied significantly between the HBP and ACE tests for all sports
 233 and both PAAC and PANAC categories. In the HBP test, PAAC WR players exerted
 234 more force than PANAC WR players ($p < 0.05$). Among PANAC athletes, significant
 235 differences in force output were observed between WR and WB players, as well as
 236 between WR and HB athletes.

237 Asymmetry in force, as measured by the ISI, was more pronounced during the ACE
 238 test compared to the HBP test. This difference reached statistical significance for both
 239 PAAC and PANAC WB players. In the HBP test, PANAC WR players exhibited
 240 significantly greater asymmetry than WB players. The asymmetry was significantly
 241 higher for trials without resistance in the ACE test (Figure 1).

242 Lastly, the Symmetry Index (SI) indicated a right-side dominance in force during the
 243 ACE test and a left-side dominance during the HBP test, except for PANAC WR
 244 players.

245 Table 2: Asymmetry and performances between groups of abdominal capacities, sports
 246 and tests.

		ACE				HBP			
		PAAC		PANAC		PAAC		PANAC	
Power	HB	422.5	(123.9)	279.3	(112.7)	555.8	(136.8)*	375.9	(158.9)* \$
	WB	513.8	(120.4)	391.1	(111.4)\$	579.3	(112.1)	527.2	(142.8)\$
	WR	383.9	(107.1)*	143.7	(31.9)* \$	432.5	(192.4)*	152.2	(61.6)* \$
Velocity	HB	11.3	(4.9)£	9.7	(3.8)£	1	(0.3)£	0.8	(0.3)£
	WB	12.4	(3)£	11.5	(3.6)\$,£	1	(0.3)£	1	(0.3)£
	WR	10.5	(4.1)£	7.5	(2.6)\$,£	0.9	(0.3)£	0.5	(0.2)£
Force	HB	267.6	(127.7)£	194.1	(95.4)£	589.4	(74.9)£	455.4	(124.7)\$ £
	WB	265	(97.6)£	227	(103.4)£	609.7	(87.6)£	569.6	(111.2)\$a £
	WR	249.6	(93)£	124.2	(37.8)£	498.4	(130.3)*£	295.4	(80.7)* \$ \$a £
ISI	HB	0.08	[0.08 : 0.1]	0.07	[0.06 : 0.08]	0.04	[0.04 : 0.06]	0.06	[0.04 : 0.06]
	WB	0.12	[0.08 : 0.14]£	0.07	[0.06 : 0.12]£	0.04	[0.03 : 0.04]£	0.03	[0.02 : 0.04]\$ £
	WR	0.09	[0.07 : 0.15]	0.11	[0.09 : 0.14]	0.05	[0.03 : 0.08]	0.08	[0.07 : 0.14]\$
SI	HB	0.1	[0.07 : 0.16]	0.01	[-0.04 : 0.04]	-0.01	[-0.07 : 0.02]	-0.01	[-0.11 : 0]
	WB	0.1	[-0.01 : 0.18]	0.14	[0.03 : 0.25]£	-0.02	[-0.03 : 0.02]	-0.01	[-0.02 : 0.01]£
	WR	0.17	[0.1 : 0.32]	0.14	[-0.02 : 0.16]	-0.02	[-0.03 : 0.06]	0.08	[-0.01 : 0.15]

247 Data are median [1st quartile; 3rd quartile] for ISI and SI ; and data are mean (std) for Mean
 248 Velocity, Mean Force, Mean Power. HB: Handbikers, WB: Wheelchair Basketball players, WR:
 249 Wheelchair Rugby players, PANAC: para-athletes without abdominal capacities, PAAC: para-
 250 athletes with abdominal capacities, ISI is the Instantaneous symmetry index, SI is the
 251 Symmetry Index, HBP: Horizontal Ballistic Push-off test and ACE: Arm Crank Ergometer

252 test. * corresponds to $p < 0.05$, between PAAC and PANAC. \$ corresponds to $p < 0.05$, between
 253 Sports and \$a corresponds to $p < 0.05$ between two of the three sports. £ corresponds to $p < 0.05$,
 254 between HBP and ACE.

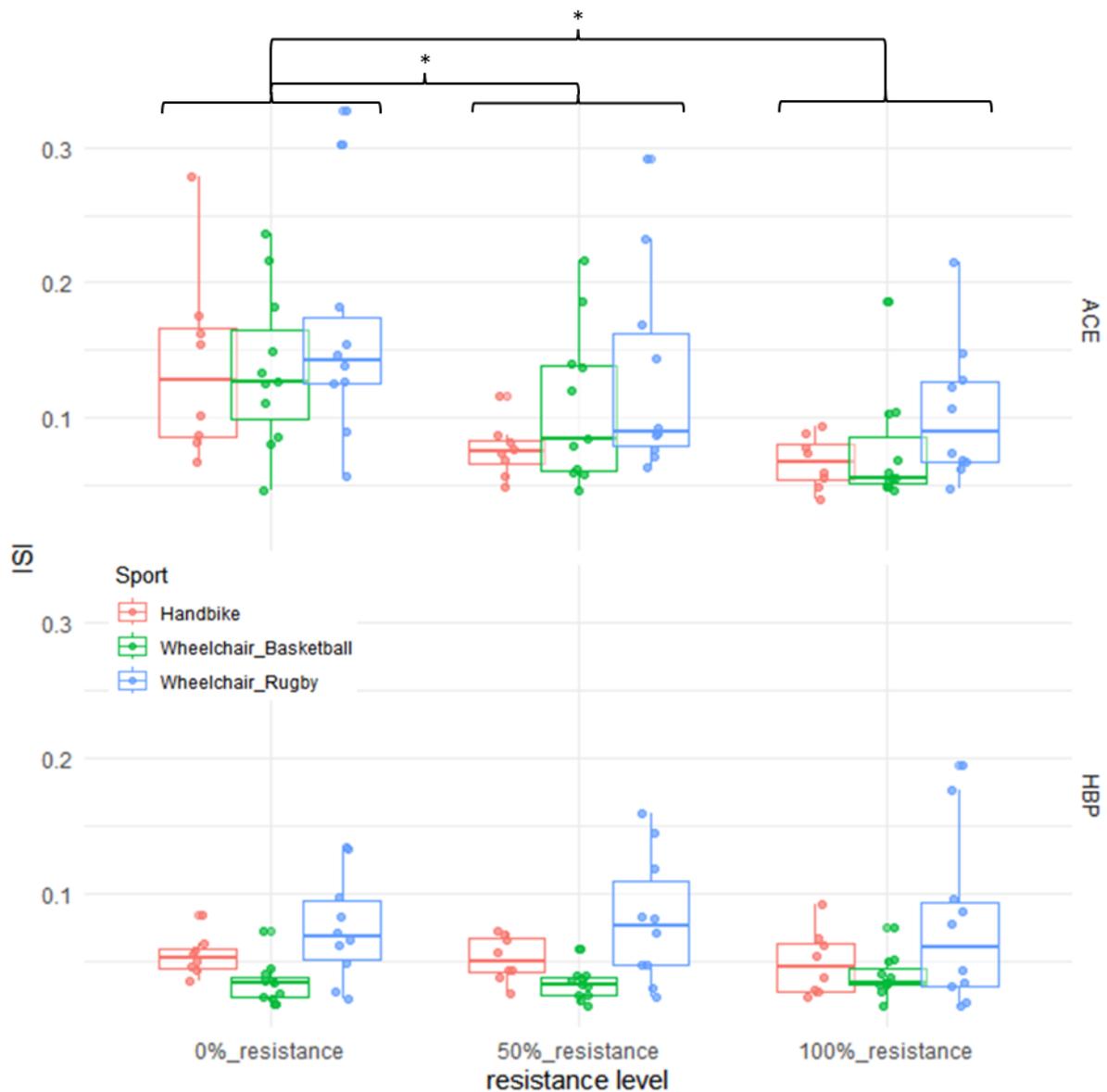
255

256 In the HB group, the Kappa coefficients for the HBP test ranged from 0.47 to 0.64,
 257 indicating a moderate to substantial level of agreement across different resistance
 258 levels. For the ACE test, the Kappa coefficients varied more significantly, ranging from
 259 a fair agreement at 50 % resistance (0.25) to moderate agreement at 0 % and 100 %
 260 resistance (0.47 and 0.50, respectively). For the WB group, the Kappa coefficients for
 261 the HBP test demonstrated substantial to perfect agreement, ranging from 0.68 to 1.00.
 262 Notably, there was no agreement at 0 % resistance (-0.18). In the ACE test, the
 263 agreement was substantial to almost perfect, with Kappa coefficients ranging from 0.74
 264 to 1.00. In the WB group, the Kappa coefficients for the HBP test indicated fair to almost
 265 perfect agreement, with values ranging from 0.40 to 0.90. For the ACE test, the
 266 agreement was consistently perfect across all resistance levels, with a Kappa coefficient
 267 of 1.00 (Table 3).

268

269 Table 3: Kappa coefficients and descriptive levels of agreement of side dominance
 270 between repeated measures at each resistance for each group on the Horizontal
 271 Ballistic Push off test (HBP) and the Crank ergometer Sprint test (ACE)

Groups/ Resistance	ACE		HBP	
	Kappa Coefficient	Agreement Interpretation	Kappa Coefficient	Agreement Interpretation
<i>Handbike</i>				
0%	0.47	Moderate	0.47	Moderate
50%	0.25	Fair	0.64	Substantial
100%	0.50	Moderate	0.50	Moderate
<i>Wheelchair Basketball</i>				
0%	0.74	Substantial	-0.18	No agreement
50%	0.81	Almost perfect	0.68	Substantial
100%	1.00	Perfect	1.00	Perfect
<i>Wheelchair Rugby</i>				
0%	1.00	Perfect	0.40	Fair
50%	1.00	Perfect	0.9	Almost Perfect
100%	1.00	Perfect	0.80	Substantial



272

273 *Figure 1: Instantaneous symmetry index (ISI) between sports and resistance level for the arm*
 274 *crank ergometer test (ACE) and the Horizontal ballistic push-off test (HBP).*

275 * represent $p < 0.05$ between resistance for all para-athletes.

276

277 Discussion

278 Our main results showed a strong relationship between theoretical Power and Force
 279 in both the HBP and ACE tests, but no significant relationship between ISI in each test.
 280 In terms of athletic performance, WB players developed more power than HB, who in
 281 turn outperformed WR. Additionally, athletes classified as PAAC were more powerful
 282 than those classified as PANAC. Kappa coefficients indicated varying levels of
 283 agreement in the side dominance across sports and resistance levels, with WR players

284 showing the most consistent results. Finally, WR players tend to be more asymmetric
285 than other athletes.

286 In the evaluation of upper limb asymmetry, the Kappa coefficient reveals intriguing
287 sport-specific nuances. For HB, the coefficient indicates greater variability between the
288 HBP and ACE tests. This variability could be attributed to the lower values of
289 asymmetry observed in this athletic population, suggesting that the observed
290 differences may not represent genuine upper limb asymmetry. Instead, these
291 variations could be adaptations to the specific motor demands of tests to which these
292 athletes are less habituated.

293 Conversely, WB and WR players, the Kappa coefficient indicates more consistent
294 results, especially at higher resistance levels. The tests without resistance, however,
295 show more variability in the laterality of asymmetry, particularly for WB players in
296 the HBP test. The higher levels of agreement at other resistance levels for both sports
297 imply that the measured asymmetries are likely genuine and reflective of the athletes'
298 bilateral capabilities. This is particularly evident for WR players in the ACE test, where
299 the agreement is consistently high across all resistance levels. The data suggests that
300 for WB and WR players, the asymmetry is more likely a true characteristic, whereas
301 for handbikers, it may be more adaptive in nature. Thus, the fact that WR showed
302 larger asymmetries in both tests can be supported by the agreement of kappa
303 coefficient for this population. Moreover, WR players have more significant
304 pathologies compared to other athletes and, in some cases, physical asymmetries
305 (agenesis) or motor impairments in the upper limbs that can impact force asymmetry.

306 Across all our athletes, we did not observe any significant differences of asymmetry
307 between PAAC and PANAC sportsmen, as reported in the literature between low-
308 point players and high-point players [Brassart et al., 2023]. Trunk imbalances may not
309 have an impact on the asymmetries in force production during ballistic movements or
310 crank motion.

311 The trials without resistance in both tests were where athletes generated the highest
312 velocity. Nonetheless, there were no significant differences in asymmetry between
313 trials with different resistance in the HBP test. However, we observed an increase in
314 asymmetry with an increase in crank movement velocity during the ACE test, which
315 differs from observations in the lower limbs [Smak et al., 1999]. As we saw, with more
316 velocity movement we also have less agreement in laterality. Indeed, in this more
317 complex task and the observed decrease in agreement in laterality with increased
318 velocity lends credence to the notion that motion coordination becomes more
319 challenging as the movement accelerates. This suggests that the asymmetry observed
320 under these conditions may not solely be a function of inherent muscular imbalances
321 but could also be indicative of an athlete's ability to rapidly generate force within a

322 constrained time frame. Moreover, this observation could be an illustration the Fitts'
323 law as the loose of precision with the increase of movement velocity during manual
324 tasks [Fitts, 1954; Bonnetblanc, 2008].

325 In high-velocity movements, the neuromuscular system is tasked with recruiting
326 motor units in a highly synchronized manner to produce maximal force as quickly as
327 possible. If there is an asymmetry in this rapid force development between the upper
328 limbs, it could manifest as a lateralized difference in performance during high-speed
329 tasks. This is particularly relevant for sports and activities where rapid force
330 generation is crucial, and it may offer an additional layer of complexity in the
331 assessment and interpretation of functional asymmetries.

332 *Limits*

333 One of the principal constraints of this study lies in the limited sample size, which
334 inherently restricts the generalizability of the findings. Additionally, the heterogeneity
335 in both the pathologies and the functional capacities of the trunk among participants
336 introduces a layer of complexity that could confound the interpretation of results. The
337 absence of an evaluation of asymmetry in field conditions or within the context of
338 sport-specific movements also constitutes a limitation.

339 *Perspectives*

340 Given these limitations, several avenues for future research emerge. Firstly, expanding
341 the sample size and stratifying participants based on pathology and functional
342 capacities could provide a more nuanced understanding of upper limb asymmetries.
343 Secondly, incorporating field-based assessments or sport-specific movements into the
344 study design would enhance the ecological validity and applicability of the findings to
345 real-world athletic performance.

346 Lastly, interventional and longitudinal studies aimed at correcting identified
347 asymmetries could offer insights into whether such corrections lead to tangible
348 improvements in performance or reductions in injury rates, thereby informing best
349 practices for athlete training and rehabilitation.

350 *Conclusion*

351 To conclude, despite the differences in performance among athletes in different sports,
352 it is more likely that asymmetry is related to motor impairments in the upper limbs
353 rather than the trunk. Handbikers show greater variability, likely due to adaptive
354 responses to specific motor tasks. Conversely, wheelchair basketball and rugby
355 athletes exhibit more consistent asymmetry, suggesting inherent bilateral differences.

356 A more complex movement, such as crank motion compared to ballistic pushing, leads
 357 to greater force asymmetry, especially at higher movement velocities. Thus, the
 358 asymmetry observed in this study appears to be associated with the motor
 359 coordination of the athletes.

360

361 REFERENCES

362 Bishop C, Read P, McCubbine J, Turner A: Vertical and Horizontal Asymmetries Are
 363 Related to Slower Sprinting and Jump Performance in Elite Youth Female Soccer
 364 Players. *The Journal of Strength & Conditioning Research* 2021;35:56–63.

365 Bobbert MF: Why is the force-velocity relationship in leg press tasks quasi-linear rather
 366 than hyperbolic? *Journal of Applied Physiology* (1985) 2012;112:1975–1983.

367 Bonnetblanc F: Conflit vitesse-précision et loi de Fitts. *Science & Motricité* 2008;63–82.

368 Brassart F, Faupin A, Hays A, Bakatchina S, Alberca I, Watelain E, et al.: Upper limb
 369 cranking asymmetry during a Wingate anaerobic test in wheelchair basketball players.
 370 *Scandinavian Journal of Medicine & Science in Sports* 2023;00:1–13.

371 Cavedon V, Rosponi A, Alviti F, Angelis M, Guerra E, Rodio A, et al.: Comparison
 372 between the 10- and the 30-s-long Wingate Anaerobic Test in summer Paralympic
 373 athletes with a lower limb impairment. *Sport Sciences for Health* 2021;17:1–12.

374 Chénier F, Malbequi J, Gagnon DH: Proposing a new index to quantify instantaneous
 375 symmetry during manual wheelchair propulsion. *J Biomech* 2017;51:137–141.

376 Cuk I, Markovic M, Nedeljkovic A, Ugarkovic D, Kukolj M, Jaric S: Force-velocity
 377 relationship of leg extensors obtained from loaded and unloaded vertical jumps.
 378 *European Journal of Applied Physiology* 2014;114:1703–1714.

379 Delgado A, Allemandou A, Peres G: Changes in the characteristics of anaerobic
 380 exercise in the upper limb during puberty in boys. *European Journal of Applied
 381 Physiology and Occupational Physiology* 1993;66:376–380.

382 Dorel S, Couturier A, Lacour J-R, Vandewalle H, Hautier C, Hug F: Force-Velocity
 383 Relationship in Cycling Revisited: Benefit of Two-Dimensional Pedal Forces Analysis.
 384 *Medicine & Science in Sports & Exercise* 2010;42:1174–1183.

385 Fitts PM: The information capacity of the human motor system in controlling the
 386 amplitude of movement. *Journal of Experimental Psychology* 1954;47:381–391.

387 Goosey-Tolfrey VL, Vegter RJK, Mason BS, Paulson TAW, Lenton JP, van der Scheer
 388 JW, et al.: Sprint performance and propulsion asymmetries on an ergometer in trained

- 389 high- and low-point wheelchair rugby players. *Scandinavian Journal of Medicine &*
390 *Science in Sports* 2018;28:1586–1593.
- 391 Hintzy F, Tordi N, Predine E, Rouillon J-D, Belli A: Force–velocity characteristics of
392 upper limb extension during maximal wheelchair sprinting performed by healthy
393 able-bodied females. *Journal of Sports Sciences* 2003;21:921–926.
- 394 Hutzler Y: Anaerobic fitness testing of wheelchair users. *Sports Medicine* 1998;25:101–
395 113.
- 396 Jacobs PL, Mahoney ET, Johnson B: Reliability Of Arm Wingate Anaerobic Testing In
397 Persons With Complete Paraplegia. *The Journal of Spinal Cord Medicine* 2003;26:141–
398 144.
- 399 Jiménez-Reyes P, Samozino P, García-Ramos A, Cuadrado-Peñafiel V, Brughelli M,
400 Morin J-B: Relationship between vertical and horizontal force-velocity-power profiles
401 in various sports and levels of practice. *PeerJ* 2018;6:e5937.
- 402 Leontijevic B, Pazin N, Kukolj M, Ugarkovic D, Jaric S: Selective effects of weight and
403 inertia on maximum lifting. *Int Journal of Sports Medicine* 2013;34:232–238.
- 404 McCartney N, Heigenhauser GJ, Sargeant AJ, Jones NL: A constant-velocity cycle
405 ergometer for the study of dynamic muscle function. *Journal of applied physiology:*
406 *respiratory, environmental and exercise physiology* 1983;55:212–217.
- 407 Newton RU, Kraemer WJ, Häkkinen K: Effects of ballistic training on preseason
408 preparation of elite volleyball players. *Medicine & Science in Sports & Exercise*
409 1999;31:323–330.
- 410 Rahmani A, Samozino P, Morin J-B, Morel B: A Simple Method for Assessing Upper-
411 Limb Force–Velocity Profile in Bench Press. *International Journal of Sports Physiology*
412 *and Performance* 2018;13:200–207.
- 413 Read PJ, Michael Auliffe S, Wilson MG, Graham-Smith P: Lower Limb Kinetic
414 Asymmetries in Professional Soccer Players With and Without Anterior Cruciate
415 Ligament Reconstruction: Nine Months Is Not Enough Time to Restore “Functional”
416 Symmetry or Return to Performance. *The American Journal of Sports Medicine*
417 2020;48:1365–1373.
- 418 Robinson RO, Herzog W, Nigg BM: Use of force platform variables to quantify the
419 effects of chiropractic manipulation on gait symmetry. *Journal of Manipulative &*
420 *Physiological Therapeutics* 1987;10:172–176.
- 421 Samozino P, Morin J-B, Hintzy F, Belli A: A simple method for measuring force,
422 velocity and power output during squat jump. *Journal of Biomechanics* 2008;41:2940–
423 2945.

- 424 Samozino P, Morin J-B, Hintzy F, Belli A: Jumping ability: a theoretical integrative
425 approach. *Journal of Theoretical Biology* 2010;264:11–18.
- 426 Samozino P, Rejc E, Di Prampero PE, Belli A, Morin J-B: Optimal Force–Velocity Profile
427 in Ballistic Movements – *Altius*. *Medicine & Science in Sports & Exercise* 2012;44:313–
428 322.
- 429 Smak W, Neptune RR, Hull ML: The influence of pedaling rate on bilateral asymmetry
430 in cycling. *Journal of Biomechanics* 1999;32:899–906.
- 431 Vanderthommen M, Francaux M, Johnson D, Dewan M, Lewyckyj Y, Sturbois X:
432 Measurement of the power output during the acceleration phase of all-out arm
433 cranking exercise. *International Journal of Sports Medicine* 1997;18:600–606.
- 434 Vandewalle H, Peres G, Heller J, Panel J, Monod H: Force-velocity relationship and
435 maximal power on a cycle ergometer. *European Journal of Applied Physiology*
436 1987;56:650–656.
- 437 Vandewalle H, Pérès G, Sourabié B, Stouvenel O, Monod H: Force-velocity relationship
438 and maximal anaerobic power during cranking exercise in young swimmers.
439 *International Journal of Sports Medicine* 1989;10:439–445.
- 440 Zivkovic MZ, Djuric S, Cuk I, Suzovic D, Jaric S: Muscle Force-Velocity Relationships
441 Observed in Four Different Functional Tests. *Journal of Human Kinetics* 2017;56:39–
442 49.
- 443

6.2.3. Synthèse des études 1 et 2

- Le mouvement balistique :

Au cours de ces deux études, les performances et l'asymétrie de force des membres supérieurs ont été analysées sur différents mouvements (balistique et cyclique) à intensité maximale avec différents niveaux de résistance. Une population de sportifs valides a été incluse pour comparer la valeur de l'asymétrie avec la population de parasportifs. Dans la seconde étude, les performances des parasportifs ont été comparées en fonction du sport pratiqué et des capacités fonctionnelles des muscles du tronc. Les principaux résultats montrent des performances plus importantes de la population valide sur ergomètre balistique par rapport aux parasportifs. Ces différences sont probablement liées à l'installation sur la machine qui, malgré l'individualisation des réglages, des niveaux de résistance, et des attaches hautes au niveau du torse afin de pallier le manque de stabilité des sportifs avec des pathologies plus importantes, ne permettent pas de compenser l'absence de tonus musculaire et ainsi de maintenir une chaîne cinétique complète entre les points d'appui. Cependant, les asymétries semblent être davantage liées aux limitations fonctionnelles des membres supérieurs qu'à celles du tronc, puisque l'on ne note pas de différence d'asymétrie entre les parasportifs avec des limitations fonctionnelles des muscles abdominaux et ceux qui n'en présentent pas. Les joueurs de rugby en fauteuil roulant (WR) ont montré des asymétries plus importantes que les autres athlètes, probablement en raison de pathologies plus lourdes et de déficiences motrices des membres supérieurs. Les handbikers, en revanche, ont montré une plus grande variabilité, mise en avant par le coefficient de kappa. En effet, ce coefficient permet de quantifier la reproductibilité entre deux répétitions d'un même test. Ainsi, les handbikers montrent des inversions du côté dominant entre deux répétitions. On peut en conclure que ces asymétries mesurées ne sont pas des asymétries propres à l'individu, mais plutôt liées à une gestuelle imposée ; les handbikers ne présentent

donc pas de réelles asymétries en faveur d'un côté dominant sur ces tests. On retrouve des valeurs de Kappa plus faibles pour les essais sans résistance pour l'ensemble des athlètes valides et parasportifs (indiquant une plus grande variabilité dans les résultats). Même si les résultats des tests sur ergomètre balistique de ces deux études ne montrent pas de différences significatives dans l'asymétrie en fonction des niveaux de résistance, nous pouvons supposer que les poussées sans résistance ne permettent pas de quantifier efficacement une asymétrie de performance chez les sportifs.

À partir des résultats obtenus chez les sportifs valides, nous avons cherché à établir un seuil d'asymétrie au-delà duquel on sort d'une « norme ». Ce seuil est estimé à partir des travaux de Dos Santos et al., (2021), qui utilisent le « smallest worthwhile change » (SWC), qui peut se traduire par le plus petit changement significatif. On l'établit en ajoutant à la moyenne de notre population de référence, 20 % de l'écart type. Pour déterminer une asymétrie qui pourrait entraîner des conséquences néfastes pour l'athlète, Dos Santos propose un deuxième seuil qui se calcule par l'addition de la moyenne avec l'écart type. Pour notre population de sportifs valides, sur le test de poussée balistique horizontale, ces deux valeurs sont respectivement de 0.04 et 0.07. Ces seuils doivent bien sûr être validés dans de futures recherches et comparés entre différentes populations sur des tests proposant d'autres mouvements plus spécifiques aux pratiques sportives. Nos populations de parasportifs présentent des valeurs d'ISI de 0.04 ± 0.01 pour les WB, 0.05 ± 0.02 pour les HB et 0.08 ± 0.05 pour les WR. Les joueurs de rugby en fauteuil présentent ainsi des asymétries plus importantes que le seuil de 0.07 calculé pour la population valide. De plus, si l'on compare les sportifs en fonction de leurs capacités fonctionnelles du tronc, on note que la différence d'asymétrie entre les deux groupes (PAAC et PANAC) est plus marquée uniquement pour les joueurs de rugby. On obtient donc des valeurs d'ISI de 0.06 ± 0.03 pour les joueurs avec des capacités abdominales et 0.1 ± 0.05 pour les joueurs sans. Ainsi, les joueurs de rugby avec des limitations plus importantes, qui comportent également des déficiences au niveau des membres supérieurs, révèlent des asymétries plus élevées qui dépassent

les deux seuils définis précédemment. Ce test simple de poussée balistique horizontale permet donc de quantifier les asymétries fonctionnelles entre différentes populations par rapport à des sujets valides. Cela pourrait être une première approche d'évaluation des parasportifs, permettant de définir les points à analyser pour adapter et optimiser au mieux les entraînements et la préparation physique.

- **Le mouvement cyclique :**

Dans la seconde étude, nous avons également analysé les performances et asymétries des parasportifs sur un ergomètre à manivelle (ACE), et nous avons observé une augmentation de l'asymétrie avec une augmentation de la vitesse du mouvement de manivellage avec une faible résistance. Les asymétries observées dans les mouvements à haute vitesse semblent indiquer que la coordination motrice devient plus difficile à mesure que la vitesse du mouvement augmente et cela suggère que l'asymétrie observée sous ces conditions peut avoir des origines plus complexes que des déséquilibres musculaires inhérents.

Ce résultat rappelle la loi de Fitts, qui définit un conflit vitesse-précision, lors de l'exécution d'un mouvement chez l'humain. Autrement dit, plus un mouvement est exécuté rapidement, moins celui-ci est précis dans sa réalisation [Fitts, 1954]. Les expérimentations mettant à l'épreuve la relation logarithmique de Fitts sur ce conflit observent des résultats concordant à cette relation sur des mouvements de pointages d'une cible à différentes vitesses [Plamondon, and Alimi, 1997]. Il existe également une discussion à propos de la différence entre la difficulté et la complexité d'un geste. Selon Fitts, la difficulté du geste est définie par le rapport entre la taille de la cible et l'amplitude de mouvement pour l'atteindre, alors que la complexité se rapporte aux nombres de degrés de liberté dans le contrôle de la main. Par rapport au mouvement sur l'ergomètre balistique, le mouvement de manivellage peut être considéré plus complexe, et plus difficile. Par conséquent, la loi de Fitts pourrait être une piste intéressante dans l'interprétation de cette asymétrie plus importante sur le test ACE par rapport à HBP ainsi que l'asymétrie plus importante et moins reproductible avec

une vitesse de mouvement plus élevée. Il serait intéressant d'étudier la relation entre asymétrie mesurée et complexité / difficulté du mouvement.

Les deux études souffrent de limitations similaires, notamment la petite taille de l'échantillon et la grande hétérogénéité des participants. Des études longitudinales et des analyses biomécaniques avancées pourraient fournir des informations plus nuancées sur l'origine de ces asymétries et leur impact sur la performance et le risque de blessure. En somme, les asymétries dans la force et la coordination des membres supérieurs sont complexes et multifactorielles, influencées par des facteurs tels que la pathologie, la vitesse et la résistance du mouvement. Des recherches supplémentaires sont nécessaires pour comprendre pleinement ces dynamiques et pour développer des stratégies d'entraînement et de réhabilitation personnalisées. De plus, dans ces études nous évaluons l'asymétrie à sur une action spécifique et courte. Nous n'avons donc pas d'informations sur la manière dont les asymétries des membres supérieurs des parasportifs peut évoluer lors d'un exercice de longue durée ou avec la fatigabilité et si cette asymétrie est observable sur des gestuelles variées. Aussi, nous allons aborder ces derniers points dans les parties suivantes.

6.3. Évolution de l'asymétrie avec la durée de l'exercice

Dans cette partie, plusieurs études s'articulent autour de l'analyse de l'évolution de l'asymétrie en fonction de la durée de l'exercice. Lors d'une pratique sportive, la fatigabilité est intrinsèquement liée à la durée de l'activité pour des raisons physiologiques. Les différentes réponses physiologiques et biomécaniques existent en fonction des filières énergétiques sollicitées, des capacités d'endurance des muscles utilisés, ainsi que des stratégies d'adaptation et de compensation du recrutement musculaire afin de continuer à développer une puissance maximale.

Trois études sont développées dans cette partie, traitant chacune d'une durée d'exercice différente. L'étude 4 intitulée "Upper limb cranking asymmetry during a Wingate anaerobic test in wheelchair basketball players" a été publiée dans la revue *Scandinavian Journal of Medicine & Science in Sports* du groupe Wiley en 2023. Certains résultats ont également été présentés sous la forme d'une communication orale lors du congrès international de la European Society of Biomechanics (ESB) à Maastricht du 9 au 12 juillet 2023.

Nous avons pour projet de soumettre l'étude 3 dans le journal « *American Journal of Sports Medicine* », car cette étude vient compléter les travaux de Sadate Bakatchina auxquels j'ai contribué [Bakatchina et al., 2023].

Pour l'étude 5, celle-ci sera soumise dans la revue « *European Journal of Applied Physiology* » pour sa proximité méthodologique avec l'étude de Muraki et al., (2004).

Brassart F, Faupin A, Hays A, Bakatchina S, Alberca I, Watelain E, Weissland T. Upper limb cranking asymmetry during a Wingate anaerobic test in wheelchair basketball players. *Scandinavian Journal of Medicine & Science in Sports*. 2023; 00, 1–13, <https://doi.org/10.1111/sms.14376>

Brassart F, Faupin A, Hays A, Bakatchina S, Alberca I, Watelain E, Weissland T. Upper limb cranking asymmetry during a Wingate anaerobic test in wheelchair basketball

players. In Proceedings of the Conference of the European Society of Biomechanics (ESB), Maastricht, Netherlands, 9-12 July 2023.

6.3.1. Étude 3 : Asymétrie et gestion de la trajectoire lors de sprints répétés avec un faible temps de récupération : analyse au cours du sprint et avec la fatigabilité induite.

Cette première étude portant sur l'analyse de l'évolution de l'asymétrie avec la durée de l'exercice visait à étudier l'asymétrie dans la manœuvrabilité des FRM (MWC) lors de sprints répétés de 20 m. Au total, 23 joueurs masculins des équipes nationales françaises de basketball fauteuil (WB ; n=13) et de Rugby fauteuil (WR ; n= 10) ont participé, avec diverses pathologies, dont la paraplégie, la tétraplégie ou encore une malformation congénitale. En utilisant des centrales inertielles (IMU), nous avons comparé les performances de propulsion et le steering au cours des sprints et avec la répétition de ceux-ci.

Les résultats ont montré que les joueurs de WB surpassaient les joueurs WR en termes de force, de puissance et de vitesse, contribuant à des temps de sprint plus courts. Les deux groupes ont montré une baisse de performance à mesure que les sprints se répétaient. Cependant, les performances impactées par la répétition des efforts différaient en fonction des joueurs. Les joueurs WB ont davantage présenté une diminution de la puissance maximale, tandis que les joueurs WR ont davantage présenté une baisse de la vitesse moyenne de sprint. Ces résultats laissent supposer que ce test induit de la fatigabilité qui se manifeste différemment entre les joueurs WB et WR. On notait une plus grande amplitude de mouvement du tronc au démarrage par rapport au reste du sprint. Cependant, aucun changement significatif n'a été observé dans l'amplitude des mouvements du tronc avec la répétition des sprints.

L'objectif était d'analyser l'évolution de l'asymétrie avec la durée de l'exercice et la fatigabilité induite. Évaluée par l'Indice de Symétrie Instantanée (ISI), WB ont manifesté une asymétrie plus marquée comparativement aux athlètes en rugby en WR. Toutefois, cette asymétrie ne semblait pas avoir de relation notable avec les performances, et la fatigabilité n'exerçait pas d'effet significatif ni sur l'asymétrie ni

sur la maniabilité (steering). Il a également été observé que la valeur de l'ISI était plus importante durant les trois premières poussées. L'étude comporte certaines limites, notamment la taille modeste de l'échantillon et la variabilité inhérente au sein de la population parasportive. Les recherches futures pourraient bénéficier de l'utilisation d'ergomètres à rouleaux pour comparer les asymétries de force et de vitesse avec les données de terrain.

En conclusion, l'étude a mis en évidence les différences spécifiques au sport dans les performances de propulsion et les adaptations de fatigabilité entre les joueurs WB et WR. Alors que les joueurs de WB ont montré des performances supérieures, les joueurs de WR ont montré différentes adaptations de fatigabilité. L'asymétrie n'a pas eu d'influence significative sur les performances, et la fatigabilité n'a pas affecté l'asymétrie ou le steering. Les résultats offrent des informations précieuses pour les recherches futures sur la dynamique de la performance parasportive.

1 Assessment of Asymmetry and trajectory during 2 repeated twenty-meter sprints on manual wheelchair 3 athletes

4
5 Florian Brassart^{1,2}, Sadate Bakatchina¹, Ilona Alberca¹, Zoé Pomarat¹, Eric Watelain¹,
6 Thierry Weissland², Arnaud Faupin¹

7 ¹IAPS - N°201723207F, Université de Toulon, La Garde, France

8 ²IMS, UMR 5218, PMH_Dysco, Université de Bordeaux, Pessac, France

9 10 **Abstract**

11 **Introduction:** Manual wheelchair (MWC) propulsion requires power, coordination,
12 and endurance of the upper limbs. Asymmetry in propulsion can lead to inefficiencies.
13 However, the impact of fatigability on upper limb asymmetry during MWC
14 propulsion remains less explored. This study aimed to compare propulsion
15 performance and asymmetry between wheelchair basketball (WB) and wheelchair
16 rugby (WR) players and understand fatigability influence on upper limb asymmetry
17 during repeated sprints. **Method:** 13 WB and 10 WR players from French national
18 teams underwent 6 × 20 m successive sprints with 20-second recovery intervals.
19 Inertial measurement units (IMU) placed on wheel spokes and between Th2 and Th8
20 vertebrae captured wheel velocity and trunk motion. The instantaneous symmetry
21 index (ISI) evaluated MWC propulsion asymmetries, correlating with steering
22 measures. **Results and discussion:** WB players surpassed WR counterparts in force,
23 power, and velocity, resulting in quicker sprints. Both groups, however, showed
24 performance degradation from the first to the sixth sprint. WB players experienced a
25 drop in maximal power output, while WR players saw reduced average sprint velocity.
26 Trunk motion remained stable across sprints but was more pronounced in WB players.
27 ISI values were elevated at sprint starts, with WB players showing higher asymmetry
28 than WR players. Interestingly, WR players exhibited reduced starting asymmetry,
29 potentially linked to their specific anthropometric asymmetries. **Conclusion:** WB
30 players exhibited superior performances compared to WR players, with distinct
31 fatigability adaptations between the two groups. The study's findings underscore the
32 need for further exploration into the nuanced dynamics of propulsion and asymmetry
33 in parasport performance.

34 **Keywords:** Steering, asymmetry, wheelchair sports, sprints, fatigability.

1 Introduction

2 Manual wheelchair (MWC) propulsion is an intricate biomechanical activity that
3 demands a harmonized interplay of strength, coordination, and endurance from the
4 upper limbs. Asymmetry in propulsion patterns, particularly between the dominant
5 and non-dominant sides, can significantly influence the efficiency and safety of MWC
6 users, potentially leading to long-term musculoskeletal complications [Soltau et al.,
7 2015; Vegter et al., 2013]. Prior investigations have underscored the variability of
8 interlimb asymmetry during MWC propulsion on roller ergometers, noting disparities
9 in parameters such as distance traveled between wheels, maximum attained speed,
10 and power exerted on the wheel rim [Goosey-Tolfrey et al., 2018; Vegter et al., 2013].
11 Moreover, the magnitude of asymmetry has been shown to be modulated by factors
12 like task difficulty, rolling resistance, and terrain inconsistencies [Hurd et al., 2009;
13 Richter et al., 2007]. While these studies have illuminated various facets of propulsion
14 dynamics, the influence of fatigability on upper limb asymmetry during manual
15 wheelchair propulsion remains a relatively uncharted domain. In sports
16 predominantly involving the lower limbs, fatigability has manifested varied effects on
17 asymmetry [Bishop et al., 2021a; Girard et al., 2020; Jordan et al., 2017; Kons et al., 2020;
18 Krantz et al., 2020; Proessl et al., 2018]. However, its ramifications on upper limb
19 asymmetry, especially in the context of manual wheelchair propulsion, warrant
20 further exploration. During straight-line movement with sport manual wheelchairs,
21 propulsion asymmetry can influence steering, resulting in lateral oscillations of the
22 MWC [Astier et al., 2018]. This can lead to augmented trunk movements, subsequently
23 increasing $\dot{V}O_2$ and heart rate [Astier, 2019; Astier et al., 2016]. The effect of fatigability
24 on the progression of these steering movements remains unexamined. Wheelchair
25 basketball (WB) and wheelchair rugby (WR) are two prominent parasports that
26 necessitate distinct propulsion techniques and strategies, potentially leading to
27 different patterns of asymmetry and fatigability. Yet, comparative analyses between
28 these two sports in terms of propulsion dynamics and fatigability-induced asymmetry
29 are sparse.

30 In this study, leveraging the precision of inertial measurement units (IMUs), we aimed
31 to compare propulsion performance and asymmetry during repeated sprint tests
32 between male athletes engaged in wheelchair basketball and those in wheelchair
33 rugby. The second aim was to examine the evolution of upper limb asymmetry in
34 relation to accumulated fatigability during these repeated sprints.

35 Given the distinct biomechanical demands of each sport, we hypothesize that WB and
36 WR players will exhibit differential propulsion asymmetry and performance patterns.
37 Furthermore, based on the literature on lower limb sports, we postulate that

1 fatigability will progressively influence propulsion asymmetry during repeated
2 sprints.

3

4 **Method**

5 *Participants*

6 A total of 13 male WB players and 10 male WR players from French national teams
7 participated in this study (see Table 1 for participant characteristics). Participants
8 trained four days a week and competed in matches on weekends. Inclusion criteria
9 were the use of a manual wheelchair for sports and the absence of current back or
10 upper limb pain or injury. Participants' pathologies included paraplegia (n=7),
11 incomplete tetraplegia (n=5), lower limb amputation (n=1), congenital malformation
12 (n=3), spina bifida (n=1), sequelae of poliomyelitis (n=1), neuropathy (n=1) cerebral
13 palsy (n=2), arthrogryposis (n=1) and hip dysplasia (n=1). Exclusion criteria included
14 athletes who exhibited pain during the warm-up, untreated injuries, or were
15 undergoing treatment for viral or bacterial illnesses.

16

17 **Table 1.** Participant characteristics.

Participants characteristics	Wheelchair Basketball (n=13)	Wheelchair Rugby (n=10)	All Participants (n=23)
Body mass (kg)	71 (10)	73 (12)	72 (11)
Age (yrs)	29 (7)	33 (7)	31 (7)
Training age (yrs)	12 (5)	8 (4)	10 (5)

18

19

20 *Materials*

21 In this study, Inertial Measurement Units (IMU) were used to evaluate Para
22 sportsmen's performances (128 Hz, Bluetooth module, Wheelperf System,
23 Atounovation, Versailles, France). Four IMUs were affixed to the athlete and their
24 wheelchair, one on each rear wheel (with the Z-axis of the gyrometer perpendicular to
25 the wheel axis) as described in literature [Bakatchina et al., 2021; Fuss, 2012; Pansiot et al.,

1 2011; Poulet et al., 2023; Usma-Alvarez et al., 2011; van der Slikke et al., 2015], one on the
 2 frame, and one on the participant's trunk (positioned between vertebrae T2 and T8).

3

4 *Protocols*

5 The six repeated sprint tests were conducted on a wooden surface. The warm-up
 6 entailed 5 minutes of maneuvering the wheelchair in circular patterns around the
 7 gymnasium, complemented by brief accelerations. Data on the rear wheel diameter,
 8 participant weight, and wheelchair weight were documented. The 20 m sprint's
 9 commencement and conclusion were distinctly demarcated, with the experimenters
 10 initiating the sprint using a countdown.

11 Among the six sprints, the sixth was termed the "last one," while the sprint with the
 12 shortest time relative to the other five was labeled the "ST." Conversely, the sprint with
 13 the longest time was designated the "LT." Notably, the "ST" and "LT" sprints were not
 14 consistently the first and the sixth, respectively. The evolution of asymmetry in relation
 15 to fatigability was analyzed by contrasting the first and last sprints. The influence of
 16 asymmetry on performance was assessed by comparing the ST and LT sprints.

17

18 *Data Processing*

19 The wheels of MWC are designed to roll without slipping. Consequently, the linear
 20 speed of the MWC (V) can be computed by multiplying the rotational speeds of the
 21 wheels around their axis of rotation ($\dot{\omega}_{left_wheel}$ et $\dot{\omega}_{right_wheel}$), as captured by the
 22 gyrometer of the IMUs, with the wheel's radius (r) (equation 1).

23 It's important to note that sports MWC incorporate a camber angle (α) to enhance
 24 stability and maneuverability. This angle affects the wheel rotation measurement
 25 during chair pivoting, as the sensor registers both the wheel's rotational speed ($\dot{\omega}$) and
 26 the chair's rotational speed around its vertical axis ($\dot{\theta}$). To account for this potential
 27 measurement discrepancy, Pansiot et al. (2011), refined by Fuss (2012), introduced a
 28 method to ascertain the authentic rotational speed of the wheel ($T\dot{\omega}$), as presented in
 29 equation 2 [Pansiot et al., 2011; Fuss, 2012].

$$V = r \left(\frac{\dot{\omega}_{left_wheel} + \dot{\omega}_{right_wheel}}{2} \right) \quad (1)$$

30

$$\mathbf{T}\dot{\boldsymbol{\omega}} = \dot{\boldsymbol{\omega}} - \dot{\boldsymbol{\omega}}_{xy} \tan(\alpha) \frac{\dot{\boldsymbol{\omega}}_{left_wheel} - \dot{\boldsymbol{\omega}}_{right_wheel}}{|\dot{\boldsymbol{\omega}}_{left_wheel} - \dot{\boldsymbol{\omega}}_{right_wheel}|} \quad (2)$$

1
 2 In equation 2, $\dot{\boldsymbol{\omega}}_{xy}$ was the resultant measured of x-axis rotational velocities ($\dot{\boldsymbol{\omega}}_x$) and
 3 y-axis rotational velocities ($\dot{\boldsymbol{\omega}}_y$), located in the plane of the wheel and perpendicular
 4 to IMU's z-axis. Consequently, the true MWC's linear velocity (\mathbf{V}_T) was calculated as
 5 equation 3.

$$\mathbf{V}_T = \mathbf{r} \left(\frac{\mathbf{T}\dot{\boldsymbol{\omega}}_{left_wheel} + \mathbf{T}\dot{\boldsymbol{\omega}}_{right_wheel}}{2} \right) \quad (3)$$

6
 7
 8
 9 For the SP test, the force developed by players during the sprint (\mathbf{F}_{IMU}) was computed
 10 with the second law of Newton as Equation 4.

$$\mathbf{F}_{IMU} = \mathbf{m}_t * \mathbf{acc} + \mathbf{F}_{rr} + \mathbf{F}_{aero} \quad (4)$$

11 Here \mathbf{m}_t was the system's total mass consisting of the participant and their wheelchair,
 12 \mathbf{acc} was the linear acceleration, \mathbf{F}_{rr} was the rolling resistance force, and \mathbf{F}_{aero} was the
 13 aerodynamic drag force. To obtain the acceleration (acc), the author fitted the velocity
 14 data with a polynomial (\mathbf{pV}) at each point in x as equation 5. The argument \mathbf{p} is a vector
 15 of length n+1 whose elements was the coefficients (in descending powers) of a 4th-
 16 degree polynomial.

$$\mathbf{pV}(x) = \mathbf{p1}x^4 + \mathbf{p2}x^3 + \mathbf{p3}x^2 + \mathbf{p4}x + \mathbf{p5} \quad (5)$$

17 The coefficients for the polynomial ($p1, p2, \dots, p5$) were returned to be the best fit (in a
 18 least-squares sense) for the velocity data (\mathbf{V}_T). The coefficients and the polynomial
 19 were computed with the MATLAB functions 'polyfit' and 'polyval'. \mathbf{F}_{rr} was
 20 estimated using a deceleration test [Sauret et al., 2012] on the 20 m sprint field and
 21 computed with equation 6. In this equation \mathbf{g} was the gravitational constant, $\boldsymbol{\mu}_r$ was
 22 the rolling resistance coefficient compute as the deceleration value divided by \mathbf{g} . \mathbf{k}_f
 23 was the coefficient of influence of speed on friction [Fuss, 2009].

$$\mathbf{F}_{rr} = \mathbf{m}_t \mathbf{g} (\boldsymbol{\mu}_r + \mathbf{k}_f \mathbf{pV}^2) \quad (6)$$

24
 25

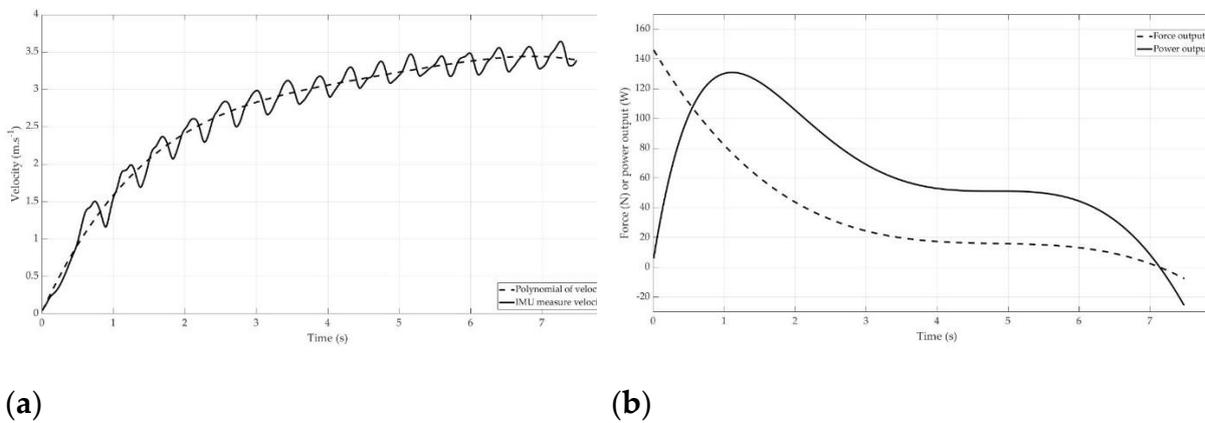
1 The aerodynamic drag force was obtained with equation 7 where C_dA was the drag

$$F_{aero} = \frac{1}{2} \rho C_d A p V^2 \quad (7)$$

2 coefficient in the function of the frontal area of the system [Masson, 2015] and ρ was
3 the air density (1.22 kg.m⁻³).

4

5 The power output (PIMU) was computed with the multiplication between the force
6 (FIMU) and the velocity (pV) (Figure 1b). For each sprint, the force-velocity (F-V)
7 profile was made with each point of FIMU accordingly to each point of pV .



8 *Figure 1: Linear velocity of a manual wheelchair basketball player measured (solid line) and*
9 *polynomial of this velocity (dotted line) (a). Power (solid line) and Force (dotted line) calculated*
10 *from acceleration, speed and mass of the same participant (b).*

11

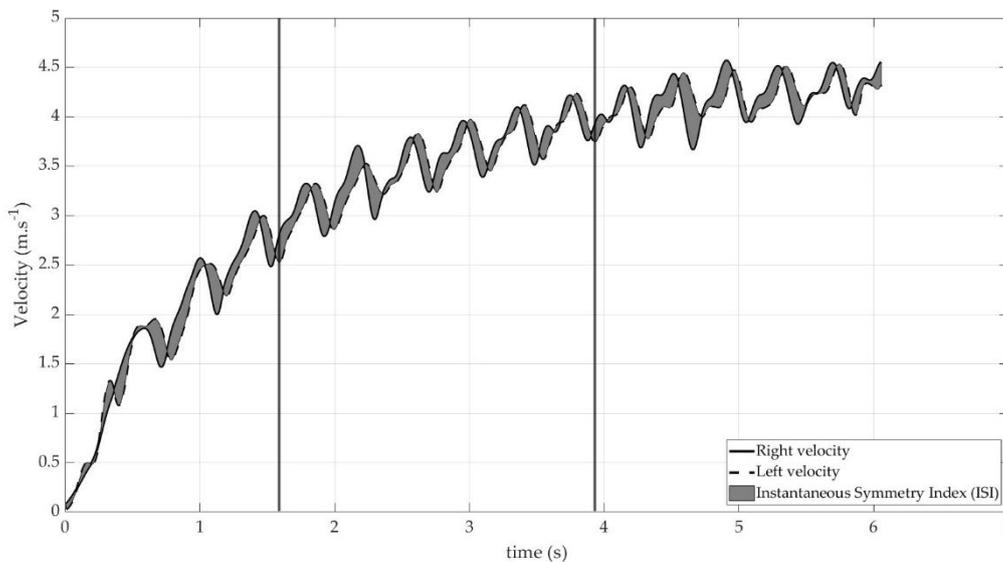
12 *Asymmetries*

13 The Instantaneous Symmetry Index (ISI) was calculated according to the method
14 proposed by Chenier *et al.* (2017) [Chénier et al., 2017b]. The ISI was defined as the
15 absolute area between the right and the left side curves of the assessed variable,
16 normalized by the sum of the absolute areas under both curves (Figure 2).

$$ISI = \frac{\int_{t1}^{t2} |R - L| dt}{\int_{t1}^{t2} |R| dt + \int_{t1}^{t2} |L| dt} \quad (8)$$

17 Where R and L was the assessed variable on the right and left sides, respectively, and
18 where $t1$ and $t2$ represented the start and the end of the period during which the *ISI*
19 was calculated.

1 For the SP test, we used velocity data to calculate the ISI because this measure is
2 considered more representative of the participant's action than other metrics. We
3 calculated the ISI at three-time points during the sprint: at the start of the sprint
4 (corresponding to the first three cycles of propulsion), in the middle of the sprint
5 (corresponding to the cycles of propulsion between the start and the end), and at the
6 end of the sprint (corresponding to the last five cycles of propulsion). The ISI is
7 representative of steering movement by the computation of accumulation of lateral
8 displacements during propulsion, defined by the velocity differences between wheels.
9



10

11 Figure 2: Effect on the instantaneous symmetry index (ISI) on speed in 20m sprint in
12 wheelchair with Inertial Measurement Unites.

13

14 *Trunk kinematic*

15 To assess the influence of the trunk on MWC maneuverability, trunk kinematics were
16 monitored. Specifically, the speed of trunk inclination was gauged using IMU
17 positioned on each athlete's back. A combination of methodologies was employed for
18 sensor-to-segment calibration [Pacher et al., 2020]. Subsequently, the trunk flexion
19 angle Trunk Range of Motion (TRM) was derived from the rotation matrices, based on
20 the quaternions supplied by the WheelPerf IMUs, following a y-z-x sequence.

21

22 *Statistics*

1 Analysis was conducted using R (Posit Team, 2023), RStudio (Integrated Development
 2 Environment for R. Posit Software, PBC, Boston, MA. URL <http://www.posit.co/>) with
 3 “corrplot” package (<https://github.com/taiyun/corrplot>), “car” package ([https://r-](https://r-forge.r-project.org/projects/car/)
 4 [forge.r-project.org/projects/car/](https://r-forge.r-project.org/projects/car/)) and “multcomp” package ([http://multcomp.R-](http://multcomp.R-forge.R-project.org)
 5 [forge.R-project.org](http://multcomp.R-forge.R-project.org)). The normal distribution of the data was tested with the Shapiro-
 6 Wilk test. The homoscedasticity of the data was calculated with Levene’s test. A two-
 7 way ANOVA was proposed to examine the interaction between sports and sprints. For
 8 non-normally distributed data, a non-parametric alternative, the Kruskal-Wallis test,
 9 was used. After the ANOVA, post-hoc tests with Bonferroni correction were employed
 10 to make pairwise comparisons between groups while controlling for the family-wise
 11 error rate. A Linear Mixed-Effects Model was used to analyze the evolution of variables
 12 across different sprints for both WR and WB players. The model accounted for
 13 repeated measures within participants and provided insights into both fixed effects
 14 (effects of sprints) and random effects (variability across participants).

15 Results

16 The two-way ANOVA (group * time) demonstrated superior performance for WB
 17 players compared to WR in terms of force, power, maximal, and mean velocity, all of
 18 which contribute to a shorter sprint time. Between sprint n°1 and n°6, there is a
 19 noticeable decline in performance. These differences were statistically significant for
 20 both WB and WR in relation to maximal, and mean velocity. Only the WR group
 21 showed a significant difference in sprint time between the two sprints. And WB
 22 showed a significant difference in power. Between the ST and the LT sprint, there are
 23 significant differences for WB and WR in maximal and mean velocity and in sprint
 24 time.

25 No significant difference exists in the TRM between sprints. However, WB athletes
 26 exhibit greater TRM during propulsion compared to WR. The TRM is more
 27 pronounced at the beginning of the sprint and diminishes as the sprint progresses.

28 Higher ISI values are observed at the start of sprint for all groups when compared to
 29 the mid-point and end of each sprint. WB athletes tend to display greater asymmetry
 30 than WR. This difference is statistically significant on average during the starts of
 31 sprints, at both the of the first and last sprints. There is no difference of ISI between
 32 sprints.

33 Table 2: Comparison between Wheelchair Basketball and Wheelchair Rugby players
 34 and between the first (1) and the last (6) sprint of the repeated sprint test.

Wheelchair Basketball		Wheelchair Rugby		<i>p</i>
Sprint n°1	Sprint n°6	Sprint n°1	Sprint n°6	

Maximal Force (N)	301.8 (74.2)	286 (25.9)	226.0 (63.8)	224.1 (66.3)	**
Maximal Velocity (m.s ⁻¹)	5.39 (0.49)	5.24 (0.39)	4.43 (0.71)	4.21 (0.72)	** \$ ££
Maximum Power (W)	413.7 (127)	371.3 (28.9)	247.6 (105.9)	237.9 (104.6)	** \$
Mean velocity (m.s ⁻¹)	3.68 (0.31)	3.63 (0.24)	3.10 (0.46)	3 (0.55)	** \$\$
Sprint Time (s)	5.49 (0.49)	5.56 (0.37)	6.60 (0.99)	6.84 (1.39)	££
ISI_start	0.030 (0.013)	0.032 (0.02)	0.028 (0.009)	0.019 (0.007)	** ££
ISI_middle	0.014 (0.004)	0.016 (0.012)	0.012 (0.007)	0.012 (0.003)	*
ISI_end	0.015 (0.008)	0.015 (0.008)	0.010 (0.005)	0.010 (0.005)	
ISI	0.018 (0.005)	0.019 (0.009)	0.014 (0.006)	0.012 (0.005)	
TRM start (°)	26.1 (6.4)	27.1 (6.1)	15.0 (11.9)	17.9 (21.5)	*
TRM middle (°)	16.4 (2.9)	18 (2.3)	10.5 (7.5)	13.2 (17.2)	*
TRM end (°)	17.5 (4.1)	16.5 (2.4)	9.7 (6.8)	11.6 (11.8)	**

1 Note: Data are mean (standard deviation). The Instantaneous Symmetry Index (ISI)
 2 and the Range of motion of the trunk (TRM) are compute during the start, middle and
 3 the end part of the sprint. * and ** represent significant differences between wheelchair
 4 basketball and wheelchair rugby players ($p<0.05$ and $p<0.001$ respectively). \$ and \$\$
 5 represent significant differences between the first and the last sprints for wheelchair
 6 basketball players ($p<0.05$ and $p<0.001$ respectively). £ and ££ represent significant
 7 differences between the first and the last sprints for wheelchair rugby players ($p<0.05$
 8 and $p<0.001$ respectively).

9

10

11 Table 3: Comparison between Wheelchair Basketball and Wheelchair Rugby players
 12 and between the shortest (ST) and longest timed (LT) sprint of the repeated sprint test.

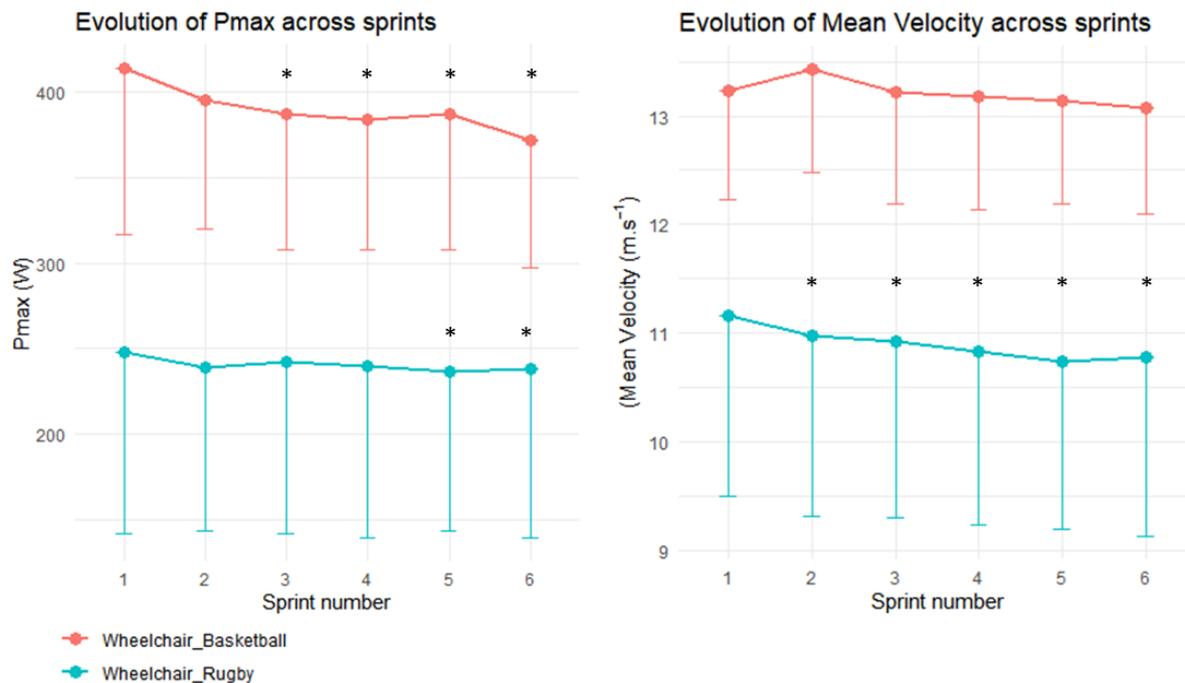
	Wheelchair Basketball		Wheelchair Rugby		<i>p</i>
	ST	LT	ST	LT	
Sprint number	3 (2)	4 (2)	1 (0)	5 (1)	
Maximal Force (N)	284.3 (71)	259.2 (46.1)	226 (63.8)	218.2 (66.3)	**
Maximal Velocity (m.s ⁻¹)	5.39 (0.54)	5.29 (0.38)	4.43 (0.71)	4.01 (0.72)	** \$ ££
Maximum Power (W)	378.2 (94.4)	377.4 (101.3)	247.6 (105.9)	219 (104.6)	**
Mean velocity (m.s ⁻¹)	3.72 (0.3)	3.53 (0.24)	3.1 (0.46)	2.84 (0.55)	** \$\$ ££
Sprint Time (s)	5.43 (0.48)	5.71 (0.38)	6.6 (0.99)	7.25 (1.39)	** \$\$ ££
ISI_start	0.036 (0.014)	0.035 (0.018)	0.028 (0.009)	0.02 (0.007)	*
ISI_middle	0.012 (0.005)	0.019 (0.01)	0.012 (0.007)	0.014 (0.003)	
ISI_end	0.013 (0.008)	0.019 (0.007)	0.010 (0.005)	0.011 (0.005)	*
ISI	0.016 (0.006)	0.022 (0.008)	0.014 (0.006)	0.014 (0.005)	**
TRM start (°)	23.8 (8.2)	25.9 (4.7)	15 (11.9)	21.2 (21.5)	*
TRM middle (°)	19.6 (3.3)	17.9 (2.4)	10.5 (7.5)	15.8 (17.2)	*
TRM end (°)	18 (4.2)	16.6 (3.2)	9.7 (6.8)	13.1 (11.8)	**

13 Note: Data are mean (standard deviation). The Instantaneous Symmetry Index (ISI)
 14 and the Range of motion of the trunk (TRM) are computed during the start, middle

1 and the end part of the sprint. * and ** represent significant differences between
 2 wheelchair basketball and wheelchair rugby players ($p < 0.05$ and $p < 0.001$ respectively).
 3 \$ and \$\$ represent significant differences between ST and LT sprints for wheelchair
 4 basketball players ($p < 0.05$ and $p < 0.001$ respectively). £ and ££ represent significant
 5 differences between ST and LT sprints for wheelchair rugby players ($p < 0.05$ and
 6 $p < 0.001$ respectively).

7

8 For WR, the Linear Mixed-Effects Model revealed significant differences in Pmax
 9 between sprint 5 and sprint 1, as well as between sprint 6 and sprint 1. Additionally,
 10 there was a significant reduction in average velocity for all sprints when compared to
 11 the first one. In contrast, for WB, significant differences in Pmax were observed
 12 between sprints 3, 4, 5, and 6 relative to sprint 1, with no significant variation in
 13 average velocity (as depicted in Figure 3).



14

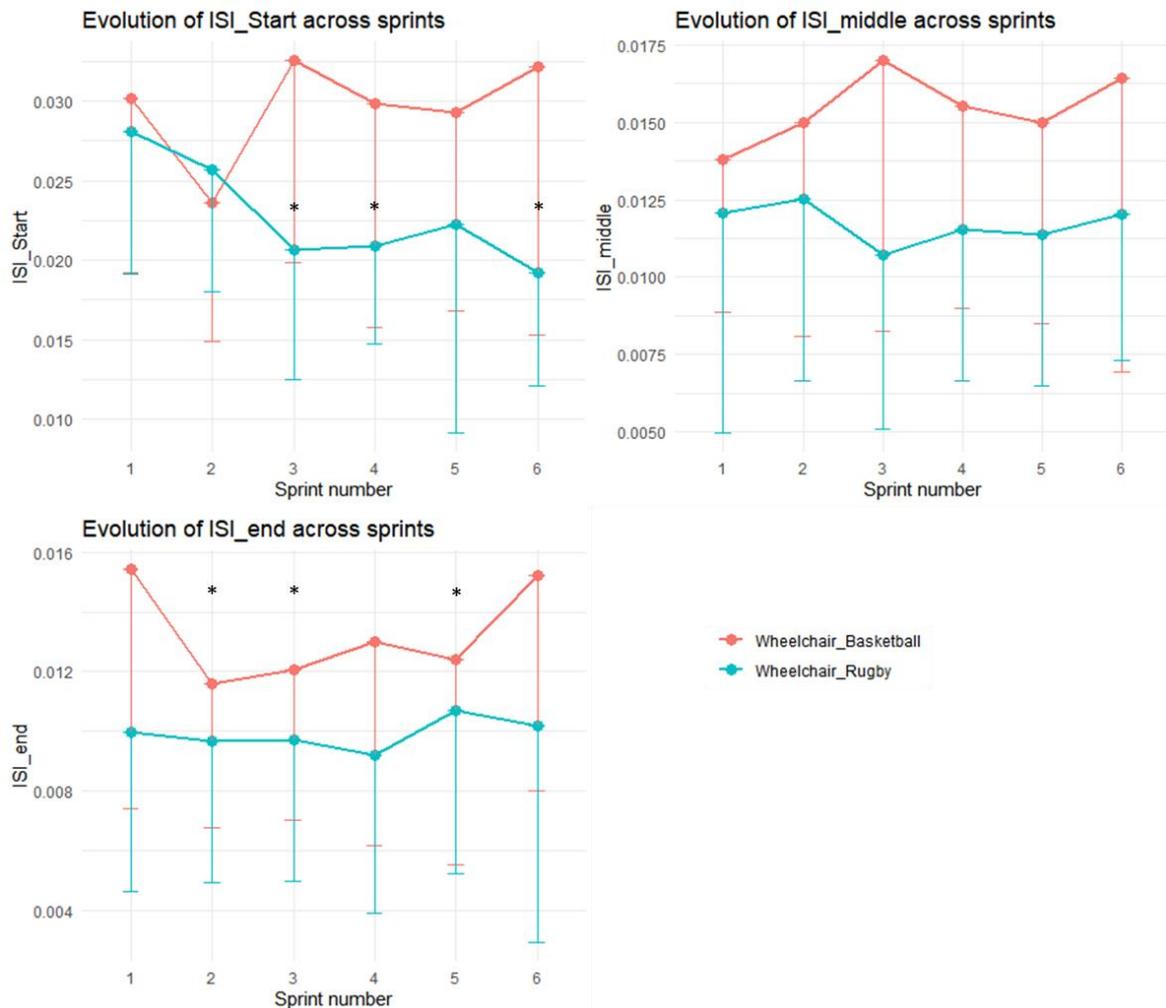
15 *Figure 3: Evolution of maximal Power output (Pmax) and Mean Velocity across sprints. Red*
 16 *dots and lines represent wheelchair basketball players and blue dots and lines represent*
 17 *wheelchair rugby players.*

18 * represents significant difference of the sprint performance with the first sprint ($p < 0.05$).

19

20 Regarding the ISI value, a repeated measures ANOVA revealed a significant difference
 21 between the first and second sprints for WB, but no such difference was observed for
 22 WR. For WR players, the ISI at the beginning of each sprint decreased, with significant
 23 deviations from the first sprint noted for sprints 3, 4, and 6. The ISI values at the end
 24 of each sprint varied for WB players, and significant differences were observed for

1 sprints 2, 3, and 5 when compared to sprint 1. However, there were no significant
 2 differences in the ISI values measured at the midpoint of each sprint, as illustrated in
 3 Figure 4.



4
 5 **Figure 4 :** Evolution Instantaneous Symmetry Index (ISI), at the start (ISI_start), the middle
 6 (ISI_middle) and at the end (ISI_end) of each sprint, across sprints. Red dots and lines
 7 represent wheelchair basketball players and blue dots and lines represent wheelchair rugby
 8 players.

9 * represents significant difference of the sprint performance with the first sprint ($p < 0.05$).

10

11 Discussion

12 Our primary results indicate significantly superior performances for WB players
 13 compared to WR players. Throughout the test, as sprints are repeated, performance
 14 decrease and sprint time lengthens. The ISI value remains consistent during the test

1 for all players. Both the ISI and the TRM tends to be more pronounced at the start of
2 each sprint.

3 The main distinctions between WB and WR players lie in the level of impairment and
4 the upper limb disabilities stemming from their respective pathologies. Additionally,
5 some WR players exhibit anthropometrical asymmetries in the upper limbs. The
6 superior performances noted for WB players in this study align with the findings of
7 Goosey-Tolfrey and Leicht (2013). Their review of the literature revealed that WB and
8 high-classification players tend to be more powerful than their low-classification and
9 WR counterparts [Goosey-Tolfrey, and Leicht, 2013]. In this study, both WB and WR
10 players demonstrated divergent performance patterns in response to fatigability. For
11 WB players, the manifestation of fatigability was evident in the decrease of maximal
12 power output throughout consecutive sprints. Conversely, WR players exhibited
13 fatigability through a decline in average sprint velocity between successive sprints.
14 Notably, these findings underscore the variations in fatigability adaptations,
15 contingent upon the specific sport and the players' unique impairments. Another
16 illuminating observation is that, on average, WB players recorded their shortest sprint
17 time during the third sprint and the longest during the fourth. This suggests that WB
18 players modulate their effort to maintain a consistent velocity in the face of increasing
19 fatigability.

20 Regarding the TRM, no changes were observed across repeated sprints. At the onset of
21 the sprint, the range of motion was, on average, greater than during the sprint's
22 continuation. Furthermore, WB players with greater trunk mobility exhibited more
23 pronounced movements. This can also explain better performances observed in WB
24 players [Brassart et al., 2021].

25 In this investigation, the chosen index of symmetry quantified the deviation during
26 straight-line MWC movement. A higher ISI value indicates increased steering. The ISI
27 was elevated, implying more pronounced velocity variations between sides, at the
28 beginning of the sprint compared to its end. This might be influenced by the trunk
29 motion and the heightened force and power demands relative to the remainder of the
30 sprint. The diminishing asymmetry at the start of the sprint, exclusively observed in
31 WR players, is noteworthy. Within this group, certain players displayed
32 anthropometric asymmetries attributable to their pathology. One hypothesis for this
33 trend in this demographic might be a more substantial decline in dominant side
34 performance compared to the non-dominant side, thereby mitigating steering
35 movements. The relatively low value of ISI in this test can be partially explained by the
36 necessity for the players to maintain symmetry in order to move straight.

37 *Limitations*

1 A notable limitation of this study, beyond the modest sample size wheelchair elite
2 players, is the significant variability inherent within the wheelchair athletes
3 population, leading to a notably diverse and heterogeneous sample. Additionally,
4 recruiting high-level WB and WR players is challenging due to their broad
5 geographical distribution and the subsequent difficulty in accessing specialized
6 laboratory-based measurement systems. As a result, securing large cohorts of elite
7 athletes is especially arduous within this demographic. Regarding the methodology,
8 the use of instrumented wheels with force sensors on the handrims could have
9 provided additional relevant information for a proper evaluation of asymmetry on the
10 field.

11 *Perspectives*

12 A future direction for this study would be to employ a roller ergometer to compare
13 force and velocity asymmetries with field data. Utilizing a roller ergometer ensures
14 that wheelchair parameters remain unchanged, unlike the modifications introduced
15 by instrumented wheels in terms of handrim ergonomics and weight. This approach
16 would yield intrinsic information on propulsion asymmetry without the
17 maneuverability constraints of the MWC on the ergometer, with the objective of
18 comparing it with maneuverability assessments in the field.

19 *Conclusion*

20 To conclude, wheelchair basketball players exhibited superior performances
21 compared to wheelchair rugby players. This study also highlighted distinct fatigability
22 adaptations between the two groups. While WB players experienced a decline in
23 maximal propulsion power output with fatigability, WR players saw a reduction in
24 their average velocity capacities. Interestingly, in our investigation, asymmetry did not
25 appear to influence performance, and fatigability did not affect asymmetry or steering
26 movements. Moreover, the subtle reduction in starting asymmetry observed among
27 WR players, possibly influenced by anthropometric asymmetries, presents compelling
28 directions for future exploration in parasport performance dynamics.

29 **References**

30 Astier, M. (2019). *Analyses biomécanique et physiologique des modes de propulsion*
31 *synchrone et asynchrone chez les basketteurs en fauteuil roulant manuel.*
32 *Université Côte d'Azur.*

- 1 Astier, M., Watelain, E., Borel, B., Weissland, T., Vallier, J.-M., & Faupin, A. (2016).
2 Perceived exertion responses and performance of two mode of propulsion in
3 the multistage field test with wheelchair basketball players. *Science & Sports*,
4 31(6), Article 6. <https://doi.org/10.1016/j.scispo.2016.08.002>
- 5 Astier, M., Weissland, T., Vallier, J. M., Pradon, D., Watelain, E., & Faupin, A. (2018).
6 Effects of synchronous versus asynchronous push modes on performance and
7 biomechanical parameters in elite wheelchair basketball. *Sports Engineering*,
8 21(1), Article 1. <https://doi.org/10.1007/s12283-017-0245-y>
- 9 Bakatchina, S., Weissland, T., Astier, M., Pradon, D., & Faupin, A. (2021). Performance,
10 asymmetry and biomechanical parameters in wheelchair rugby players. *Sports*
11 *Biomechanics*, 1-14. <https://doi.org/10.1080/14763141.2021.1898670>
- 12 Bishop, C., McAuley, W., Read, P., Gonzalo-Skok, O., Lake, J., & Turner, A. (2021).
13 Acute Effect of Repeated Sprints on Interlimb Asymmetries During Unilateral
14 Jumping. *Journal of Strength and Conditioning Research*, 35(8), 2127-2132.
15 <https://doi.org/10.1519/JSC.0000000000003109>
- 16 Brassart, F., Pradon, D., Watelain, E., Bakatchina, S., Alberca, I., Weissland, T., &
17 Faupin, A. (2021, octobre 29). Impact of the angular variation of the trunk during
18 a propulsion cycle using inertial measurement units (IMU) [Poster]. ACAPS,
19 Montpellier. <https://doi.org/10.13140/RG.2.2.13555.81440>
- 20 Chénier, F., Malbequi, J., & Gagnon, D. H. (2017). Proposing a new index to quantify
21 instantaneous symmetry during manual wheelchair propulsion. *Journal of*
22 *Biomechanics*, 51, 137-141. <https://doi.org/10.1016/j.jbiomech.2016.11.069>
- 23 Fuss, F. K. (2009). Influence of mass on the speed of wheelchair racing. *Sports*
24 *Engineering*, 1(12), 41-53. <https://doi.org/10.1007/s12283-009-0027-2>

- 1 Fuss, F. K. (2012). Speed measurements in wheelchair sports – theory and application.
2 Sports Technology, 5(1-2), Article 1-2.
3 <https://doi.org/10.1080/19346182.2012.754895>
- 4 Girard, O., Racinais, S., Couderc, A., Morin, J.-B., Ryu, J. H., Piscione, J., & Brocherie,
5 F. (2020). Asymmetries during repeated treadmill sprints in elite female Rugby
6 Sevens players. Sports Biomechanics, 1-11.
7 <https://doi.org/10.1080/14763141.2020.1767188>
- 8 Goosey-Tolfrey, V. L., & Leicht, C. A. (2013). Field-Based Physiological Testing of
9 Wheelchair Athletes. Sports Medicine, 43(2), Article 2.
10 <https://doi.org/10.1007/s40279-012-0009-6>
- 11 Goosey-Tolfrey, V. L., Vegter, R. J. K., Mason, B. S., Paulson, T. A. W., Lenton, J. P., van
12 der Scheer, J. W., & van der Woude, L. H. V. (2018). Sprint performance and
13 propulsion asymmetries on an ergometer in trained high- and low-point
14 wheelchair rugby players. Scandinavian Journal of Medicine & Science in
15 Sports, 28(5), Article 5. <https://doi.org/10.1111/sms.13056>
- 16 Hurd, W. J., Morrow, M. M. B., Kaufman, K. R., & An, K.-N. (2009). Wheelchair
17 propulsion demands during outdoor community ambulation. Journal of
18 Electromyography and Kinesiology: Official Journal of the International Society
19 of Electrophysiological Kinesiology, 19(5), 942-947.
20 <https://doi.org/10.1016/j.jelekin.2008.05.001>
- 21 Jordan, M. J., Aagaard, P., & Herzog, W. (2017). Asymmetry and Thigh Muscle
22 Coactivity in Fatigued Anterior Cruciate Ligament-Reconstructed Elite Skiers.
23 Medicine and Science in Sports and Exercise, 49(1), 11-20.
24 <https://doi.org/10.1249/MSS.0000000000001076>
- 25 Kons, R. L., Orssatto, L. B. da R., Sakugawa, R. L., da Silva Junior, J. N., Diefenthaler,
26 F., & Detanico, D. (2020). Effects of stretch-shortening cycle fatigue protocol on

- 1 lower limb asymmetry and muscle soreness in judo athletes. *Sports*
2 *Biomechanics*, 1-16. <https://doi.org/10.1080/14763141.2020.1779335>
- 3 Krantz, M. M., Åström, M., & Drake, A. M. (2020). Strength and fatigue measurements
4 of the hip flexor and hip extensor muscles: test-retest reliability and limb
5 dominance effect. *International Journal of Sports Physical Therapy*, 15(6),
6 967-976. <https://doi.org/10.26603/ijsp20200967>
- 7 Masson, G. (2015). Amélioration des performances d'athlètes en fauteuil roulant
8 d'athlétisme à partir d'une configuration optimale [Université de Sherbrooke].
9 <https://savoirs.usherbrooke.ca/handle/11143/7557>
- 10 Pacher, L., Chatellier, C., Vauzelle, R., & Fradet, L. (2020). Sensor-to-Segment
11 Calibration Methodologies for Lower-Body Kinematic Analysis with Inertial
12 Sensors: A Systematic Review. *Sensors (Basel, Switzerland)*, 20(11), 3322.
13 <https://doi.org/10.3390/s20113322>
- 14 Pansiot, J., Zhang, Z., Lo, B., & Yang, G. Z. (2011). WISDOM: Wheelchair inertial
15 sensors for displacement and orientation monitoring. *Measurement Science and*
16 *Technology*, 22(10), 105801. <https://doi.org/10.1088/0957-0233/22/10/105801>
- 17 Poulet, Y., Brassart, F., Simonetti, E., Pillet, H., Faupin, A., & Sauret, C. (2023).
18 Analyzing Intra-Cycle Velocity Profile and Trunk Inclination during
19 Wheelchair Racing Propulsion. *Sensors*, 23(1), Article 1.
20 <https://doi.org/10.3390/s23010058>
- 21 Proessl, F., Ketelhut, N. B., & Rudroff, T. (2018). No association of leg strength
22 asymmetry with walking ability, fatigability, and fatigue in multiple sclerosis.
23 *International Journal of Rehabilitation Research. Internationale Zeitschrift Fur*
24 *Rehabilitationsforschung. Revue Internationale De Recherches De*
25 *Readaptation*, 41(3), 267-269. <https://doi.org/10.1097/MRR.0000000000000278>

- 1 Richter, W. M., Rodriguez, R., Woods, K. R., & Axelson, P. W. (2007). Consequences of
2 a cross slope on wheelchair handrim biomechanics. *Archives of Physical*
3 *Medicine and Rehabilitation*, 88(1), 76-80.
4 <https://doi.org/10.1016/j.apmr.2006.09.015>
- 5 Sauret, C., Bascou, J., de Saint Rémy, N., Pillet, H., Vaslin, P., & Lavaste, F. (2012).
6 Assessment of field rolling resistance of manual wheelchairs. *Journal of*
7 *Rehabilitation Research and Development*, 49(1), 63-74.
8 <https://doi.org/10.1682/jrrd.2011.03.0050>
- 9 Soltau, S. L., Slowik, J. S., Requejo, P. S., Mulroy, S. J., & Neptune, R. R. (2015). An
10 Investigation of Bilateral Symmetry During Manual Wheelchair Propulsion.
11 *Frontiers in Bioengineering and Biotechnology*, 3.
12 <https://doi.org/10.3389/fbioe.2015.00086>
- 13 Usma-Alvarez, C. C., Fuss, F. K., & Subic, A. (2011). Effects of rugby wheelchair design
14 on output velocity and acceleration. *Procedia Engineering*, 13, 315-321.
15 <https://doi.org/10.1016/j.proeng.2011.05.091>
- 16 van der Slikke, R. M. A., Berger, M. a. M., Bregman, D. J. J., Lagerberg, A. H., & Veeger,
17 H. E. J. (2015). Opportunities for measuring wheelchair kinematics in match
18 settings; reliability of a three inertial sensor configuration. *Journal of*
19 *Biomechanics*, 48(12), Article 12. <https://doi.org/10.1016/j.jbiomech.2015.06.001>
- 20 Vegter, R. J. K., Lamoth, C. J., de Groot, S., Veeger, D. H. E. J., & van der Woude, L. H.
21 V. (2013). Variability in bimanual wheelchair propulsion : Consistency of two
22 instrumented wheels during handrim wheelchair propulsion on a motor driven
23 treadmill. *Journal of Neuroengineering and Rehabilitation*, 10, 9.
24 <https://doi.org/10.1186/1743-0003-10-9>

25

6.3.2. Étude 4 : Asymétrie de manivellage lors du test Wingate anaérobie de 30 secondes

- Brassart F, Faupin A, Hays A, Bakatchina S, Alberca I, Watelain E, Weissland T. Upper limb cranking asymmetry during a Wingate anaerobic test in wheelchair basketball players. *Scandinavian Journal of Medicine & Science in Sports*. 2023; 00, 1–13, <https://doi.org/10.1111/sms.14376>

Dans cette seconde étude en lien avec la durée de l'exercice, nous examinons l'asymétrie de force des membres supérieurs chez les joueurs d'élite de basketball en fauteuil roulant (WB) pendant un test anaérobie de Wingate de 30 secondes sur un ergomètre à bras. L'étude vise à comprendre comment l'asymétrie varie avec la fatigabilité, la classification des joueurs (low-point [LP] et high-point [HP]), et le sexe. Vingt-cinq joueurs d'élite de WB (13 femmes, 12 hommes) ont participé. Ils ont été catégorisés en LP et HP en fonction de leurs capacités fonctionnelles. L'ergomètre à bras a mesuré le couple et la vitesse de rotation. L'étude a été approuvée par un comité d'éthique et enregistrée sur clinicaltrials.gov.

Les résultats de l'étude ont révélé que l'asymétrie des membres supérieurs fluctue davantage pendant les 10 premières secondes qu'à la fin du test. Cela suggère que l'asymétrie n'est pas nécessairement liée à la puissance anaérobie, mais plutôt à la coordination motrice et au contrôle du tronc. Les joueurs HP avaient tendance à être plus asymétriques que les joueurs LP, bien que la différence ne soit pas statistiquement significative. Les deux groupes n'ont montré aucune différence significative en termes de force ou de puissance moyennes. Les hommes avaient une puissance de crête et moyenne significativement plus élevées que les femmes. L'asymétrie était plus grande chez les femmes, en particulier pour la force de poussée. Le côté dominant autodéclaré ne développait pas nécessairement le plus de force pendant le test, indiquant que la perception de la dominance des membres peut ne pas correspondre à la force réelle

déployée. Malgré des différences significatives dans les variables de performance entre les hommes et les femmes, l'asymétrie n'a pas changé dans l'un ou l'autre groupe avec la fatigabilité.

En conclusion, nous supposons que l'asymétrie de force des membres supérieurs est un phénomène complexe influencé par plusieurs facteurs, y compris l'apparition de la fatigabilité, la coordination motrice et le contrôle du tronc. Sur ce test de manivellage, peu commun aux joueurs de WB, la classification et le sexe ne semblent pas avoir d'impact sur les asymétries de force de membres supérieurs. De manière intéressante, nous avons constaté que l'asymétrie était supérieure au seuil de 10 % suggéré par des recherches antérieures, indiquant un potentiel risque de TMS. Les recherches futures devraient se concentrer sur des conditions écologiques et devraient quantifier les asymétries de rotation du tronc en plus des asymétries des membres supérieurs.

Upper limb cranking asymmetry during a Wingate anaerobic test in wheelchair basketball players

Florian Brassart^{1,2} | Arnaud Faupin¹ | Arnaud Hays³ | Sadate Bakatchina¹  |
Ilona Alberca¹ | Eric Watelain¹ | Thierry Weissland²

¹Université de Toulon, La Garde, France

²Laboratoire IMS, Pessac, France

³ISM, Marseille, France

Correspondence

Florian Brassart, laboratoire de l'Intégration du Matériau au Système, UMR 5218, PMH_Dysco, Pessac 33600, France.

Email: florian.brassart@univ-tln.fr

Funding information

Agence Nationale de la Recherche

Introduction: Interlimb asymmetry of strength and/or motor coordination could limit the performance of wheelchair athletes or increase their risk of injury. Studies of interlimb asymmetry in the lower limbs have shown high between-subject variability that does not depend on the side of dominance and that does not change with fatigue. Upper limb asymmetry is particularly large in manual wheelchair athletes with a lower degree of impairment. The aim of this study was to evaluate interlimb asymmetry of forces developed during an upper limb Wingate anaerobic test, the effects of fatigue on force, and differences between high- and low-point players.

Method: Twenty-five wheelchair basketball players (13 females and 12 males) of male and female national French teams performed a 30s anaerobic Wingate test on an arm ergometer. Participants were classified into two functional categories, high-point (classed from 3 to 4.5) and low-point (classed from 1 to 2.5), according to the International Wheelchair Basketball Federation classification. Left and right arm forces were measured during the pushing and pulling phases at peak power, 10s, and the end of the 30s test.

Results: Upper limb asymmetry changed with fatigue during each phase. Force asymmetry differed between peak power, 10s and 30s, with no consistent increase or decrease. Asymmetry did not differ significantly between low- and high-point players but tended to be greater in high-point players. Asymmetry tended to be greater in the females, with significant differences between the males and females in the push phase.

Conclusion: Inter-subject variability was high, but forces were asymmetric for most participants, especially females. The Wingate anaerobic test could highlight problematic asymmetries that might impact daily life or sports performance.

KEYWORDS

asymmetry, cranking, fatigue, sports, upper limbs, wheelchair, Wingate

This is an open access article under the terms of the Creative Commons Attribution-NonCommercial-NoDerivs License, which permits use and distribution in any medium, provided the original work is properly cited, the use is non-commercial and no modifications or adaptations are made.

© 2023 The Authors. *Scandinavian Journal of Medicine & Science In Sports* published by John Wiley & Sons Ltd.

1 | INTRODUCTION

Upper limb asymmetry is an issue for manual wheelchair users. Differences in propulsive efficiency between the dominant and nondominant sides could hinder straight-line travel and increase energy cost.^{1,2} Several studies have found a large variability of interlimb asymmetry during wheelchair propulsion on a roller ergometer. They found differences in distance traveled between the right and left wheels, maximum speed reached for each wheel, and maximum power developed on the wheel rim.^{2,3} Asymmetry has also been found to increase with task difficulty,¹ with increasing rolling resistance⁴ and on uneven ground,⁵ suggesting that asymmetry increases with the intensity of the effort exerted during propulsion.

To our knowledge, no studies have evaluated the impact of fatigue on upper limb asymmetry. Studies in sports that particularly involve the lower limbs have found different effects of fatigue on asymmetry. Two studies found that asymmetry of force developed during a unilateral countermovement jump increased with fatigue,^{6,7} whereas no effect of fatigue was found on asymmetry of isometric hip extensor strength,⁸ knee extensor strength,⁹ thigh muscle strength,¹⁰ or propulsive power.¹¹ Spatiotemporal asymmetry does not change with fatigue during running¹² or walking.¹³

In paralympic sports, players are classified according to their functional abilities to ensure fairness between competitors and in the composition of teams for sports such as wheelchair rugby¹⁴ and wheelchair basketball (WBB).¹⁵ In a study in 2018, Goosey-Tolfrey et al. divided a sample of wheelchair rugby players into two subgroups, low-point (LP, ranked from 0.5 to 1.5) and high-point (HP, ranked from 2.0 to 3.5).³ They found less upper limb asymmetry in LP than HP players in terms of distance traveled and power developed on a roller ergometer, and they theorized that this could be due to the greater upper extremity demands highlighted by the higher power developed by HP players. In female wheelchair basketball, higher power developed by HP was observed in a recent study.¹⁶ However, another study observed no significant differences in performances on bench press and a repeated modified agility test between LP and HP in wheelchair basketball.¹⁷

Hutzler¹⁸ and Coutts¹⁹ found that performance in Paralympic sports such as wheelchair basketball (WBB) or wheelchair racing depends considerably on power and maximum anaerobic capacity. Arm crank ergometers were used in studies, to assess physical fitness and performance in standardized laboratory conditions in athletes with different types of disabilities.^{20–24} To our knowledge, no studies have evaluated interlimb asymmetry of the upper limbs during an arm cranking ergometer test. In able-bodied people performing the 30s anaerobic Wingate

test (WAnT_30s), which is a maximum effort test, metabolism in the first 7 to 9-s is predominantly alactic and anaerobic by phosphagen degradation, and the anaerobic lactic (glycolytic) metabolism is predominant from the 10 to 30s.^{25–27} These findings lead to question of whether left–right upper limb forces might differ in athletes with disabilities depending on the predominant metabolism type used during the WAnT_30s.

The first aim of this study was to assess upper limb force asymmetry during an all-out, maximal intensity 30s anaerobic Wingate test on an arm-crank ergometer. Consistent with studies of lower limb asymmetry,²⁸ the authors hypothesized that asymmetry would not increase during the exercise.

In parasports, athletes present different functional capacities, so as in the study by Goosey-Tolfrey et al 2018 on wheelchair rugby players,³ the second aim was to assess differences in asymmetry and performance between LP and HP WBB players. In accordance with the results of Goosey-Tolfrey et al 2018, the authors hypothesized that both asymmetry and performance would be greater in HP than in LP players.

Therefore, to investigate whether greater upper extremity power could explain greater asymmetry, the third aim was to compare asymmetry and performance between male and female WBB players. The authors hypothesized that these variables would be greater in males than in females.

2 | METHODS

This study was approved by our local ethics committee (N°IDRCB: 2020-A02919-30) and registered on clinicaltrials.gov (NCT04748497).

2.1 | Participants

Twenty-five elite wheelchair basketball players (13 females and 12 males) from the national team took part in this study (Table 1). Excluding training national team, they trained 4 days a week with matches during weekends. Inclusion criteria were the use of a manual wheelchair for sport, and no current back or upper limb pain or injury. Participants' pathologies did not impact their upper limbs: complete ($n=14$) and incomplete ($n=4$) paraplegia, lower limb amputation ($n=3$), lower limbs congenital malformation ($n=2$), spina bifida ($n=1$), and sequelae of poliomyelitis ($n=1$). The time since disability reported in Tables 1 and 2 includes individuals with acquired and congenital disabilities. Participants were classified into two sport-specific functional categories according to the

TABLE 1 Participant characteristics.

Participants characteristics	Males				Females		
	Total (n = 25)	All (n = 12)	LP (n = 6)	HP (n = 6)	All (n = 13)	LP (n = 7)	HP (n = 6)
Age (years)	29 ± 7	30 ± 7	30 ± 7	29 ± 8	28 ± 7	29 ± 6	27 ± 9
BM (kg)	67 ± 11	74 ± 10	68 ± 9	80 ± 7	61 ± 7	56 ± 4	65 ± 5
Time since disability (years)	20 ± 11	23 ± 10	24 ± 11	22 ± 10	18 ± 12	12 ± 7	23 ± 13
Training age (years)	10 ± 6	12 ± 5	13 ± 5	11 ± 6	8 ± 6	6 ± 4	9 ± 8

Note: Data are mean ± standard deviation. HP = class 3.5 to 4.5; LP = class 1 to 2.5. Abbreviations: BM, body mass; HP: high-point player; LP, low-point player.

TABLE 2 Participant characteristics according to group (low-point < 3.0 points and high-point > 2.5 points).

Participants characteristics	LP (n = 13)	HP (n = 12)	p-Value
Age (years)	29 ± 6	28 ± 8	0.684
Body mass (kg)	61 ± 9	73 ± 10	0.005*
Time since disability (years)	23 ± 11	18 ± 11	0.375
Training age (years)	9 ± 5	10 ± 7	0.664

Note: Data are mean ± standard deviation.

Abbreviations: HP, high-point player; LP, low-point player.

*Statistically significant values ($p < 0.05$) with an independent sample *t*-test between LP and HP.

International Wheelchair Basketball Federation classification (IWBF, 2021) The rating ranged from 1 to 4.5, with lower ratings (low-point [LP] players: classed from 1 to 2.5) indicating lower levels of sport-specific functional capacity and higher ratings (high-point [HP] players: classed from 3 to 4.5) indicating higher levels of mobility (Tables 1 and 2). All the players were evaluated by International Paralympic Committee (IPC) classifiers. The sample was dichotomized because class 3.0 players and above have complete trunk movement in the vertical and forward planes.¹⁵ This affects performance since their trunk is not attached during the WAnT_30s on the arm crank ergometer, and the muscles that stabilize and perform trunk rotation and flexion/extension are also involved in the crank movement. The dominant side was identified subjectively by asking participants, “Which is your strongest side?”

2.2 | Materials

In this study, a commercially available arm crank ergometer (Brachumera, lode®, DEV-CA925901) was used to record the torque developed on each crank (right and left) in

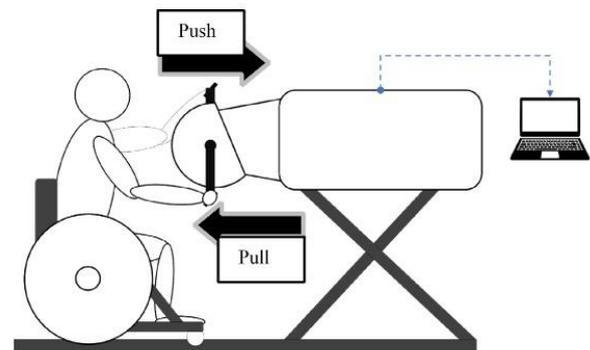


FIGURE 1 Representation of the experimental set-up on the crank ergometer.

Newton meters (Nm) and the speed of rotation in degrees per second (°/s) or rotations per minute (RPM). This device recorded at 1000 Hz and exported values every two degrees. Resistance was generated by a Lanooy electromagnetic braking mechanism (eddy currents) and measured either in watts or by a torque factor that accounted for the participant's mass. The arm cranks were positioned asynchronously (i.e., at 180° to each other).

2.2.1 | Protocol

The protocol took place during an in-season period on a national team training camp. Participants performed an all-out, 30-second Wingate test (WAnT_30s) adapted for the upper limbs.²⁹ The ergometer was placed on a height-adjustable table. Participants used their basketball wheelchairs (Figure 1). Each participant was strapped to the wheelchair at their thighs or hips according to their pathologies, and the wheelchair was fixed with ratchet straps to the floor to prevent movement between the participant and the wheelchair and between the wheelchair and the floor during the test. The axis of rotation of the cranks

was aligned with the glenohumeral joint.²⁹ The warm-up consisted of 3 min of self-selected cadence cranking at a resistance of 25 W followed by 3 min of low-intensity interval work with active rest periods (working and resting resistance of 100 and 15 W, respectively). At the end of the warm-up, participants performed a sub-maximal sprint without resistance for 15 s to accustom them to the movement with a high cranking speed. The resistance value of the WAnT_30s was customized according to Cavedon et al. (2021).²¹ A torque factor (torque value divided by the body mass) was a parameter in the arm ergometer software to establish resistance level for the WAnT_30s. To customize resistance for each participant, an isokinetic test was then performed at 80 rpm for 5 s at peak power so that a torque factor (F-ISO) could be calculated as the maximum torque developed divided by the participant's body mass. The WAnT_30s was performed with a torque resistance factor equal to half of F-ISO and from zero velocity. The researchers provided active encouragement to participants throughout the test to ensure maximum performance.

2.2.2 | Data processing

The output signals obtained from the hand crank ergometer software (Lode Ergometry Manager 10th version) were processed with MATLAB software, v2020b (MathWorks Inc.). Moments of force were measured for the left (LM) and right (RM) cranks. The tangential force produced on the left (LF) and right (RF) cranks was calculated with Equation 1, where CL and CR are the lengths of the left and right cranks, respectively.

$$LF = \frac{LM}{CL} \text{ and } RF = \frac{RM}{CR} \quad (1)$$

Left (LPow) and right (RPow) power were calculated as the product of the force torque with the rotational velocity of the cranks (VR) (Equation 2).

$$LPow = CL * VR \text{ and } RPow = CR * VR \quad (2)$$

The authors also divided the crank stroke into two phases. The push phase was defined as beginning at the proximal dead center (PDC) between the end of elbow flexion and the beginning of elbow extension to the distal dead center (DDC) and ending between the end of elbow extension and the beginning of flexion. The pull phase was defined as the remaining half crank cycle (Figure 2).

The total force asymmetry (SI_{tot}) was calculated using Equation 3.1 according to Robinson et al. (1987) used on kinematic gait analysis for the comparison with other

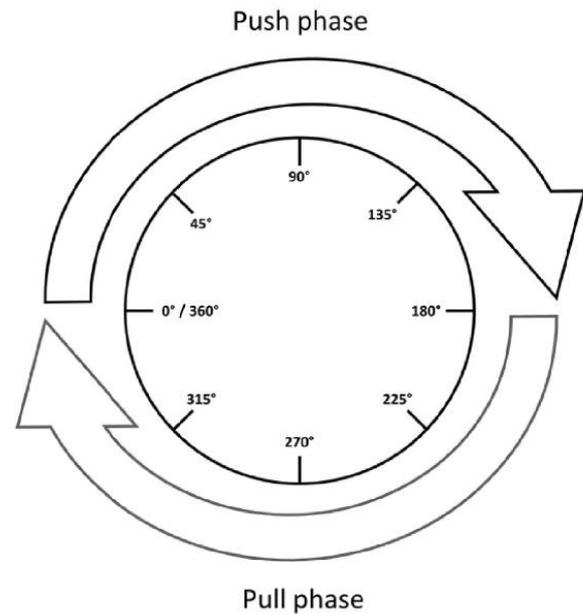


FIGURE 2 Crank Cycle Breakdown with the push phase represented by the arrow at the top and the pull phase represented by the arrow at the bottom.

studies.²⁸ According to Smak et al. (1999) who compute cycling joint force asymmetries for positive and negative values separately, the authors calculated asymmetry during the pulling (SI_{pull}) and pushing (SI_{push}) phases (Equations 3.2 and 3.3, respectively).²⁹ To compare the evolution during the WAnT_30s without the impact of interparticipant sign difference, the absolute was calculated value of the difference between the forces on each side. With these equations, a symmetry index of 0% indicates perfect symmetry.

$$SI_{tot} = \frac{|LF_{tot} - RF_{tot}|}{0.5 * (LF_{tot} + RF_{tot})} * 100 \quad (3.1)$$

$$SI_{pull} = \frac{|LF_{pull} - RF_{pull}|}{0.5 * (LF_{pull} + RF_{pull})} * 100 \quad (3.2)$$

$$SI_{push} = \frac{|LF_{push} - RF_{push}|}{0.5 * (LF_{push} + RF_{push})} * 100 \quad (3.3)$$

Here, LF_{tot} and RF_{tot} represent the average of left and right tangential forces during a full crank turn. LF_{pull} and RF_{pull} represent the mean force on the left and right cranks during each pulling phase and LF_{push} and RF_{push} represent the mean force on the left and right cranks during each pushing phase.

To evaluate changes in asymmetry during each phase, asymmetry was calculated at three instants of

the WAnt_30s. At each instant, mean LFtot, RFtot, LFpull, RFPull, LFpush, and RFPush for 5 consecutive crank turns were calculated. The first instant was when the participant reached peak power (A_PP), which occurred during the first 5s of the test for all athletes. The second was 10s after the start of the test (A_10s), and the third was at the end of the 30s test (A_30s).

The following variables were also calculated:

- Torque factor: the personalized resistance used during the test.
- Absolute (W) and relative (W/Kg) peak and mean power, and power at 10s and 30s
- Fatigue index: percentage power loss at the end of the 30s test, as a proportion of peak power, calculated with Equation 4.

$$\text{Fatigue index} = \left(1 - \frac{\text{End power}}{\text{Peak power}}\right) * 100 \quad (4)$$

- 10s fatigue index: the same as the fatigue index but calculated between peak power and 10s after the beginning of the test. In this case, in Equation 4, End power represents 10s power.
- Rotational velocity of the cranks at peak power, at 10s and at the end of the test, in revolutions per minute.

Peak power and velocity were obtained during the first 5s of the test, and end power and velocity were obtained during the last cycle of the 30s test.

2.3 | Statistical analysis

Numerical variables are presented as mean \pm standard deviation, and the normal distribution of the data was tested with the Shapiro–Wilk test. The homoscedasticity of the data was calculated with Levene's test. Nonparametric Wilcoxon test or *t*-test were used for paired samples accordingly. The Mann–Whitney U-test or an independent sample *t*-test was used to compare results between the LP and HP groups and the men and women groups. The authors used the paired *t*-test or Wilcoxon signed-rank test to compare asymmetry magnitude between the three instants of the test, and variation of asymmetry and performance between LP and HP groups and males and females. The authors used the 26th version of Statistical Package for the Social Sciences (SPSS 26) software for all analyses and considered $p < 0.05$ as statistically significant.

3 | RESULTS

By definition, the functional capacity of LP and HP players differs (IWBF, 2021), but there are also differences in mass where HP players were heavier ($p = 0.005$). Age was similar in the groups (Tables 1 and 2). Three players declared themselves stronger on the left side and 22 declared themselves stronger on the right side. The peak power was obtained at 4.2 ± 1.7 s after the start of test on average.

Table 3 shows the comparison of absolute performance between male and female participants. Torque factor (i.e., the resistance provided during the test) differed significantly between males and females ($p < 0.0001$). Peak power ($p < 0.0001$ for absolute and relative power), mean power ($p < 0.0001$ for absolute and relative power), and power at 10s ($p < 0.0001$ for absolute and relative power) were higher in men than women but there was no difference for power at 30s (end of test) ($p = 0.125$ in absolute power and, $p = 0.735$ in relative power). Average force developed ($p < 0.0001$) was higher in males but there was no difference in velocity at peak power ($p = 0.203$) or at 10s time instant ($p = 0.282$). Crank speed was higher in females at 30s ($p = 0.001$). Fatigue index was higher in males ($p = 0.002$).

Comparison of HP and LP groups found no significant difference in mean force (HP: 231.1 ± 100.8 and LP: 188.7 ± 64.67 , $p = 0.270$), mean power (HP: 284.3 ± 93.5 and LP: 249.2 ± 81.9 , $p = 0.247$), or peak power (HP: 472.2 ± 178.35 and LP: 370.6 ± 141.14 , $p = 0.650$). Relative power at 30s was higher in the LP group (HP: 2.08 ± 0.87 and LP: 2.75 ± 0.44 , $p = 0.022$).

Within the male and female subgroups, variables did not differ between the LP and HP groups except for the fatigue index at 10s in females ($p = 0.031$), which was higher for the HP group. For all participants, mean power was significantly higher during the first 10s than throughout the 30s test ($p < 0.0001$).

Regarding the percent of total force asymmetry at the three time-instants considered, differences were found between peak power and 10s (Table 4). Mean asymmetry increased for the whole sample ($p = 0.028$) and for the HP group ($p = 0.022$). Force asymmetry tended to increase in the whole sample and in the LP and HP groups, despite considerable between-participant variability. Although not significant, asymmetry decreased from the 10s to the 30s measurements. Pushing and pulling force asymmetry did not change significantly, although they were not constant during the test.

Asymmetry tended to be higher in the HP than in the LP group, although the difference was not significant (Table 5).

TABLE 3 Comparison of variables between men and women and high-point (HP) and low-point players (LP).

	Men			Women		
	Total (n=25)	All (n=12)	LP (n=6)	All (n=13)	LP (n=7)	HP (n=6)
Torque factor	0.52±0.23	0.69±0.22	0.62±0.1	0.36±0.08*	0.38±0.08	0.34±0.09
Peak power	419.4±165	567.6±101.6	630.2±81.7	282.5±52.3*	255.3±26.9	314.3±58.7
Relative (W.Kg ⁻¹)	6.2±1.8	7.7±1.2	7.4±0.7	4.7±0.8*	4.6±0.6	4.8±1
Mean power	266±87.6	345.6±53.2	364.1±55.1	192.6±24.6*	182.5±13.9	204.4±30.2
Relative (W.Kg ⁻¹)	3.9±0.9	4.7±0.6	4.8±0.5	3.2±0.4*	3.3±0.4	3.1±0.5
10s Mean power	309.7±108.4	409.7±60.6	404.0±52.2	217.4±30.1*	204.1±17.0	232.9±36.0
Relative (W.Kg ⁻¹)	4.6±1.1	5.6±0.6	5.4±0.5	3.6±0.5*	3.7±0.4	3.6±0.6
End power	159.9±56.7	179.3±76.1	207.1±27.6	142.0±19.8	137.7±11.3	147.1±27
Relative (W.Kg ⁻¹)	2.4±0.7	2.5±1	3.1±0.4	2.4±0.3	2.5±0.3	2.3±0.4
10s Power	261.5±98.5	343.3±77.4	322.6±81.5	186.0±32.5*	183.1±20.8	189.4±44.6
Relative (W.Kg ⁻¹)	3.9±1.1	4.7±0.9	4.4±1.0	3.1±0.6*	3.3±0.5	2.9±0.7
Fatigue index	57.4±14.7	66.7±15.1	58.8±2.5	48.8±7.8*	45.7±6.1	52.5±8.5
10s Fatigue index	35.7±12.3	38.2±14.5	43.9±16.9	33.4±9.9	28.1±6.6	39.5±10.0*
Peak velocity	87.2±13.9	91.1±18.3	93.1±8.7	83.6±7	80.5±7.8	87.1±4.1
10s Velocity	85.2±22.4	80.1±29.2	71.0±33.9	89.9±12.9	87.9±11.7	92.3±14.9
End velocity	71.5±18.4	59.9±13	58.7±7.4	82.2±16.2*	80.2±15.7	84.4±18
Mean force	209.1±84.9	280.8±65.8	247.9±41.5	142.9±24.1*	138±20.7	148.6±28.4
Mean push force	94.7±34.4	120.6±28.4	109.0±18.9	70.7±18.1*	62.5±13.9	80.2±18.6
Mean pull force	113.8±56.1	159.7±43.5	137.6±26	71.4±22.6*	75.0±22.2	67.3±24.3

Note: Data are mean ± standard deviation. Values in bold are data between which there are significant differences.

Abbreviations: HP, high-point player; LP, low-point player.

*Statistically significant values ($p < 0.05$) with an independent sample t -test between men and women ($p < 0.05$).

#Statistically significant values ($p < 0.05$) between LP women and HP women ($p < 0.05$).

TABLE 4 Comparison between symmetry index (SI %) of total force, push force and pull force developed at peak power (A_PP), 10s (A_10s), and the end of the test (A_30s) for the whole sample and LP and HP wheelchair basketball players.

SI (%)				p-Value		
	A_PP M ± SD	A_10s M ± SD	A_30s M ± SD	A_PP vs. A_10s	A_PP vs. A_30s	A_10s vs. A_30s
Total force (n = 25)	12.5 ± 10.5	17.1 ± 14.8	14.5 ± 12.1	0.028 ^{a,*}	0.313	0.696
Push force	14.8 ± 12.8	15.6 ± 11.9	17 ± 12.1	0.581	0.339	0.563
Pull force	12.9 ± 11.8	17.8 ± 12.5	16.9 ± 14.1	0.058	0.104	0.925
Total force LP (n = 13)	11.6 ± 11	15.2 ± 14.3	11.3 ± 10.8	0.263	0.6	0.807
Push force LP	16.8 ± 14.7	13.6 ± 10.2	14.2 ± 9.7	0.463	0.972	0.879
Pull force LP	11 ± 9.4	17.3 ± 10.3	14.6 ± 12.4	0.101	0.173	0.587
Total force HP (n = 12)	13.5 ± 10.3	19.1 ± 15.7	18 ± 13	0.022 ^{b,*}	0.259	0.79
Push force HP	12.6 ± 10.6	17.7 ± 13.6	20.1 ± 14	0.099	0.132	0.638
Pull force HP	15 ± 14.1	18.3 ± 15.1	19.3 ± 15.8	0.308	0.347	0.861

Note: Data are mean ± standard deviation.

Abbreviations: HP, high-point player; LP, low-point player; A_PP, at the peak power instant; A_10s, 10s after the beginning of the test; A_30s, the end of the test; SI: Symmetry Index.

*Statistically significant values ($p < 0.05$) with ^aMann-Whitney U-test or ^bIndependent sample *t*-test between A_PP A_10s or A_30s.

TABLE 5 Comparison of mean symmetry index (SI %) all along the WanT_30s of total force, push force and pull force between high points players (HP) and low points players (LP).

SI (%)	HP	LP	p-Value
	M ± SD	M ± SD	
Total force	13.7 ± 11	10.8 ± 7.9	0.078
Push force	14.3 ± 10.8	13.5 ± 9.3	0.225
Pull force	14.0 ± 12.3	12.5 ± 11.6	0.060

Abbreviations: HP, high-point player; LP, low-point player; M, mean, SD, standard deviation, SI: Symmetry Index.

Within the male and female subgroups, total force asymmetry also tended to increase between A_PP and A_10s and to decrease between A_10s and A_30s. Pull force asymmetry increased significantly between A_PP and A_10s in the females (Table 6). Total force asymmetry (respectively for males and females, 10 ± 8.1 , 14.1 ± 10.5 , $p = 0.376$) and pull force (respectively for males and females, 13 ± 12.5 , 13.4 ± 11.5 , $p = 0.689$) tended to be higher in females than males, and this difference was significant for push force asymmetry (respectively for males and females, 9 ± 7 , 18.5 ± 10.1 , $p = 0.014$).

Over the entire test, nine participants developed more force on the left and 16 developed more force on the right. Visual analysis of the data at each instant studied and for each phase of the crank cycle found a reversal of the dominant side for total force during the 30s of the test for five participants, during the push phase for eight and during the pull phase for 12 (Figure 3).

4 | DISCUSSION

This study compared the evolution of symmetry index of force (total, push and pull) between the right and left sides during a 30s anaerobic Wingate test on a crank ergometer in national male and female wheelchair basketball players. This study also compared differences in performance and asymmetry between level of classification (HP and LP) and between men and women.

Our main results show significantly higher total force asymmetry at 10s after the start of the test than at the end. This finding shows that upper limb asymmetry fluctuates more during the first 10s than at the end of the test, despite the high intra- and interparticipant variability of asymmetry. The greatest asymmetry was found at A_10s and could show a link between the onset of fatigue and the peak of muscle imbalance. This leads us to believe that asymmetry is not related to anaerobic capacity but is more likely to the player's motor coordination and trunk control. HP players tended to be more asymmetric than LP players, although the difference was not significant. Asymmetry was greater in the females than in the males, and this was significant for push force.

4.1 | Change in symmetry over time

A reversal of the symmetry index sign for total force occurred during the 30s of the test for 5 participants, during the push phase for 8 and during the pull phase for 12 (Figure 3). Similar results were found in a study of lower

TABLE 6 Comparison of the symmetry index (SI %) for total force, push force and pull force developed between peak power (A_PP), 10s (A_10s), and the end of the test (A_30s) for male and female wheelchair basketball players.

SI (%)	A_PP	A_10s	A_30s	p-Value		
				A_PP vs. A_10s	A_PP vs. A_30s	A_10s vs. A_30s
Total Force Women (n=13)	13.4 ± 11.7	19.9 ± 16.7	16.1 ± 13.6	0.065	0.507	0.449
Push Force Women	18.8 ± 15	18.5 ± 12.5	19.5 ± 13.5	0.972	0.807	0.701
Pull Force Women	12.1 ± 11.8	22.2 ± 11.3	19.3 ± 14.7	0.004*	0.06	0.547
Total Force Men (n=12)	11.5 ± 9.4	14 ± 12.3	12.8 ± 12.7	0.136	0.53	0.743
Push Force Men	10.5 ± 8.6	12.4 ± 10.8	14.4 ± 10.2	0.388	0.209	0.638
Pull Force Men	13.8 ± 12.3	13 ± 12.4	14.2 ± 13.5	0.855	0.638	0.638

Note: Data are mean ± standard deviation.

Abbreviation: A_PP, at the peak power instant; A_10s, 10s after the beginning of the test; A_30s, the end of the test; SI: Symmetry Index.

*Statistically significant values ($p < 0.05$) with an independent sample *t*-test between A_PP A_10s or A_30s.

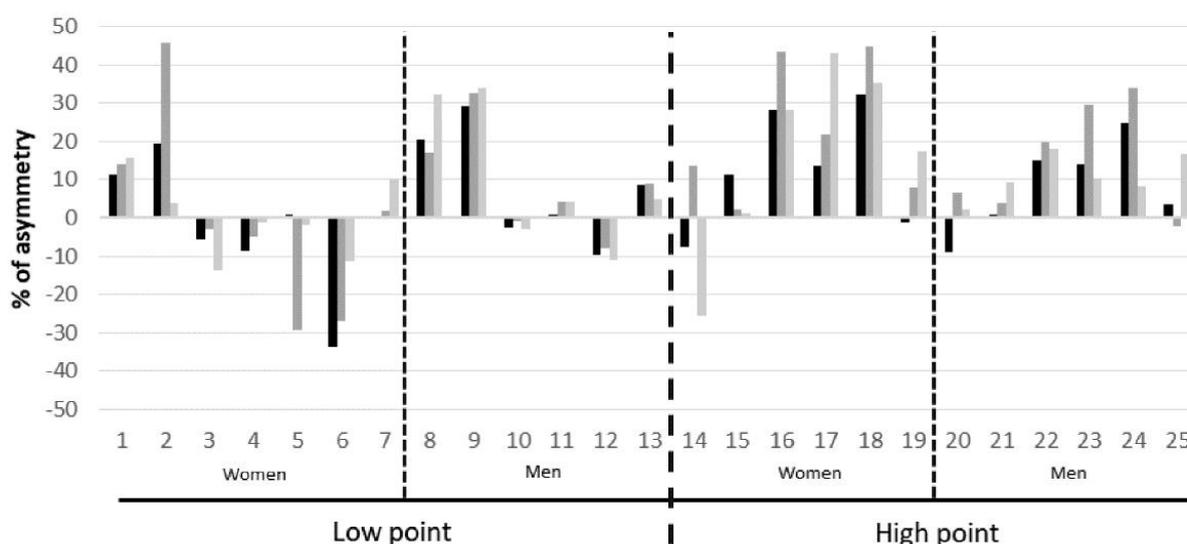


FIGURE 3 Symmetry index (%) for each participant for each time-instant evaluated: A_PP (at the peak power instant), A_10s (10s after the beginning of the test) and A_30s (the end of the test). Positive values represent right-sided dominance and negative values represent left-sided dominance. Numbers 1–25 represent each player.

limb asymmetry on a cycle ergometer³⁰: the side that developed the highest force change on different test days for many participants. The authors found high inter-subject and intra-subject variability in the whole sample, but also within the LP and HP subgroups. This variability is consistent with the literature on lower extremity asymmetry during pedaling^{31,32} and upper extremity asymmetry during wheelchair propulsion.^{2,3}

4.2 | Upper limb force asymmetry and lateralization

The players' dominant sides were self-reported and did not correspond to the side that developed the highest

forces on the machine. All three participants who reported being left-handed developed more mean force on the right. Of the 22 right-handed basketball players, seven produced more force on the left than the right during the test. Therefore, the participant's self-declared dominant side does not necessarily develop the most force during a cranking exercise at high anaerobic intensity in WBB players. Similar results have been reported in healthy people.^{33,34} However, no study discussed the comparison of the self-declared dominant side with the asymmetry in wheelchair users or para-athletes during wheelchair propulsion. It would be interesting to analyze the relationship between the self-declared lateralization with the strongest or most powerful side for wheelchair propulsion or maneuverability.

4.3 | Magnitude of asymmetry

The mean asymmetry index was above 10% ($13.7 \pm 11\%$ for HP and $10.8 \pm 7.9\%$ for LP), which is the threshold suggested by Carpes et al in 2007.³⁵ This asymmetry was larger than that found for both able-bodied and disabled athletes on an isokinetic ergometer. A recent study evaluated internal and external shoulder rotation on an isokinetic ergometer in WBB players. Although asymmetry was not specifically evaluated, an inspection of their results showed less asymmetry on the single-joint movements of internal (HP: 6%, LP: 6%) and external rotation (HP: 3.2%, LP: 8.9%) than in our study that involved multi-joint movements.³⁶ In a sample of able-bodied, elite volleyball players, the authors found a 7.5% asymmetry for internal rotation and 4.6% for external rotation with our equation used on data from Markou et al.³⁷ Asymmetry was also greater than that found in people with paraplegia or para-athletes on a roller ergometer. Calculation of an average SI with our equation using data from the study by Soltau et al. found 3.4% asymmetry of tangential force between the right and left wheels in 80 paraplegic participants during a high-speed movement.¹ In the study by Goosey-Tolfrey et al, peak power asymmetry was around $9\% \pm 6.7\%$ for HP and $9.2\% \pm 4.4\%$ for LP in wheelchair rugby players.³ However, the asymmetry found in the present study was similar to that of able-bodied swimmers on a swimming ergometer (Weba) maximum force asymmetry was around $9\% \pm 2\%$ for men and $8\% \pm 3\%$ for women in breaststroke, and front crawl, $12\% \pm 5\%$ for men and $14\% \pm 4\%$ for women.³⁸ Another study of front crawl whose measuring forces in the swimming pool with a Globus ergometer (Globus) found an asymmetry of $19\% \pm 14\%$ with a similar equation to the one the authors used.³⁹ Due to the complex environment, the previous result could have a higher margin of error. However, the similarity between our results and those from studies of swimmers can be explained by the multi-joint movement involving trunk rotation in our protocol too, suggesting that the asymmetry found in the present study was mainly caused by rotational asymmetry of the trunk. It would be relevant to measure the trunk rotation asymmetries in WBB players because trunk rotation is very important for maneuvering the wheelchair during matches.

4.4 | Comparison of asymmetry between HP and LP players

Asymmetry tended to be higher in the HP than in the LP group, although the differences were not significant. The authors found only two studies that analyzed differences in left–right upper limb asymmetry in disabled athletes, both

in wheelchair rugby players. Neither study analyzed force asymmetry or used an arm cranking test. Goosey-Tolfrey et al. found significantly greater asymmetry in HP than in LP players for maximum speed reached between the right and left wheel on a roller ergometer but not for power.³ Bakatchina et al. found no significant difference in speed asymmetry between HP and LP players during 20-meter sprints on a wooden floor.⁴⁰ The main differences between those studies and the present study were the populations studied and the testing mechanism (wheelchair propulsion and cranking ergometer); however, despite differences in the classification process of wheelchair rugby and WBB players, in both sports higher point classifications are aligned with higher functional capacity and HP players produce greater power and velocity than LP players.³⁶ Therefore, analysis by player classification in both sports allows asymmetry to be studied in two populations with more or less efficient displacement capacities in a manual wheelchair. In their studies, Goosey-Tolfrey et al and Bakatchina et al. used an asymmetry equation that compared the left/right difference on the better-performing side of the two. This is consistent because the right and left wheels are independent; thus, the individual can develop different speeds and forces on each side. The authors chose to compare the right/left difference on the average of the two sides⁴¹ because, in our protocol, the cranks were linked. Therefore, speed was identical on both sides and only force and power varied between right and left. The main criterion for distinguishing these groups in our study was the ability to use the abdominal muscles.¹⁵ The authors could hypothesize that trunk muscle capacity had a major impact on the performance of this test, both on the maximum force developed and the fatigue index, and that this could explain differences in asymmetry between the two studies. The authors were unable to find studies similar to our study with which to compare our results. However, it seems that differences in classification alone do not explain the tendency for higher force asymmetry in HP players, as evidenced by the nonsignificant result between HP and LP groups even though HP players had more trunk function and higher performance results.

4.5 | Comparison of power between LP and HP, and male and female players

There are no differences in power (mean power $p = 0.247$, peak power $p = 0.650$) or force ($p = 0.270$) between LP and HP players. It could be hypothesized that this homogeneity of performance was related to the lack of an increase or decrease in asymmetry across time (Table 4). The authors analyzed this separately for males and females because the males developed significantly higher forces than the

females, and they had a significantly higher fatigue index (Table 3). A similar, but nonsignificant, trend between LP and HP players was found within the male and female subgroups with a higher absolute peak power and fatigue index for HP players. Despite this trend, performance of the LP and HP groups was similar and was distinguished by a higher body mass for the HP players (Tables 1 and 2). The performances of the female group was similar to that found by Molik et al.⁴² and the performances of the male group were similar to the male team in the Molik et al 2010 study.⁴³ In 2013, these authors found significant differences between LP and HP players for peak and average power, which the authors did not find in the female subgroup in the present study. There were less differences between the LP and HP groups and these differences were not significant in the present study. Cycle ergometer resistance was determined by body weight in those studies, whereas the authors determined the load according to the power developed by the participant during a test performed before the WAnT_30s.²¹ These methodological differences could explain the difference in results between LP and HP for anaerobic performance: In addition to differences in muscle or fat mass, body weight is impacted by the absence of lower limbs⁴⁴ and muscle atrophy. In comparison with the study by Cavedon et al., our peak and average power results were greater for the males.²¹

4.6 | Asymmetry in the different phases

A crank ergometer was used to record force torque data every two degrees for each crank. This allowed us to accurately measure changes in the force developed and to analyze the different phases of the crank movement (push and pull). The authors believe that this distinction of the crank cycle phases is relevant because they involve different muscle groups. Asymmetry did not differ for the push and pull phases. The authors could assume that a person with a greater push force on one side and a greater pull force on the other would have a strength asymmetry in the rotator muscles of the trunk. Similarly, the authors could assume that a person with greater push and pull forces on the same side would have a strength asymmetry of the shoulder muscles. It would be interesting to study asymmetry during single joint movements of the upper limb and the trunk. This could identify whether there is a link between the predominant interlimb force asymmetry of a joint and the resulting asymmetry of a multi-joint movement or whether this mono-joint asymmetry was compensated by the other joints. The authors were unable to find any studies that addressed this question.

4.7 | Association between asymmetry and performance variables

A separate analysis of asymmetry for males and females showed that despite many significant differences in performance variables between subgroups, and the larger effect of fatigue on males (Table 3) asymmetry did not change in either group with fatigue (Table 6). Thus, upper limb asymmetry does not seem to be related to the level of force, power, or speed developed. A study of swimmers also found no relationship between swimming speed with a higher frequency of arm movements and coordination asymmetry.⁴⁵ In the present study, mean arm cranking velocity recorded at the beginning of the test did not differ between LP and HP players. Velocity seemed to increase to a similar extent across participants during the first 10s. There is also a greater asymmetry in females than in males with a significant difference in pull force. These results are different from those observed in the literature in healthy populations,^{38,46} and in volleyball players for an isokinetic test of glenohumeral muscle strength performed in sitting.⁴⁷ This can be explained by the heterogeneity of the pathologies of the lower limbs and the trunk which thus seem to have an impact on the asymmetry of force developed by the upper body. Moreover, in our protocol, the upper limbs were not evaluated separately.

In summary, the asymmetry differed most between max power (4.2 ± 1.7 s after the start of the test) and 10s after the start of the test. The differences were significant for the total force of the total sample, for the total force of the HP players and the pull force of the females. Therefore, asymmetry appears to develop when the player can no longer increase power. It would be interesting to carry out additional analyzes to understand the mechanisms that can impact this asymmetry in the seconds following achievement of peak power in WBB players.

In our sample, few participants developed symmetrical forces between the right and left sides. It was common to observe a significant force asymmetry at one instant of the test, but care must be taken when the asymmetry is significant throughout the test, as this may indicate overloading of one side compared with the other and thus an increased risk of musculoskeletal disorders. Identification of such asymmetry would require additional evaluations with on-board technologies, such as instrumented wheels or inertial measurement units to determine whether the origin of the asymmetry is functional or technical.

4.8 | Limitations

An important limitation of this study is the relatively small population and subgroup sizes, as well as the impairment

and morphological heterogeneity of para-athlete populations. These factors may limit the generalizability of our findings to other populations and may have reduced the statistical power of our analyses. In the method, the tests were performed on a cranked cycle ergometer to allow specific variables to be evaluated with no external disturbances. Thus, the comparison of different athletes could be done in terms of asymmetries and intrinsic performances, without considering wheelchair propulsion technique. This will also enable future comparison with healthy people. However, the movements studied in this study for WBB players are far from the reality of the field and wheelchair propulsion. A roller ergometer would have allowed analysis of fatigue impact on asymmetry with the gestures and the technicality of the propulsion in a manual wheelchair whose studied population would be familiar.

To further the understanding of changes in upper limb asymmetry with fatigue, changes in range of motion of the upper limbs and of the trunk could be measured. Moreover, some players moved closer to the crank ergometer during the test; thus, it would be interesting to measure trunk movement in future studies.

The analysis of the change in asymmetry with fatigue was based on the fact that, according to the literature, the WAnT_30s targets anaerobic capacity with a lactic metabolism transition around the 10th second.^{25–27} However, without lactate measurement, the authors cannot be sure of the metabolism used by the participants.

4.9 | Perspectives

In summary, this study suggests that upper limb force asymmetry in WBB players changes during the Wingate anaerobic 30s arm test, with no consistent increase or decrease. Asymmetry was above 10%, although variability was very high. Player classification did not impact on the results, although HP players and females tended to have larger asymmetry than LP players and males, respectively. Future research should investigate whether the asymmetry found in those with the largest asymmetry impacts on their daily life or their sports performance: If the cause could be identified, solutions may be found. Further studies should involve anaerobic tests in ecological conditions, with quantification of trunk rotation asymmetries in addition to the upper limb asymmetries.

ACKNOWLEDGMENTS

The authors thank wheelchair basketball players and their coaches for their participation in this study. This work has benefited from state aid, managed by the National Research Agency (ANR) under the “Investment

for the Future” program bearing the reference ANR-19-STHP-0005, whom the authors also thank.

CONFLICT OF INTEREST STATEMENT

The authors declare no conflict 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.

DATA AVAILABILITY STATEMENT

The data that support the findings of this study are available from the corresponding author upon reasonable request.

INFORMED CONSENT STATEMENT

Informed consent was obtained from all subjects involved in the study.

ORCID

Sadate Bakatchina  <https://orcid.org/0000-0002-3411-8571>

REFERENCES

1. Soltau SL, Slowik JS, Requejo PS, Mulroy SJ, Neptune RR. An investigation of bilateral symmetry during manual wheelchair propulsion. *Front Bioeng Biotechnol.* 2015;3:3. doi:10.3389/fbioe.2015.00086
2. Vegter RJK, Lamoth CJ, de Groot S, Veeger DHEJ, van der Woude LHV. Variability in bimanual wheelchair propulsion: consistency of two instrumented wheels during handrim wheelchair propulsion on a motor driven treadmill. *J Neuroeng Rehabil.* 2013;10:9. doi:10.1186/1743-0003-10-9
3. Goosey-Tolfrey VL, Vegter RJK, Mason BS, et al. Sprint performance and propulsion asymmetries on an ergometer in trained high- and low-point wheelchair rugby players. *Scand J Med Sci Sports.* 2018;28(5):1586-1593. doi:10.1111/sms.13056
4. Hurd WJ, Morrow MMB, Kaufman KR, An KN. Wheelchair propulsion demands during outdoor community ambulation. *J Electromyogr Kinesiol.* 2009;19(5):942-947. doi:10.1016/j.jelekin.2008.05.001
5. Richter WM, Rodriguez R, Woods KR, Axelson PW. Consequences of a cross slope on wheelchair handrim biomechanics. *Arch Phys Med Rehabil.* 2007;88(1):76-80. doi:10.1016/j.apmr.2006.09.015
6. Bishop C, McAuley W, Read P, Gonzalo-Skok O, Lake J, Turner A. Acute effect of repeated sprints on interlimb asymmetries during unilateral jumping. *J Strength Cond Res.* 2021;35(8):2127-2132. doi:10.1519/JSC.0000000000003109
7. Kons RL, Orssatto LBDR, Sakugawa RL, da Silva JN Jr, Diefenthaler F, Detanico D. Effects of stretch-shortening cycle fatigue protocol on lower limb asymmetry and muscle soreness in judo athletes. *Sports Biomech.* 2020;1-16. doi:10.1080/14763141.2020.1779335
8. Krantz MM, Åström M, Drake AM. Strength and fatigue measurements of the hip flexor and hip extensor muscles: test-retest RELIABILITY and limb dominance effect. *Int J Sports Phys Ther.* 2020;15(6):967-976. doi:10.26603/ijsp20200967

9. Proessel F, Ketelhut NB, Rudroff T. No association of leg strength asymmetry with walking ability, fatigability, and fatigue in multiple sclerosis. *Int J Rehabil Res*. 2018;41(3):267-269. doi:10.1097/MRR.0000000000000278
10. Jordan MJ, Aagaard P, Herzog W. Asymmetry and thigh muscle coactivity in fatigued anterior cruciate ligament-reconstructed elite skiers. *Med Sci Sports Exerc*. 2017;49(1):11-20. doi:10.1249/MSS.0000000000001076
11. Girard O, Brocherie F, Morin JB, Millet GP. Lower limb mechanical asymmetry during repeated treadmill sprints. *Hum Mov Sci*. 2017;52:203-214. doi:10.1016/j.humov.2017.02.008
12. Girard O, Racinais S, Couderc A, et al. Asymmetries during repeated treadmill sprints in elite female Rugby sevens players. *Sports Biomech*. 2020;15:1-11. doi:10.1080/14763141.2020.1767188
13. Gilgen-Ammann R, Taube W, Wyss T. Gait asymmetry during 400- to 1000-m high-intensity track running in relation to injury history. *Int J Sports Physiol Perform*. 2017;12(Suppl 2):S2157-S2160. doi:10.1123/ijsp.2016-0379
14. IWRP. IWRP classification rules 2021. 2021. Published Online:135.
15. IWBF. IWBF to implement changes to Classification Rules and Regulations. IWBF – International Wheelchair Basketball Federation. Published August 2, 2021. Accessed July 22, 2022. <https://iwbf.org/2021/08/02/iwbf-to-implement-changes-to-classification-rules-and-regulations/>
16. García-Fresneda A, Carmona G, Yanci J, Iturricastillo A. Initial maximum push-rim propulsion and Sprint performance in elite Women's wheelchair basketball: differences between Players' functional classification. *Int J Sports Physiol Perform*. 2022;17(8):1187-1195. doi:10.1123/ijsp.2021-0469
17. Iturricastillo A, García-Tabar I, Reina R, et al. Influence of upper-limb muscle strength on the repeated change of direction ability in international-level wheelchair basketball players. *Res Sports Med*. 2022;30(4):383-399. doi:10.1080/15438627.2021.1888110
18. Hutzler Y. Anaerobic fitness testing of wheelchair users. *Sports Med*. 1998;25(2):101-113. doi:10.2165/00007256-199825020-00003
19. Coutts KD. Dynamics of wheelchair basketball. *Med Sci Sports Exerc*. 1992;24(2):231-234.
20. Bernardi M, Carucci S, Faiola F, et al. Physical fitness evaluation of Paralympic winter sports sitting athletes. *Clin J Sport Med*. 2012;22(1):5-30.
21. Cavedon V, Rosponi A, Alviti F, et al. Comparison between the 10- and the 30-s-long Wingate anaerobic test in summer Paralympic athletes with a lower limb impairment. *Sport Sciences for Health*. 2021;17:1-12. doi:10.1007/s11332-020-00710-x
22. de Groot S, Kouwizjer I, Valent LJM, van der Woude LHV, Nash MS, Cowan RE. Good association between sprint power and aerobic peak power during asynchronous arm-crank exercise in people with spinal cord injury. *Disabil Rehabil*. 2021;43(3):378-385. doi:10.1080/09638288.2019.1625978
23. Franchini E. Upper-body Wingate test classificatory table for adult judo athletes. *J Exerc Rehabil*. 2019;15(1):55-59. doi:10.12965/jer.1836520.260
24. Webb N, Price MJ, Castle PC, Goosey-Tolfrey VL. Effects of two cooling strategies on thermoregulatory responses of tetraplegic athletes during repeated intermittent exercise in the heat. *J Appl Physiol*. 2005;98(6):2101-2107. doi:10.1152/jappphysiol.00784.2004
25. Heck H, Schulz H, Bartmus U. Diagnostics of anaerobic power and capacity. *Eur J Sport Sci*. 2003;3(3):1-23. doi:10.1080/17461390300073302
26. Jacobs I, Bar-Or O, Karlsson J, et al. Changes in muscle metabolites in females with 30-s exhaustive exercise. *Med Sci Sports Exerc*. 1982;14(6):457-460. doi:10.1249/00005768-198206000-00009
27. Medbø JJ, Tabata I. Anaerobic energy release in working muscle during 30 s to 3 min of exhausting bicycling. *J Appl Physiol*. 1993;75(4):1654-1660. doi:10.1152/jappl.1993.75.4.1654
28. Poulliquen C. Evaluation de l'asymétrie articulaire et musculaire au cours d'exercices exhaustif en cyclisme: apports de l'approche expérimentale et de la modélisation musculosquelettique. 2017. Published Online:191.
29. Jacobs PL, Mahoney ET, Johnson B. Reliability of arm Wingate anaerobic testing in persons with complete paraplegia. *J Spinal Cord Med*. 2003;26(2):141-144. doi:10.1080/10790268.2003.11753674
30. Daly DJ, Cavanagh PR. Asymmetry in bicycle ergometer pedaling. *Med Sci Sports*. 1976;8(3):204-208.
31. Smak W, Neptune RR, Hull ML. The influence of pedaling rate on bilateral asymmetry in cycling. *J Biomech*. 1999;32(9):899-906. doi:10.1016/S0021-9290(99)00090-1
32. González-Sánchez J, Barranco-Gil D, Fernández-Luna Á, Felipe JL, García-Merino S, Barbado-Villalba C. Impact of rider position and pedaling cadence on power output and bilateral asymmetry in indoor cycling. *J Sports Med Phys Fitness*. 2019;59(12):2009-2014. doi:10.23736/S0022-4707.19.09639-7
33. Matsuoka J, Berger RA, Berglund LJ, An KN. An analysis of symmetry of torque strength of the forearm under resisted forearm rotation in Normal subjects. *J Hand Surg Am*. 2006;31(5):801-805. doi:10.1016/j.jhsa.2006.02.019
34. Wittstein J, Queen R, Abbey A, Moorman CT. Isokinetic testing of biceps strength and endurance in dominant versus nondominant upper extremities. *J Shoulder Elbow Surg*. 2010;19(6):874-877. doi:10.1016/j.jse.2010.01.018
35. Carpes FP, Rossato M, Faria IE, Bolli MC. Bilateral pedaling asymmetry during a simulated 40-km cycling time-trial. *J Sports Med Phys Fitness*. 2007;47(1):51-57.
36. Soylu Ç, Yıldırım NÜ, Akalan C, Akinoglu B, Kocahan T. The relationship between athletic performance and physiological characteristics in wheelchair basketball athletes. *Res Q Exerc Sport*. 2021;92(4):639-650. doi:10.1080/02701367.2020.1762834
37. Markou S, Vagenas G. Multivariate isokinetic asymmetry of the knee and shoulder in elite volleyball players. *Eur J Sport Sci*. 2006;6(1):71-80. doi:10.1080/17461390500533147
38. Jaszczak M. The dynamical asymmetry of the upper extremities during symmetrical exercises. *Hum Mov*. 2008;9(2):116-120. doi:10.2478/v10038-008-0014-7
39. Morouço PG, Marinho DA, Fernandes RJ, Marques MC. Quantification of upper limb kinetic asymmetries in front crawl swimming. *Hum Mov Sci*. 2015;40:185-192. doi:10.1016/j.humov.2014.12.012
40. 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. doi:10.1080/14763141.2021.1898670
41. Robinson RO, Herzog W, Nigg BM. Use of force platform variables to quantify the effects of chiropractic manipulation on gait symmetry. *J Manipulative Physiol Ther*. 1987;10(4):172-176.
42. Molik B, Laskin JJ, Kosmol A, Marszałek J, Morgulec-Adamowicz N, Frick T. Relationships between anaerobic performance, field tests, and functional level of elite female

- wheelchair basketball athletes. *Hum Mov.* 2013;14(4):366-371. doi:10.2478/humo-2013-0045
43. Molik B, Laskin JJ, Kosmol A, Skucas K, Bida U. Relationship between functional classification levels and anaerobic performance of wheelchair basketball athletes. *Res Q Exerc Sport.* 2010;81(1):69-73. doi:10.1080/02701367.2010.10599629
 44. Tzamaloukas AH, Patron A, Malhotra D. Body mass index in amputees. *JPEN J Parenter Enteral Nutr.* 1994;18(4):355-358. doi:10.1177/014860719401800414
 45. Guignard B, Rouard A, Chollet D, et al. Upper to lower limb coordination dynamics in swimming depending on swimming speed and aquatic environment manipulations. *Motor Control.* 2019;23(3):418-442. doi:10.1123/mc.2018-0026
 46. Pradas F, Toro-Román V, Ortega-Zayas MÁ, Montoya-Suárez DM, Sánchez-Alcaraz BJ, Muñoz D. Physical fitness and upper limb asymmetry in young Padel players: differences between genders and categories. *Int J Environ Res Public Health.* 2022;19(11):6461. doi:10.3390/ijerph19116461
 47. Ahmadi S, Gutierrez GL, Uchida MC. Asymmetry in glenohumeral muscle strength of sitting volleyball players: an isokinetic profile of shoulder rotations strength. *J Sports Med Phys Fitness.* 2020;60(3):395-401. doi:10.23736/S0022-4707.19.10144-2

How to cite this article: Brassart F, Faupin A, Hays A, et al. Upper limb cranking asymmetry during a Wingate anaerobic test in wheelchair basketball players. *Scand J Med Sci Sports.* 2023;00:1-13. doi:10.1111/sms.14376

6.3.3. Étude 5 : Évolution de l'asymétrie biomécanique et physiologique des membres supérieurs lors d'un test d'effort à charge incrémentale

Dans cette troisième portant sur l'asymétrie en lien avec la durée de l'exercice, nous avons ajouté à notre analyse des paramètres physiologiques, en plus des données de force analysées dans les études précédentes. Cette étude lors de tests aérobiques incrémentaux sur un ergomètre à bras avec les manivelles en position synchrones. Elle se concentre sur les modifications de l'asymétrie cinétique des membres supérieurs et l'évolution de la saturation en oxygène des muscles des biceps et des triceps en réponse à l'effort et à la fatigabilité. L'étude émet l'hypothèse que l'asymétrie s'intensifiera et que la saturation en oxygène diminuera à mesure que le test progressera, reflétant les effets cumulatifs de la fatigabilité. Huit handbikers d'élite (HB) ont réalisé un test d'effort à charge incrémentale sur un ergomètre à bras. Les HB étaient équipés d'un appareil de mesure des échanges gazeux (QUARK) et, sur les bras, de systèmes de spectroscopie proche infrarouge (MOXY).

Les principaux résultats de cette étude sont une augmentation significative de la puissance du premier au dernier palier du test, tandis que la vitesse est restée constante. La force globale et les forces pendant les phases de poussée et de traction ont augmenté tout au long du test. L'Indice de Symétrie Instantanée (ISI) a diminué du début à la fin du test. La saturation en oxygène musculaire (ΔSmO_2) dans les biceps et les triceps a significativement diminué à mesure que le test progressait. L'ISI de ΔSmO_2 a affiché une tendance à la hausse avec l'augmentation de la consommation d'oxygène, mais a montré une variabilité importante.

Les principales conclusions de l'étude indiquent une augmentation significative de la puissance est donc de la force produite à travers les étapes du test, puisque la vitesse est restée constante. Le déclin de la saturation en oxygène pour les triceps est survenu plus tard que pour les biceps, suggérant que l'impact de la fatigabilité sur ces groupes

musculaires antagonistes n'est pas uniforme. L'étude avait un petit échantillon de seulement huit handbikers et une gamme diversifiée de classifications et de niveaux d'atteinte. Les niveaux de résistance utilisés pour l'individualisation dans le test étaient trop importants pour les participants. Les recherches futures devraient inclure un échantillon plus grand pour continuer à analyser les asymétries physiologiques lors de l'effort, cela permettrait d'améliorer nos connaissances sur les adaptations à l'effort dans la pratique sportive.

Cette étude sert d'exploration initiale dans l'interaction complexe de l'asymétrie biomécanique et physiologique chez les handbikers. Elle révèle un déclin significatif de l'ISI de force et une diminution notable du ΔSmO_2 à mesure que le test progresse. Mais également une absence d'évolution en fonction du pourcentage du $\dot{V}\text{O}_2$ pic contrairement à l'ISI de la ΔSmO_2 qui augmente. Ces observations offrent une compréhension nuancée des facteurs influençant l'asymétrie et ses implications plus larges pour la performance athlétique. Des recherches supplémentaires sont nécessaires pour étendre cette ligne d'enquête.

Changes in force and physiological parameters Asymmetry in the Upper Limbs of Handbikers During a Stress Test: A Preliminary Study

Florian Brassart^{1,3}, Arnaud Faupin¹, Arnaud Hays², Didier Pradon³, Eric Watelain¹,
Thierry Weissland⁴

¹Université de Toulon, IAPS - N°201723207F, 83957 La Garde, France

²ISM, UMR 7287, CNRS & Aix Marseille Univ, Marseille, France

³Pole Parasport - ISPC Synergies, CHU Raymond Poincaré, APHP, Garches, France

⁴Laboratoire IMS, UMR 5218, PMH_Dysco, Pessac, France

Abstract

This study investigates the biomechanical and physiological asymmetry in handbikers during incremental aerobic tests on a synchronous arm crank ergometer. Eight elite para-cycling handbikers participated, revealing significant findings in upper limb kinetics and muscle oxygen saturation (ΔSmO_2). Power and force exhibited marked increases across test steps, while velocity remained consistent. A significant decline in muscle oxygen saturation was observed in both biceps and triceps as the test progressed. Interestingly, the decline in ΔSmO_2 for the triceps occurred later than for the biceps, suggesting differential fatigability impacts on these antagonist muscle groups. The Instantaneous Symmetry Index (ISI) of ΔSmO_2 increased significantly as a function of the percentage of maximal oxygen consumption ($\dot{V}\text{O}_2$ peak) but did not correlate with changes in force asymmetry. These findings diverge from existing literature, potentially due to differences in testing protocols and the specific pathologies of our para-cyclist population. The study is limited by its small and heterogeneous sample size and methodological challenges. Nonetheless, it offers valuable insights into the dynamics of biomechanical and physiological asymmetry in handbiking. Future research should focus on a larger, more diverse cohort and explore these parameters across different classifications and pathologies to enrich our understanding of the factors influencing asymmetry and its implications for athletic performance and health.

Keywords : Handbiking, Biomechanics, Asymmetry, Muscle oxygen saturation

1
2
3

Introduction

4

5 Handbiking, a dynamic exercise modality, has witnessed burgeoning attention in
6 recent years, especially given its rising prominence in both recreational and
7 competitive arenas. The unique biomechanical and physiological demands of
8 handbiking, where athletes predominantly rely on their upper extremities for
9 propulsion, distinguish it from traditional cycling [Bertucci et al., 2007; Marais et al.,
10 1999]. A salient concern in this domain is the potential for asymmetrical loading on the
11 upper limbs and its subsequent ramifications on the musculature and vascular
12 systems.

13 Gas exchange and metabolic responses during dynamic exercises, such as handbiking,
14 vary based on the muscle groups engaged [Pendergast, 1989; Sawka, 1986]. Notably,
15 arm exercises have been shown to elicit heightened pulmonary ventilation and a
16 higher respiratory exchange ratio compared to leg exercises at analogous oxygen
17 uptake levels [Louhevaara et al., 1990; Stenberg et al., 1967]. Such physiological
18 patterns underscore the pronounced reliance on anaerobic glycolytic metabolism in
19 muscles during arm-based exercises, which is postulated to be driven by factors like
20 limited oxygen supply and suboptimal oxygen utilization in the exercising muscles
21 [Muraki et al., 2004].

22 The arm crank ergometer, a standardized tool for gauging upper body aerobic capacity
23 and endurance, serves as an exemplary medium for probing these physiological
24 responses in a controlled environment [Kraaijenbrink et al., 2021]. While prior research
25 has illuminated various aspects of arm ergometry, there remains a conspicuous gap in
26 literature addressing the specific alterations in asymmetry and oxygen saturation in
27 handbikers' upper limbs during incremental tests [Quittmann et al., 2019].

28 Interestingly, while the literature has extensively explored lower limb force
29 asymmetry in traditional cycling [Bini et al., 2016b; Bini, and Hume, 2015; Carpes et
30 al., 2007; Smak et al., 1999], the realm of force asymmetry in handcycling remains
31 largely uncharted. This disparity underscores the need for a deeper understanding of
32 upper limb kinetics in handcycling.

33 Considering the considerations, this study seeks to examine the alterations in upper
34 limb kinetic asymmetry during an incremental aerobic test on a synchronous arm
35 crank ergometer. Additionally, the research aims to shed light on the evolution of
36 oxygen saturation in the biceps and triceps in response to exertion and fatigability, and
37 its potential association with upper-limb kinetic asymmetry. The authors postulate
38 that asymmetry will intensify as the test progresses, reflecting the cumulative effects
39 of fatigability. Concurrently, both the biceps and triceps are expected to exhibit a
40 decline in oxygen saturation commensurate with increasing effort and the onset of
41 fatigability. Furthermore, it is anticipated that a correlation will emerge between the

1 asymmetry in muscle oxygen saturation and force production, suggesting a linked
 2 physiological and biomechanical response to the test conditions.

4 Method

6 *Participants*

7 Eight elite para-cycling handbikers (1 female and 7 males) from the national team took
 8 part in this study (Table 1). They trained 4 days a week. Inclusion criteria were no
 9 current back or upper limb pain or injury. The participants' characteristics are
 10 presented in Table 1. The dominant side was identified subjectively by asking
 11 participants, "Which is your strongest side?".

16 Table 1: Participants characteristics.

Participants	Sex	Body mass (kg)	Height (cm)	Age (years)	pathology	Para-sport Classification	Start resistance (W)	Resistance Increment (w)	Dominant Side
S1	Male	72	172	31	Paraplegia	MH4	60	+20	Right
S2	Male	50	120	23	Spina bifida	MH4	40	+20	Right
S3	Female	47	150	28	Paraplegia	WH3	40	+10	Right
S4	Male	56	175	30	Tetraplegia	MH2	50	+10	Right
S5	Male	67	182	56	Tetraplegia	MH2	40	+10	Right
S6	Male	58	175	53	Paraplegia	MH3	40	+20	Right
S7	Male	70	192	29	Paraplegia	MH3	40	+20	Right
S8	Male	70	182	48	Paraplegia	MH3	60	+20	Right

17
 18
 19

20 *Materials*

21 In this study, a commercially available arm crank ergometer (Brachumera Sport with
 22 Pedal Force Measurement, lode®, DEV-CA925901, Netherlands) was employed. This
 23 apparatus captured the torque generated on each crank (right and left) in Newton
 24 meters (Nm) and the rotational speed in degrees per second (°/s) or rotations per

1 minute (RPM). The device recorded at a frequency of 1000 Hz and provided data every
2 two degrees. Resistance was produced by a Lanooy electromagnetic braking
3 mechanism (utilizing eddy currents) and was quantified in watts [Brassart et al., 2023].
4 The arm cranks operated synchronously. The LEM software was used to get kinetic
5 data (Lode Ergometry Manager 10th version). For gas exchange analysis, COSMED's
6 Quark cardiopulmonary exercise testing system (Quark CPET C09073-01-99,
7 COSMED® The Metabolic Company, Rome, Italy) was utilized. The instrument's
8 oxygen and carbon dioxide analyzers underwent calibration using precision gases
9 (16% oxygen, 4% carbon dioxide, balance nitrogen). Volume calibration for the mass
10 flow sensor was executed using a 5-l syringe, in line with the manufacturer's
11 guidelines. Gas exchange data were acquired in a breath-by-breath manner with the
12 OMNIA 2.0 software. Oxygen saturation measurements for the triceps and biceps were
13 obtained using four low coast, compact (61 × 44 × 21 mm) and lightweight (48 g) near-
14 infrared spectroscopy (NIRS) systems from MOXY muscle oxygen monitor (Fortiori
15 Design LLC, 1155 West Shore Dr SW, Hutchinson, Minnesota 55350), with two devices
16 placed on each arm. Data collection occurred at a frequency of 10 Hz via the Moxy
17 Portal mobile application, which established a Bluetooth 3.0 connection with the
18 MOXY systems.

19

20 *Procedure*

21 In this study, an incremental load exercise test was conducted on an arm ergometer.
22 The ergometer was placed on a height-adjustable table fixed to the ground.
23 Participants remained seated in their wheelchairs throughout the test. To ensure
24 stability and prevent any unintended movement, each participant was secured to their
25 wheelchair at either their thighs and hips. Additionally, the wheelchair itself was
26 anchored to the floor using ratchet straps. The ergometer's crank rotation axis was
27 meticulously aligned with the glenohumeral joint [Jacobs et al., 2003]. The warm-up
28 consisted of 8 minutes of cranking at a self-selected cadence with a resistance of 25 W,
29 followed by a 3-minute low-intensity interval session, interspersed with active rest
30 periods (with working and resting resistance set at 100 W and 15 W, respectively). The
31 temperature in the experimentation room was 21°. The procedure began with a resting
32 phase where participants remained stationary for 2 minutes, allowing for baseline
33 measurements. Following this, the exercise test began with an initial one-minute stage
34 at a freely and spontaneously chosen crank rate [Marais et al., 1999]. After each minute,
35 the resistance on the ergometer was increased incrementally. This progression
36 continued until the participant reached exhaustion and voluntarily stopped the test.
37 Notably, the resistance levels were individualized based on each cyclist's classification
38 and pathology established during a previous study.

39

40 *Data Processing*

1 Signals acquired from the arm crank ergometer, the gas analyzer, and the NIRS system
2 were processed using MATLAB software, v2020b (MathWorks Inc., MA, USA). Force
3 moments were quantified for both the left (LM) and right (RM) cranks. The tangential
4 force exerted on the left (LF) and right (RF) cranks was determined using Equation 1,
5 wherein LC and RC represent the lengths of the left and right cranks, respectively.
6

7 Equation 1:

$$8 \quad LF = \frac{LM}{LC} \text{ and } RF = \frac{RM}{RC}$$

9
10 Left (LPow) and, right (RPow) power were calculated as the product of the force torque
11 with the rotational velocity of the cranks (VR) (Equation 2).
12

13 Equation 2:

$$14 \quad LPow = CL * VR \text{ and } RPow = CR * VR$$

15
16
17 All data were synchronized using a common timestamp across each device, facilitated
18 by the Network Time Protocol. To track the progression of oxygen saturation in the
19 triceps and biceps relative to the volume of oxygen consumed ($\dot{V}O_2$), which convert as
20 the percentage of the $\dot{V}O_2$ peak, a subset of the MOXY data was adjusted to align with
21 the sampling rate of the $\dot{V}O_2$ data. The percent of muscles' oxygen saturation (SmO_2)
22 is represented as the difference with the percentage at rest condition as the delta of
23 oxygen saturation (ΔSmO_2). To omit the adaptation phase associated with resistance
24 changes, kinetic and physiological data for each step were derived from the average
25 of the final fifteen seconds. Given the variability in the number of steps among
26 participants, the data were presented for the initial step, a step at the midpoint of the
27 test, and the final completed step.
28

29 *Asymmetries*

30 The Instantaneous Symmetry Index (ISI) was calculated according to the method
31 proposed by Chenier *et al.* (2017) [Chénier et al., 2017b]. The ISI was defined as the
32 absolute area between the right and the left side curves of the assessed variable,
33 normalized by the sum of the absolute areas under both curves (Figure 1 ; Equation 3).
34

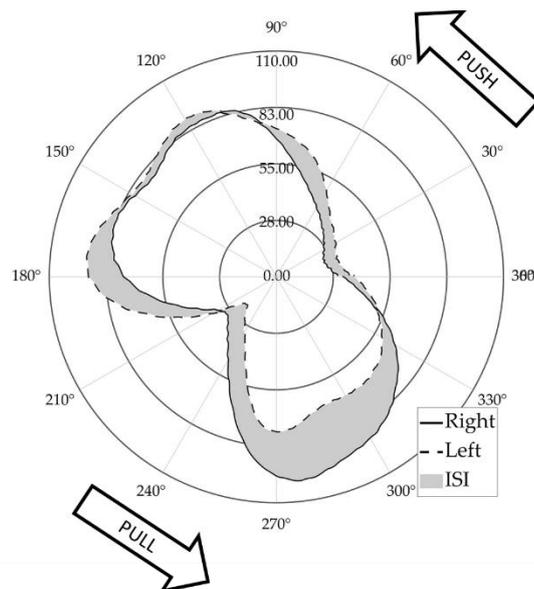
35 Equation 3

$$36 \quad ISI = \frac{\int_{t1}^{t2} |R - L| dt}{\int_{t1}^{t2} |R| dt + \int_{t1}^{t2} |L| dt}$$

37 Where R and L was the assessed variable on the right and left sides, respectively, and
38 where $t1$ and $t2$ represented the start and the end of the period during which the *ISI*
39 was calculated. The ISI was computed during the last fifteen seconds of each step of
40 the test.

1
 2 The authors also divided the crank stroke into two phases. The push phase was
 3 defined as beginning at the proximal dead center (PDC) between the end of elbow
 4 flexion and the beginning of elbow extension to the distal dead center (DDC) and
 5 ending between the end of elbow extension and the beginning of flexion. The pull
 6 phase was defined as the remaining half-crank cycle (Figure 1). The 0° represents the
 7 nearest point to the cyclist's chest.

8
 9
 10



11
 12 Figure 1: Effect of the instantaneous symmetry index (ISI) on force in cycling
 13 movement.

14
 15
 16 *Statistics Analyze*

17 Analysis was conducted using R (Posit Team, 2023), RStudio (Integrated Development
 18 Environment for R. Posit Software, PBC, Boston, MA. URL <http://www.posit.co/>) with
 19 “nlme” package (<https://rdocumentation.org/packages/nlme/versions/3.1-163>). The
 20 normal distribution of the data was tested with the Shapiro-Wilk test. The
 21 homoscedasticity of the data was calculated with Levene's test. A Linear Mixed-Effects
 22 Model was used to analyze the evolution of variables across different steps. The model
 23 accounted for repeated measures within participants and provided insights into both
 24 fixed effects (effects of step) and random effects (variability across participants). For
 25 non-parametric alternatives, the Friedman test was utilized. Following a significant
 26 Friedman test, pairwise comparisons were conducted using the Wilcoxon Signed-
 27 Rank test. The analyze of ISI evolution of ΔSmO_2 was made in comparison with the
 28 measured of ISI at 20% of $\dot{V}\text{O}_2$ peak. This approach was taken because the data were
 29 normalized to resting conditions, resulting in an ISI value of zero.

1
2
3

Results

4 The main results are exposed in Table 2. For power, there was a significant increase
5 from the first step (56.93 ± 15.87 W) to the midpoint step (105.96 ± 37.51 W) and further
6 to the last completed step (151.95 ± 62.9 W). The velocity did not show a significant
7 difference across the steps. Both the force and the forces during the push (F_{push}) and
8 pull (F_{pull}) phases exhibited significant increases across the steps. The ISI decreased
9 significantly from the first to the last step.

10 Regarding muscle oxygen saturation (ΔSmO_2), there were significant decreases in both
11 the right and left biceps and triceps from the first to the last step. The ISI of ΔSmO_2
12 tends to increase during the test without significant differences between steps. The
13 volume of oxygen consumed ($\dot{V}O_2$) and heart rate (HR) both showed significant
14 increases across the steps.

15
16 Concerning the ΔSmO_2 evolution, there is a significant decrease from 50% of $\dot{V}O_2$ peak
17 for the triceps compared to the rest. The ΔSmO_2 of biceps decreased significantly from
18 30 % at the left and 40 % at the right (Figure 2). There is no significant difference in the
19 evolution of ΔSmO_2 between triceps and biceps, however biceps tend to decrease
20 sooner than triceps ($p > 0.05$).

21
22 The ISI of ΔSmO_2 increase for biceps and triceps in function of the percentage of $\dot{V}O_2$
23 peak, however there is a great variability (Figure 3). There is a significant difference
24 from 60 % of $\dot{V}O_2$ peak compared to the difference measure at 20 %. However, the ISI
25 of push and pull force tend to decrease but no significant difference was observed.

26

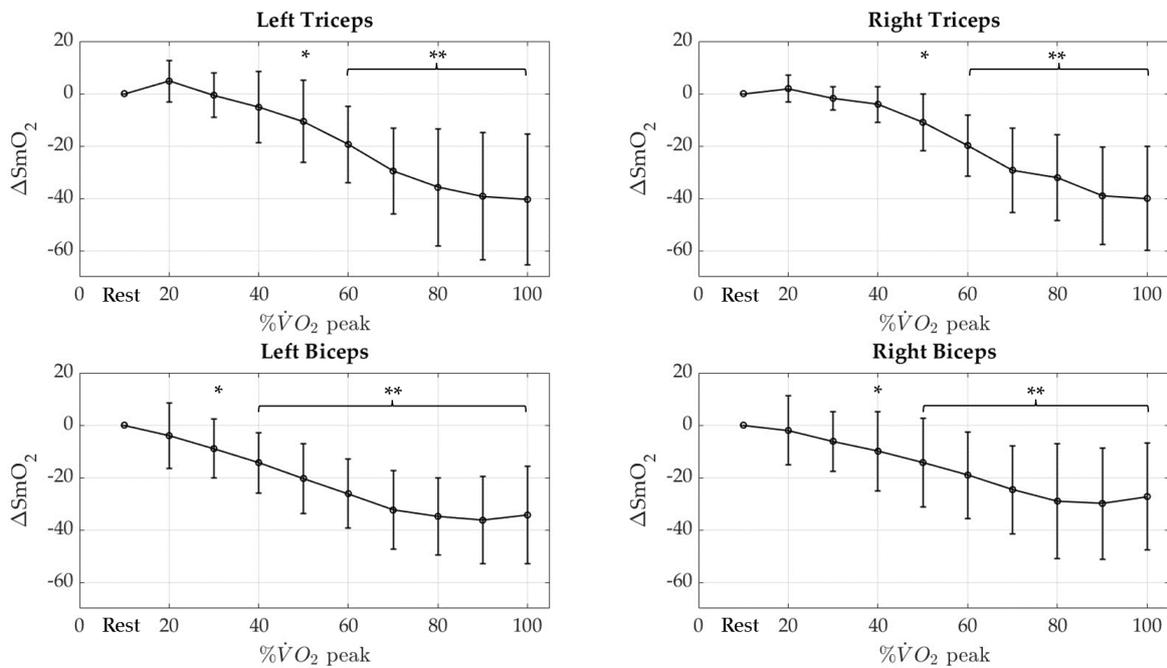
27 Table 2: Evolution of kinetic and physiologic parameters during the stress test.

	First step	Midpoint step	Last completed step	p-value
Power (W)	56.93 (15.87)	105.96 (37.51)	151.95 (62.9)	* \$\$
Velocity (RPM)	73.06 (19.3)	77.74 (14.71)	69.94 (14.15)	N.S.
Force (N)	44.61 (9.67)	76.19 (23.28)	120.23 (43.64)	* \$\$
F_{pull} (N)	13.56 (5.61)	27.47 (12.42)	46.38 (21.34)	* \$\$
F_{push} (N)	29.62 (5.28)	46.98 (13.13)	71.61 (23.88)	* \$\$
ISI of Force	0.12 (0.04)	0.09 (0.02)	0.08 (0.03)	* \$
ISI of F_{pull}	0.15 (0.03)	0.12 (0.04)	0.1 (0.05)	N.S.
ISI of F_{push}	0.1 (0.03)	0.07 (0.06)	0.07 (0.04)	*
ΔSmO_2 Right Biceps (%)	-14.74 (17.99)	-23.1 (23.79)	-28.68 (22.5)	\$
ΔSmO_2 Right Triceps (%)	-7.75 (10.12)	-21.85 (13.57)	-43.11 (24.11)	\$
ΔSmO_2 Left Biceps (%)	-22.03 (19.57)	-28.32 (17.43)	-37.37 (23.44)	\$

ΔSmO_2 Left Triceps (%)	-6.61 (16.88)	-22.19 (17.63)	-41.71 (26.87)	* \$
ISI of ΔSmO_2 Biceps	0.07 (0.09)	0.08 (0.07)	0.11 (0.11)	N.S.
ISI of ΔSmO_2 Triceps	0.06 (0.04)	0.07 (0.05)	0.13 (0.16)	N.S.
$\dot{V}O_2$ (l/min)	1.26 (0.35)	1.79 (0.59)	2.22 (0.86)	* \$
HR (bpm)	111.43 (23.94)	137.61 (29.74)	163.21 (33.38)	** \$\$

1 Note: Data are mean (standard deviation). ISI represents the Instantaneous Symmetry
 2 Index, F_{push} and F_{pull} are the force developed during the push and pull phase
 3 respectively, ΔSmO_2 is the delta between rest and step value of muscle oxygen
 4 saturation, $\dot{V}O_2$ is the volume of oxygen consumed and HR is the heart rate. *
 5 represents the significant difference between the first step and the midpoint step
 6 ($p < 0.05$) and \$ and \$\$ represent the significant difference between the first step and the
 7 last completed step ($p < 0.05$ and $p < 0.001$ respectively).

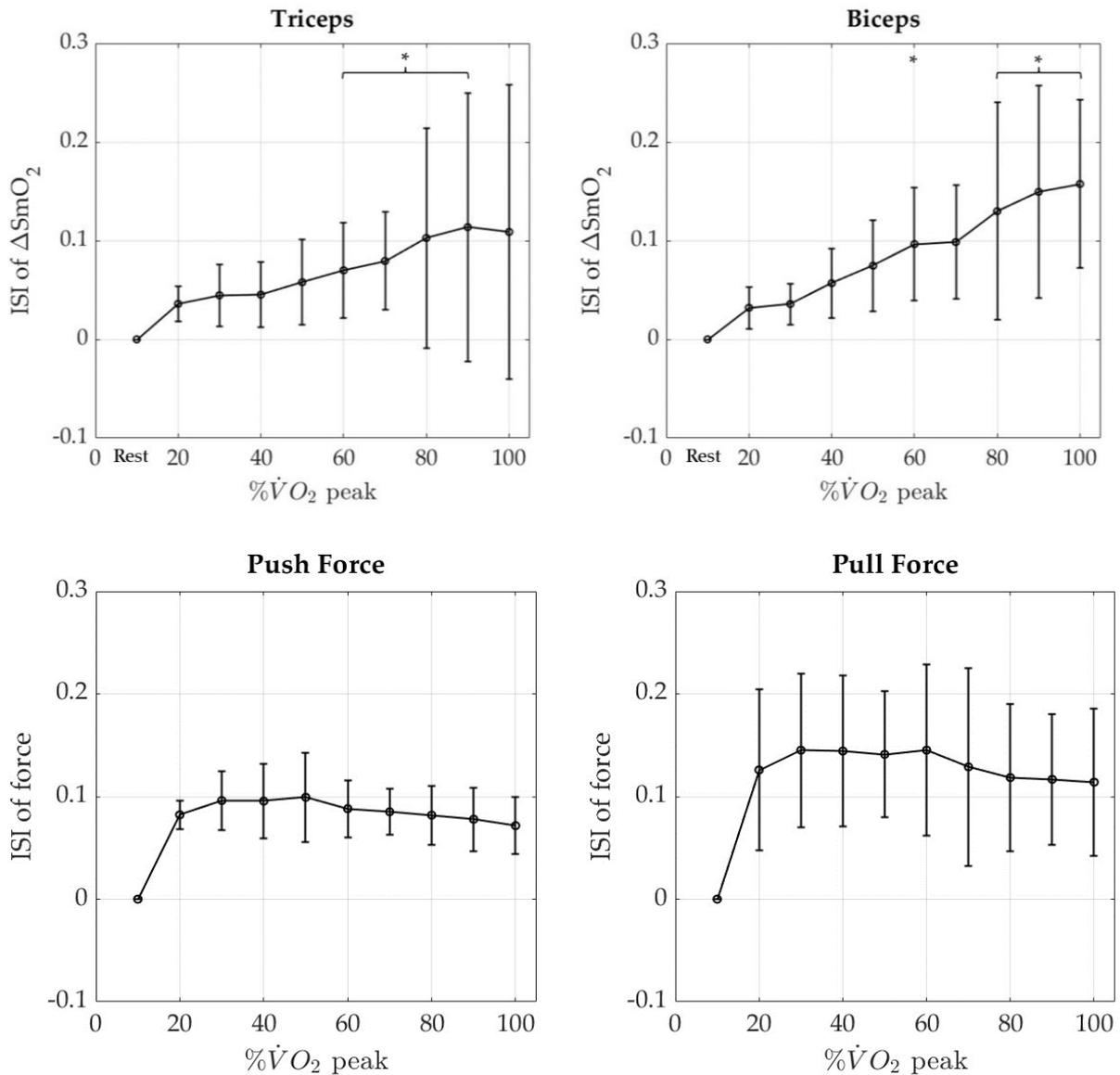
8
9



10
11
12
13
14
15
16
17
18

Figure 2: Changes in mean ΔSmO_2 , against mode-specific peak oxygen uptake ($\% \dot{V}O_2 \text{ peak}$) for right and left biceps and triceps.

* and ** indicates significant difference from at rest ($p < 0.05$ and $p < 0.001$ respectively)



1
2

3
4
5
6
7
8
9

Figure 3: Changes in mean Instantaneous Symmetry Index of ΔSmO_2 (up plot), for biceps and triceps, and of Force (down plot), for push and pull phases.

* indicates significant difference from at 20% of $\dot{V}O_2$ peak ($p < 0.05$).

10 Discussion

11

12 The study's primary findings indicate a significant increase in power across the test
 13 steps, while velocity remained consistent. Both the overall force and the forces during
 14 the push and pull phases showed marked increases throughout the test. The ISI saw a
 15 notable decline from the beginning to the end. However, the evolution of ISI for the
 16 push and pull phase don't show significant difference in function % of $\dot{V}O_2$ peak.
 17 Muscle oxygen saturation (ΔSmO_2) in both biceps and triceps decreased significantly

1 as the test progressed. Interestingly, while there wasn't a significant difference in the
2 decline of ΔSmO_2 between the triceps and biceps, the biceps tended to show a decrease
3 earlier. The ISI of ΔSmO_2 displayed an upward trend with increasing oxygen
4 consumption albeit with considerable variability. Significant differences in ISI of
5 ΔSmO_2 were observed from 60% of peak oxygen consumption compared to
6 measurements at 20%.

7
8 We clearly note an evolution of the biomechanical parameters with the increase in
9 resistance and the time of the effort. However, the average cranking speed remained
10 consistent throughout the test, a finding that contrasts with existing literature
11 [Weissland et al., 1999]. On the physiological front, anticipated increases in heart rate
12 and oxygen consumption were observed. While there were fluctuations in muscle
13 oxygen saturation, a general trend of decline was evident with progressive steps.

14
15
16 During the incremental test, cyclists on average exerted greater force during the push
17 phase than the pull phase, implicating a higher force contribution from the triceps and
18 their agonist muscles compared to the biceps and their agonists [Faupin et al., 2010].
19 Intriguingly, the decline in oxygen saturation for the triceps occurred later than that
20 for the biceps. This suggests that the impact of fatigability on these antagonist muscle
21 groups is not uniform and is not directly correlated with the force exerted. This
22 observation diverges from findings by Muraki et al., who reported that triceps oxygen
23 saturation decreased to a minimum around 50% of $\dot{V}\text{O}_2$ peak and then exhibited a
24 slight increase [Muraki et al., 2004]. In contrast, in the present study, triceps ΔSmO_2
25 continuously decreased from 20% to 100% of $\dot{V}\text{O}_2$ peak. This discrepancy may be
26 attributed to differences in the testing protocols, as the incremental resistance in our
27 study was greater than that in Muraki et al.'s study [Muraki et al., 2004]. This could
28 also account for the more pronounced decrease in ΔSmO_2 observed in our population
29 (minimum $\Delta\text{SmO}_2 = -43.11 \pm 24.11$) compared to their population (minimum $\Delta\text{SmO}_2 =$
30 -11 ± 7) [Muraki et al., 2004]. Additionally, unlike the plateau in ΔSmO_2 observed for
31 triceps in Muraki et al.'s study, our study found this plateau for the biceps, but not for
32 the triceps. This altered pattern in ΔSmO_2 could be influenced by the specific
33 pathologies of our para-cyclist population, which often impact the triceps more
34 severely than the biceps, particularly in tetraplegic subjects (n=2).

35
36 Regarding the asymmetry of muscle oxygen saturation (ΔSmO_2), increased during the
37 test, showing non-significant differences over time but it increased significantly as a
38 function of the percentage of $\dot{V}\text{O}_2$ peak but appeared to be unrelated to force
39 asymmetry, which tended to decrease as $\dot{V}\text{O}_2$ increased. This suggests that in our
40 population, the evolution of muscle oxygen saturation differed between the right and
41 left sides, yet this did not correlate with the observed changes in force asymmetry.

1 *Limits*

2 In the current preliminary study, a significant limitation was the inclusion of only eight
3 handbikers. Furthermore, within this cohort, there was a diverse range of
4 classifications and levels of impairment, which could introduce variability and affect
5 the homogeneity of the results.

6 Methodologically, there were challenges as well. The resistance levels used for
7 individualization in the test were based on previous results obtained from a different
8 device. Unfortunately, there was no direct correspondence in resistance levels between
9 the two devices. Therefore, the resistance set for our study was overly strenuous for
10 our participants. This resulted in some cyclists not being able to maintain the expected
11 duration of around 12 minutes for the incremental test. Additionally, the seated
12 position on our testing apparatus differed from the typical handbike position, which
13 could have influenced the propulsion technique. Regarding the NIRS data, the
14 readings for some participants with tattoos on their triceps were inconsistent and
15 noisy.

16

17 *Perspectives*

18 This preliminary investigation offers compelling insights into the dynamics of
19 asymmetry, both biomechanically and physiologically. Future research should extend
20 this line of inquiry to include a larger and more diverse cohort of participants across
21 various sports. Additionally, given the heterogeneity of the population in the current
22 study, it would be instructive to examine how these parameters evolve across different
23 classifications and pathologies. Moreover, to make real conclusion in sport practice for
24 handbikes, an analyze with their own handbikes must be done because, the seating
25 position influence the muscle activation pattern and biomechanics demands
26 [Litzenberger et al., 2015; Litzenberger et al., 2016]. Such comparative analyses could
27 provide a more nuanced understanding of the factors influencing asymmetry and its
28 implications for performance in handcycling.

29

30 *Conclusion*

31 The present study serves as a seminal exploration into the complex interplay of
32 biomechanical and physiological asymmetry in handbikers during incremental
33 aerobic tests on a synchronous arm crank ergometer. Our findings reveal a significant
34 decline in the Instantaneous Symmetry Index (ISI). The muscle oxygen saturation
35 (ΔSmO_2) in both biceps and triceps exhibited a notable decrease as the test progressed,
36 with significant differences in ISI of ΔSmO_2 emerging at higher levels of peak oxygen
37 consumption. These observations offer a nuanced understanding of the factors
38 influencing asymmetry. However, our study diverges from existing literature in
39 several aspects maybe due to the difference in the population and the protocol and the

1 limits of this study. Further research is needed to extend this line of inquiry,
 2 particularly to explore how these parameters evolve across different classifications and
 3 pathologies, thereby enriching our understanding of the factors that influence
 4 asymmetry and its broader implications for athletic performance and health.
 5

6 References

- 7 Bertucci, W., Grappe, F., & Gros Lambert, A. (2007). Laboratory versus outdoor cycling
 8 conditions: Differences in pedaling biomechanics. *Journal of Applied*
 9 *Biomechanics*, 23(2), 87-92. <https://doi.org/10.1123/jab.23.2.87>
- 10 Bini, R. R., & Hume, P. A. (2015). Relationship between pedal force asymmetry and
 11 performance in cycling time trial. *The Journal of Sports Medicine and Physical*
 12 *Fitness*, 55(9), 892-898.
- 13 Bini, R. R., Jacques, T. C., Sperb, C. H., Lanferdini, F. J., & Vaz, M. A. (2016). Pedal force
 14 asymmetries and performance during a 20-km cycling time trial. *Kinesiology*,
 15 48(2), 193-199. <https://doi.org/10.26582/k.48.2.12>
- 16 Brassart, F., Faupin, A., Hays, A., Bakatchina, S., Alberca, I., Watelain, E., & Weissland,
 17 T. (2023). Upper limb cranking asymmetry during a Wingate anaerobic test in
 18 wheelchair basketball players. *Scandinavian Journal of Medicine & Science in*
 19 *Sports*, 00(n/a), 1-13. <https://doi.org/10.1111/sms.14376>
- 20 Carpes, F. P., Rossato, M., Faria, I. E., & Bolli Mota, C. (2007). Bilateral pedaling
 21 asymmetry during a simulated 40-km cycling time-trial. *The Journal of Sports*
 22 *Medicine and Physical Fitness*, 47(1), 51-57.
- 23 Chénier, F., Malbequi, J., & Gagnon, D. H. (2017). Proposing a new index to quantify
 24 instantaneous symmetry during manual wheelchair propulsion. *Journal of*
 25 *Biomechanics*, 51, 137-141. <https://doi.org/10.1016/j.jbiomech.2016.11.069>
- 26 Faupin, A., Gorce, P., Watelain, E., Meyer, C., & Thevenon, A. (2010). A biomechanical
 27 analysis of handcycling: A case study. *Journal of Applied Biomechanics*, 26(2),
 28 240-245. <https://doi.org/10.1123/jab.26.2.240>
- 29 Jacobs, P. L., Mahoney, E. T., & Johnson, B. (2003). Reliability Of Arm Wingate
 30 Anaerobic Testing In Persons With Complete Paraplegia. *The Journal of Spinal*
 31 *Cord Medicine*, 26(2), 141-144. <https://doi.org/10.1080/10790268.2003.11753674>
- 32 Kraaijenbrink, C., Vegter, R., Ostertag, N., Janssens, L., Vanlandewijck, Y., Woude, L.
 33 V. D. van der, & Wagner, H. (2021). Steering Does Affect Biophysical Responses
 34 in Asynchronous, but Not Synchronous Submaximal Handcycle Ergometry in
 35 Able-Bodied Men. *Frontiers in Sports and Active Living*, 3.
 36 <https://doi.org/10.3389/fspor.2021.741258>

- 1 Litzenberger, S., Mally, F., & Sabo, A. (2015). Influence of Different Seating and Crank
2 Positions on Muscular Activity in Elite Handcycling—A Case Study. *Procedia*
3 *Engineering*, 112, 355-360. <https://doi.org/10.1016/j.proeng.2015.07.262>
- 4 Litzenberger, S., Mally, F., & Sabo, A. (2016). Biomechanics of elite recumbent
5 handcycling: A case study: Influence of backrest position, crank length and
6 crank height on muscular activity and upper body kinematics. *Sports*
7 *Engineering*, 19(3), 201-211. <https://doi.org/10.1007/s12283-016-0206-x>
- 8 Louhevaara, V., Sovijärvi, A., Ilmarinen, J., & Teräslinna, P. (1990). Differences in
9 cardiorespiratory responses during and after arm crank and cycle exercise. *Acta*
10 *Physiologica Scandinavica*, 138(2), 133-143. [https://doi.org/10.1111/j.1748-](https://doi.org/10.1111/j.1748-1716.1990.tb08825.x)
11 [1716.1990.tb08825.x](https://doi.org/10.1111/j.1748-1716.1990.tb08825.x)
- 12 Muraki, S., Tsunawake, N., & Yamasaki, M. (2004). Limitation of muscle
13 deoxygenation in the triceps during incremental arm cranking in women.
14 *European Journal of Applied Physiology*, 91. [https://doi.org/10.1007/s00421-003-](https://doi.org/10.1007/s00421-003-0962-8)
15 [0962-8](https://doi.org/10.1007/s00421-003-0962-8)
- 16 Pendergast, D. R. (1989). Cardiovascular, respiratory, and metabolic responses to
17 upper body exercise. *Medicine and Science in Sports and Exercise*, 21(5 Suppl),
18 S121-125.
- 19 Quittmann, O. J., Abel, T., Albracht, K., & Strüder, H. (2019). Reliability of muscular
20 activation patterns and their alterations during incremental handcycling in
21 able-bodied participants. *Sports Biomechanics*, 20.
22 <https://doi.org/10.1080/14763141.2019.1593496>
- 23 Sawka, M. N. (1986). Physiology of upper body exercise. *Exercise and Sport Sciences*
24 *Reviews*, 14, 175-211.
- 25 Smak, W., Neptune, R. R., & Hull, M. L. (1999). The influence of pedaling rate on
26 bilateral asymmetry in cycling. *Journal of Biomechanics*, 32(9), Article 9.
27 [https://doi.org/10.1016/S0021-9290\(99\)00090-1](https://doi.org/10.1016/S0021-9290(99)00090-1)
- 28 Stenberg, J., Astrand, P. O., Ekblom, B., Royce, J., & Saltin, B. (1967). Hemodynamic
29 response to work with different muscle groups, sitting and supine. *Journal of*
30 *Applied Physiology*, 22(1), 61-70. <https://doi.org/10.1152/jappl.1967.22.1.61>
- 31 Weissland T, Marais G, Robin H, Vanvelcenaher J, Pelayo P: Relationship in humans
32 between spontaneously chosen crank rate and power output during upper body
33 exercise at different levels of intensity. *Eur J Appl Physiol Occup Physiol*
34 1999;79:230–236.

6.3.4. Synthèse des études 3 à 5

En fonction de la durée de l'exercice effectuée à intensité maximale, nous avons observé au cours de ces trois études, l'évolution de l'asymétrie de la force. La baisse de performance notable dans chacune des études montre que la répétition de sprints, le test anaérobique Wingate de 30 secondes et le test d'effort à charge incrémentale induisent une fatigabilité chez les parasportifs. Ces baisses de performances sont observables aussi bien chez les joueurs avec une classification élevée, donc aux capacités fonctionnelles plus importantes que chez les joueurs avec des classifications plus basses. Elles sont également observables en fonction des différents sports pratiqués, tels que le rugby et le basketball fauteuil, ainsi qu'en comparant les hommes et les femmes. Cependant, lors des sprints répétés, les joueurs de rugby présentent une diminution significative des valeurs de vitesse moyenne, alors que les joueurs de basketball fauteuil montrent des diminutions significatives dans leur puissance maximale développée au cours des sprints. Ainsi, il semble qu'entre ces deux groupes, différentes stratégies de compensation face à la fatigabilité aient été mises en place. Ce résultat peut être comparé à ceux de l'étude de Bossuyt et al., (2020), qui mettent en avant ces stratégies de compensation avec la fatigabilité induite, notamment au niveau de l'activation neuromusculaire plus importante et une diminution de l'angle de poussée [Bossuyt et al., 2020]. Dans l'étude 3, nous n'avons pas les moyens de quantifier ces éléments, mais les changements que nous avons observés suggèrent que ces processus de compensation diffèrent en fonction des capacités fonctionnelles des parasportifs.

Au démarrage des sprints, l'asymétrie était deux fois plus importante qu'à la fin. Si l'on examine la biomécanique de la propulsion, au démarrage, avec pour objectif d'atteindre sa vitesse maximale en un temps le plus court possible, le sportif doit développer beaucoup de force en peu de temps tout en veillant à ce que son fauteuil continue à se déplacer en ligne droite. La rotation en pivot du fauteuil étant facilitée par sa géométrie, l'efficacité au démarrage nécessite une technicité importante dans le

maniement du FRM. Ainsi, de faibles différences de performances entre le côté droit et le côté gauche sont accentuées lors de cette portion du sprint. Durant le reste du sprint, il est plus facile pour l'athlète, qui doit développer moins de force, mais effectuer des mouvements à des vitesses plus élevées, d'ajuster sa trajectoire plus efficacement que dans les conditions du démarrage.

Lors du test de Wingate, nous n'avons pas observé d'augmentation ou de diminution de l'asymétrie avec la durée de l'effort. Cependant, de nombreuses variations entre les joueurs et joueuses de basketball fauteuil étaient présentes. Les résultats tendent à montrer une asymétrie plus importante 10 secondes après le début du test par rapport au moment où la puissance maximale est la plus élevée et à la fin des 30 secondes de test. Les femmes tendaient à présenter de plus grandes asymétries que les hommes, et les joueurs avec une classification plus importante tendaient à être plus asymétriques que ceux avec une classification moins importante. L'absence de différence significative entre les hommes et les femmes peut être comparée aux résultats similaires de l'étude de Garate et al., 2023 qui analysent les asymétries de force isométrique sur un test de préhension d'une population d'adulte porteur d'un handicap physique et mental. Les auteurs n'observent pas de différences significatives d'asymétrie entre les hommes et les femmes. Ainsi, le sexe ne semble pas avoir d'impact sur les asymétries fonctionnelles des membres supérieurs en statique comme en dynamique.

Lors du test de détermination de $\dot{V}O_2$ pic, l'asymétrie de force tendait à diminuer avec la durée de l'exercice et l'augmentation de la résistance. À la différence des autres tests, l'effort était progressif tout au long du test puisque les sportifs devaient maniveller à une vitesse spontanée librement choisie. L'asymétrie, étant plus importante au début du test, montre possiblement une stratégie d'économie dans la dépense énergétique qui ne traduit pas les réelles asymétries de force que peuvent présenter les cyclistes qui ont effectué ce test. Lors de cette étude, nous avons eu la possibilité d'effectuer des mesures de la saturation en oxygène des muscles grâce à la technologie NIRS. Malgré

les limites relatives à leur utilisation, nous avons observé une diminution de la saturation en oxygène en fonction de l'augmentation du pourcentage de $\dot{V}O_2$ pic. En moyenne, on note que les triceps présentaient une désaturation plus tardive que les biceps. Ce résultat pourrait être comparé avec les pourcentages de fibres musculaires de type 1 et de type 2. En effet, un fibre de type 1 consommerait plus d'oxygène qu'une fibre de type deux [Barstow et al., 2000], et dans une population générale, il y a plus de fibre de type 1 dans le biceps que dans le triceps [Johnson et al., 1973]. Cela entre en accord avec notre résultat. L'asymétrie bilatérale de désaturation des biceps et des triceps augmentait en fonction de l'augmentation du % de $\dot{V}O_2$ pic. Cette asymétrie n'était pas corrélée avec les asymétries de force étudiées aux mêmes moments lors des phases de traction et de poussée.

Les limitations intrinsèques de ces études résident principalement dans l'insuffisance de données concernant l'ensemble des articulations impliquées dans les mouvements étudiés. En effet, l'évaluation d'un mouvement polyarticulaire est complexe et susceptible de variations dynamiques au cours de l'exercice. Dans les perspectives, l'intégration d'outils de capture du mouvement, de roues instrumentées et des mesures de l'activité musculaire, améliorerait notre capacité à analyser de manière exhaustive les stratégies de compensation et les asymétries bilatérales en fonction de la durée de l'exercice et de la fatigabilité.

En conclusion, nos observations mettent en évidence des fluctuations de l'asymétrie de la force en fonction de la durée de l'exercice, sans toutefois montrer de tendance significative à l'augmentation ou à la diminution. Il apparaît que les adaptations physiologiques et biomécaniques, induites par la fatigabilité, semblent jouer un rôle plus prépondérant que les asymétries bilatérales de force des membres supérieurs. Ce constat souligne la complexité des mécanismes en jeu et la nécessité d'études ultérieures plus approfondies, idéalement dotées d'outils d'analyse plus sophistiqués pour une compréhension plus nuancée de ces phénomènes.

6.4. Coordinations motrices standardisées vs libres

Dans cette partie, nous avons réalisé une étude comparant les résultats obtenus chez une population de joueurs de basketball fauteuil à partir des trois principaux outils de mesure utilisés dans cette thèse, tel que l'ergomètre à manivelle, l'ergomètre balistique et les centrales inertielles sur un test de terrain. Cette étude a fait l'objet d'une publication dans le journal Applied Science (MDPI) en 2023 ainsi que d'une communication orale au congrès de l'ACAPS à Reims en octobre 2023.

Brassart F, Faupin A, Hays A, Watelain E, Weissland T. Relationship of Force–Velocity Profile between Field Sprints and Lab Ballistic or Cycling Ergometer for Wheelchair Basketball Players. *Applied Sciences*. 2023; 13(13):7469. <https://doi.org/10.3390/app13137469>

Brassart F, Faupin A, Hays A, Watelain E, Weissland T. Relationship of force-velocity profile between field sprints and lab ballistic or cycling ergometer on wheelchair basketball players. In Proceedings of the 21st Conference of the Association des Chercheurs en Activités Physiques et Sportives (ACAPS), Reims, France, 31 October - 2 November 2023.

6.4.1. Étude 6 : Relation des asymétries et des capacités de force et de vitesse entre des sprints en fauteuil roulant manuel, sur un mouvement de manivellage et lors de poussées balistiques à différents niveaux de résistance.

Dans cette étude nous avons examiné le profil F-V et l'asymétrie des membres supérieurs chez les joueurs de basketball en fauteuil roulant.

Trois tests ont été utilisés : un sprint de 20 mètres en fauteuil roulant (SP), un test de poussée balistique horizontale des membres supérieurs (HBP) et un test de sprint sur

ergomètre à manivelle (CES). L'étude a impliqué 23 joueurs de basketball en fauteuil roulant des équipes nationales françaises, hommes et femmes.

Les profils F-V dans les trois tests étaient fortement corrélés, confirmant la relation inverse entre la force et la vitesse. La relation force-vitesse était plus orientée vers la force sur HBP et plus orientée vers la vitesse sur SP. Le test CES montrait une relation linéaire entre la force et la vitesse avec une pente plus inclinée que l'HBP, mais moins que SP. De fortes corrélations ont été observées entre la force maximale théorique (F_0) et la puissance (P_0) à travers les trois tests. Cependant, la vitesse (V_0) a montré des corrélations moins significatives, notamment dans le test HBP. Des variables comme la vitesse maximale de sprint et le temps de sprint ont montré de fortes corrélations avec la puissance mesurée dans le test HBP, indiquant que les tests en laboratoire peuvent être prédictifs des performances sur le terrain. Dans cette étude, nous n'avons trouvé aucune corrélation significative entre les asymétries mesurées à travers les trois tests. ISI était significativement différent entre les tests, et aucune relation n'a été trouvée entre l'ISI de chaque test.

La relation force-vitesse peut être efficacement étudiée à la fois en laboratoire et sur le terrain. Cependant, la relation force-vitesse était plus orientée vers la force en laboratoire et plus orientée vers la vitesse sur le terrain, ce qui pourrait être dû aux spécificités des tests et de l'équipement utilisé. Malgré les différences méthodologiques, les fortes corrélations entre les variables de force et de puissance à travers les trois tests indiquent que ces tests peuvent être utilisés de manière interchangeable dans une certaine mesure. L'étude a trouvé que l'asymétrie des membres supérieurs n'est pas cohérente à travers différents tests et niveaux de résistance. Cela suggère que l'asymétrie est spécifique à la tâche et peut également dépendre de la technique et de l'équipement de l'individu. L'étude avait un petit échantillon et un groupe hétérogène en termes de pathologie et de capacités fonctionnelles. L'utilisation de roues instrumentées avec des capteurs de force aurait pu fournir des données plus précises pour évaluer l'asymétrie.

Nous en avons conclu que le profil force-vitesse des membres supérieurs chez les para-athlètes de haut niveau peut être efficacement évalué à la fois en laboratoire et sur le terrain. Cependant, l'asymétrie des membres supérieurs est spécifique à la tâche et n'est pas cohérente à travers différents tests. L'étude suggère l'utilisation d'ergomètres à rouleaux pour une évaluation plus précise de l'asymétrie et appelle à des recherches supplémentaires dans ce domaine pour informer les programmes d'entraînement basés sur des preuves pour les athlètes en fauteuil roulant.

Article

Relationship of Force–Velocity Profile between Field Sprints and Lab Ballistic or Cycling Ergometer for Wheelchair Basketball Players

Florian Brassart ^{1,2,*}, Arnaud Faupin ¹, Arnaud Hays ³, Eric Watelain ¹ and Thierry Weissland ²

¹ IAPS, N°201723207F, Université de Toulon, 83130 La Garde, France; faupin@univ-tln.fr (A.F.); eric.watelain@univ-tln.fr (E.W.)

² IMS, UMR 5218, PMH_DySCo, Université de Bordeaux, 33600 Pessac, France; thierry.weissland@u-bordeaux.fr

³ HIPE Human Laboratory, Aix Marseille Université, 13284 Marseille, France; arnaud.hays@univ-amu.fr

* Correspondence: florian.brassart@univ-tln.fr; Tel.: +33-05-5684-5211

Abstract: The upper limb force–velocity relationship (FVR) is a crucial aspect of athletic performance, particularly in para-sports where upper limb movements play a leading role in activities such as wheelchair propulsion. Athletes' mechanical capacities can be evaluated on the field or in lab conditions. However, no studies have yet indicated a relationship between ergometers and field FVR or performances. Understanding para-athletes' upper limb FVR can provide important insights for developing effective training programs and improving athletic performance in wheelchair basketball players. Twenty-three wheelchair basketball players (12 women and 11 men) from French national teams performed a battery of three tests consisting of a 20 m sprint (SP) with Inertial measurement units (IMU) on wheels, horizontal upper limb push-offs on a frictionless sled with two Kistler force plates (HBP), and a crank ergometer sprint test (CES) derived from arm ergometer sprints using Brachumera, Lode. For the SP test, the FVR was computed with an estimation of force from the acceleration, the rolling resistance, and an estimation of the air resistance. Correlations between each variable measured were computed via Pearson correlations in R, assuming a strong relationship when $r = 0.7–1.0$, moderate when $r = 0.40–0.69$, and weak when $r < 0.1–0.39$. Significant differences were assumed when $p < 0.05$. Strong correlations were found between the results of the three tests conducted. The correlation coefficient between maximal theoretical force (F0) data ranged from 0.85 to 0.88, and that between maximal theoretical power (P0) data ranged from 0.87 to 0.94. However, for maximal theoretical velocity (V0) data, the correlations between the three tests were less important. The performance variables showed a strong correlation with power measured in the HBP test without load. There was a significant relationship between the HBP, CES, and SP variables. There was a correlation between performance on the three tests in our population, especially for power. However, the V0 value of HBP was not representative of any performances. This work uses multiple protocols to assess para-athletes' performance and shows that upper limb symmetry depends on the gesture of the task and the personal sports' wheelchair.

Keywords: force–velocity-profile; arm cranking; ballistic push-off; wheelchair basketball

Citation: Brassart, F.; Faupin, A.; Hays, A.; Watelain, E.; Weissland, T. Relationship of Force-Velocity Profile between Field Sprints and Lab Ballistic or Cycling Ergometer on Wheelchair Basketball Players. *Appl. Sci.* **2023**, *13*, 7469. <https://doi.org/10.3390/app13137469>

Academic Editors: Felipe García-Pinillos and Alejandro Pérez-Castilla

Received: 19 May 2023

Revised: 21 June 2023

Accepted: 22 June 2023

Published: 24 June 2023



Copyright: © 2023 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

In able-bodied athletes, one method of characterizing power in ballistic or cyclical movements is to study the relationship between force and velocity. For each evaluated multi-joint movement, the relationship between force and velocity is described as an inversely proportional linear relationship (i.e., the greater the velocity of the movement, the less force is developed) [1]. Ballistic movement is described as the ability to accelerate mass as quickly as possible. Whether moving one's own body mass or an external mass,

this athletic ability is closely linked to the neuromuscular system's ability to produce the greatest possible impulse in the shortest possible time [2]. To obtain a force–velocity profile of a ballistic movement [3,4], the protocols used include vertical jumps to study lower limb power [3,5] or bench presses to evaluate upper limb power [6–8]. The linear relationship between the force and the velocity has also been observed during other gestures such as pedaling [9–11] and cranking [12–14]. However, this relationship has been used to characterize the power of athletes making a standard gesture rather than during a specific sports movement. To confirm the applicability of this force–velocity relationship for assessing athletic performance, several authors have compared this relationship against more activity-specific metrics. In a study from 1987, authors observed a significant correlation between maximal power on a cycle ergometer and vertical jump performance [9]. In another study, rowers with the highest maximal theoretical force (F0) and maximal measured power values in their bench pull and vertical jump profiles also produced the highest average power outputs on rowing machines [15]. Zivkovic et al., in 2017, observed the relationship between countermovement jumps, the short anaerobic lower limb Wingate test, bench press throws, and bench pull force–velocity profiles. The authors show the moderate and inconsistent generalizability of force–velocity relationship parameters of the tested muscles across different tests [16]. However, in this study, the two tests on the upper limbs' force–velocity relationship concerned antagonistic movement, so the relationship between different movements using the same muscles was only present in the lower limbs.

The evaluation of upper limb capacities is a crucial aspect of para-athletes who use manual wheelchairs in their physical activities, such as wheelchair basketball players. In the literature, upper limb performances can be evaluated with tests on crank ergometers [17], roller ergometers [18,19], or on the field [20]. However, few studies have attempted to characterize the force–velocity profile of wheelchair propulsion [18], and to our knowledge, none have examined the correlations with other evaluations of the force–velocity profiles that the upper limbs can develop. In the literature, the assessment of symmetry between the upper limbs among manual wheelchair users in daily life or sports has been investigated through various modalities such as the roller ergometer [19], instrumented wheels on the field [21], and arm crank ergometer [22]. Nonetheless, no study has reported on the feasibility of evaluating asymmetry during wheelchair propulsion using a different protocol and gesture, that uses the same muscle groups.

This limited knowledge about the force–velocity profile of wheelchair propulsion makes it difficult to prescribe targeted training interventions for para-athletes. The present study aims to characterize the force–velocity profile of upper body wheelchair propulsion and to investigate potential correlations between this profile and other assessments of upper body strength and power. The second aim of this study is to analyze the symmetry between the upper limb during different gestures.

Based on previous research on force–velocity relationships in other types of athletic movements, our first hypothesis is that the force–velocity profile of upper-body wheelchair propulsion will exhibit an inverse relationship, with higher velocities being associated with lower forces. Furthermore, we assume that there will be significant correlations between the force–velocity relationship of wheelchair propulsion and other measures of upper body strength and power, such as ballistic push-off or maximal arm cranking. Another hypothesis is that upper limb asymmetry can be measured by other protocols including the same muscle groups as wheelchair propulsion. By addressing these research questions, this study aims to provide insights into the unique characteristics of wheelchair propulsion and to inform the development of evidence-based training programs for wheelchair athletes.

2. Materials and Methods

This study was approved by our local ethics committee (N°IDRCB: 2020-A02919-30) and registered on clinicaltrials.gov (NCT04748497).

2.1. Participants

A total of 23 wheelchair basketball players (12 women and 11 men) from French national teams participated in this study (see Table 1 for participant characteristics). Participants trained four days a week and competed in matches on weekends. Inclusion criteria were the use of a manual wheelchair for sports and the absence of current back or upper limb pain or injury. Participants' pathologies did not affect their upper limbs and included complete ($n = 12$) and incomplete ($n = 4$) paraplegia, lower limb amputation ($n = 3$), lower limb congenital malformation ($n = 2$), spina bifida ($n = 1$), and sequelae of poliomyelitis ($n = 1$). Exclusion criteria included athletes who exhibited upper limb and trunk pain, untreated injuries, or were undergoing treatment for viral or bacterial illnesses. To determine the required sample size for the study, a statistical power test was employed. For this test, the authors referred to the force, velocity, and power observed from bench press throws in the study of Leontijevic et al. in 2013 [7] and cited by Cuk et al. in 2014 [8] as a reference. Consequently, aiming for a statistical power of 0.80, the calculation indicated an average of 3 to 4 (for F0 and V0) to 9 (for P0) participants needed for the intended statistical tests on the measures.

Table 1. Participant characteristics.

Participants Characteristics	Women ($n = 12$)		Men ($n = 11$)		All Participants ($n = 23$)	
Body mass (kg)	60	(7)	73	(10)	66	(11)
Age (yrs)	28	(7)	30	(7)	29	(7)
Training age (yrs)	8	(6)	12	(5)	10	(6)

2.2. Protocols and Materials

Participants performed a battery of three tests consisting of six 20 m sprints (SP), horizontal upper limb ballistic push-offs (HBP) with different masses to displace, and crank ergometer all-out sprints (CES). Before each test, players performed a specific warm-up.

The six sprints were performed on a wooden floor and the warm-up consisted of 5 min of wheelchair displacement in circles in the gymnasium, followed by some short accelerations. The best of the six sprints was kept to data processing. Wheelchairs were equipped with three dimensions (x, y, and z-axis) Inertial Measurement Units (IMU) on each rear wheel (WheelPerf System, AtoutNovation, Versailles, France, 128 Hz). The IMUs were placed with the z-axis perpendicular to the plane of the wheel [23,24]. The size of the rear wheels, the mass of the participants, and the mass of their wheelchairs were recorded. The start and end lines of the 20 m sprint were visibly marked, and the experimenters gave the start signal with a countdown.

The warm-up on the horizontal ballistic push-off machine consisted of shoulder abduction/adduction, intern/extern rotation and shoulders and elbows, flexion/extension, and with elastics. A specific warm-up was carried out on the machine with low and moderate loads to familiarize the participants with the installation and the gesture demands. The experimentation design on the horizontal push-off machine involved two ballistic push-offs in a seated position on a frictionless sled (INPI deposit n°FR2011204) at fore load levels: 0, 15, 30, and 45% of the maximum force developed in an isometric test at the start position. The dynamic conditions were performed in a random order among the participants. They were asked to apply their force as rapidly as possible on the force plates (one under each hand) to reach the highest velocity at take-off. All trials were performed on two Kistler force plates (Kistler 9260AA3 (0.5 × 0.3 m), 2000 Hz) which recorded the three-dimensional (3D) ground reaction force (GRF) components produced by the right and left upper limbs. Horizontal displacement over time was recorded with an accuracy of 0.1 cm using a linear encoder attached to the sled.

During the test on the arm crank ergometer, it was placed on a height-adjustable table. Participants used their basketball wheelchairs. To prevent movement between the

participant and the wheelchair and between the wheelchair and the floor during the test, each participant was strapped at their thighs or hips according to their pathologies, and their wheelchair were fixed with ratchet straps to the floor. The axis of rotation of the cranks was aligned with the glenohumeral joint [22,25]. The warm-up consisted of 3 min of self-selected cadence cranking at a resistance of 25 W followed by 3 min of low-intensity interval work with active rest periods (working and resting resistance of 100 and 15 W, respectively). At the end of the warm-up, participants performed a sub-maximal sprint without resistance for 15 s to accustom them to the movement with a high cranking speed. The test involved three short sprints with different levels of resistance (5 s duration with resistance and 10 s duration without resistance). The arm ergometer software used a torque factor (TF) to establish the resistance level, which was calculated as the torque value divided by the participant’s body mass. To individualize the resistance for each participant, an isokinetic test was performed at 80 RPM for 5 s at peak power, and the maximum torque developed was normalized by the participant’s body mass to obtain the TF at peak power (TF-ISO) [22]. The resistance levels for each participant were established as 80% of TF-ISO, 40% of TF-ISO, and 0% of TF-ISO.

2.3. Data Processing

Data processing was performed using MATLAB for each test (MATLAB and Statistics Toolbox Release 2022a, The MathWorks, Inc., Natick, MA, USA).

2.4. Sprint Test

For SP with IMUs, since manual wheelchair (MWC) wheels are assumed to roll without slipping. It is possible to calculate the MWC’s linear velocity (V) by multiplying the rotational velocities of the wheels around their axis of rotation ($\dot{\omega}_{leftwheel}$ and $\dot{\omega}_{rightwheel}$) measured with the gyroscope’s IMU and the wheels’ radius (r), as shown in Equation (1). The z-axis of gyroscope’s IMU was placed perpendicular to the plane of the wheel [24].

$$V = r \left(\frac{\dot{\omega}_{leftwheel} + \dot{\omega}_{rightwheel}}{2} \right) \tag{1}$$

However, sports wheelchairs use positive camber (α) for stability and maneuverability, causing gyroscopes on the wheels to capture both the wheel rotational velocity ($\dot{\omega}$) and the rotational velocity of the wheelchair around the vertical axis ($\dot{\theta}$). To address this, Pansiot et al., in 2011, and adjusted by Fuss et al., in 2012, proposed a methodology to identify the true wheel rotational velocity ($T\dot{\omega}$) using Equation (2) [26,27].

$$T\dot{\omega} = \dot{\omega} - \dot{\omega}_{xy} \tan(\alpha) \frac{\dot{\omega}_{leftwheel} - \dot{\omega}_{rightwheel}}{|\dot{\omega}_{leftwheel} - \dot{\omega}_{rightwheel}|} \tag{2}$$

In Equation (2), $\dot{\omega}_{xy}$ is the resultant measured of x-axis rotational velocities ($\dot{\omega}_x$) and y-axis rotational velocities ($\dot{\omega}_y$), located in the plane of the wheel and perpendicular to IMU’s z-axis. Consequently, the true MWC’s linear velocity (V_T) was calculated using Equation (3).

$$V_T = r \left(\frac{T\dot{\omega}_{leftwheel} + T\dot{\omega}_{rightwheel}}{2} \right) \tag{3}$$

For the SP test, the force developed by players during the sprint (F_{IMU}) was computed with the second law of Newton in Equation (4).

$$F_{IMU} = m_t * acc + F_{rr} + F_{aero} \tag{4}$$

Here, m_t is the system’s total mass consisting of the participant and their wheelchair, acc is the linear acceleration, F_{rr} is the rolling resistance force, and F_{aero} is the aerodynamic drag force. To obtain the acceleration (acc), we fitted the velocity data with a polynomial (pV) at each point in x as Equation (5). The argument p is a vector of length $n +$

1 whose elements was the coefficients (in descending powers) of a 4th-degree polynomial (Figure 1a).

$$pV(x) = p1x^4 + p2x^3 + p3x^2 + p4x + p5 \quad (5)$$

The coefficients for the polynomial ($p1$, $p2$..., $p5$) were returned to be the best fit (in a least-squares sense) for the velocity data (V_T). The coefficients and the polynomial were computed with the MATLAB functions “polyfit” and “polyval”. F_{rr} was estimated using a deceleration test [28] on the 20 m sprint field and computed with Equation (6). In this equation, g is the gravitational constant, μ_r is the rolling resistance coefficient compute as the deceleration value divided by g . k_f is the coefficient of influence of speed on friction [29].

$$F_{rr} = m_t g (\mu_r + k_f pV^2) \quad (6)$$

The aerodynamic drag force was obtained with Equation (7) where $C_d A$ is the drag coefficient in the function of the frontal area of the system [30] and ρ is the air density ($1.22 \text{ kg}\cdot\text{m}^{-3}$).

$$F_{aero} = \frac{1}{2} \rho C_d A pV^2 \quad (7)$$

The power output (P_{IMU}) was computed by multiplying the force (F_{IMU}) and the velocity (pV) (Figure 1b). For the SP, the force–velocity profile was made with each point of F_{IMU} according to each point of pV .

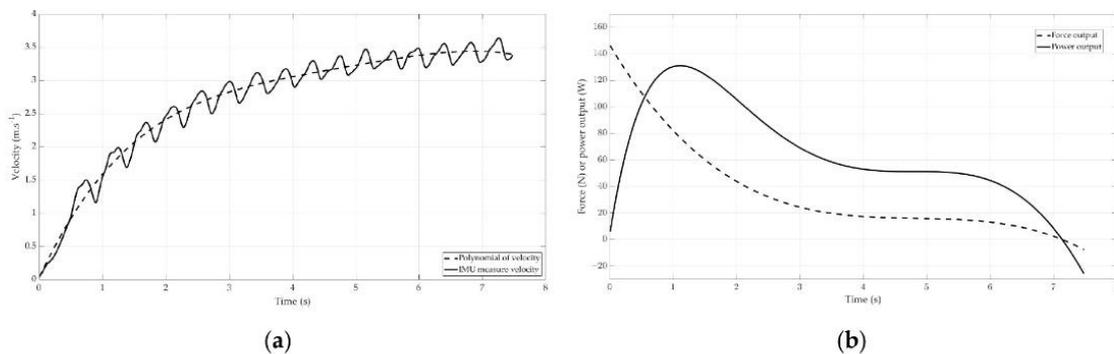


Figure 1. Real velocity measured in a continuous line and the polynomial of the velocity in a dashed line (a). Example of force and power output computed with polynomial velocity (b).

2.5. Horizontal Ballistic Push-Off Test

For the HBP, the force–velocity profile was calculated with mean force and the mean velocity between the start of sled displacement (greater than two millimeters) and the end of the push-off when the participant’s hands take off the force plates and the normal component of the ground reaction force fell to zero.

2.6. Cycling Test

The torque obtained from the arm ergometer software (Lode Ergometry Manager 10th version) was used to compute the tangential force produced on the left (LF) and right (RF) cranks by dividing the torque (LM and RM) by the length of the right crank (CR) and the left crank (CL), respectively (Equation (8)). For the cycling test, the force–velocity profile was created by taking the average of the force and velocity during a complete turn of the cranks for each cycling sprint at different resistance levels.

$$LF = \frac{LM}{CL} \text{ and } RF = \frac{RM}{CR} \quad (8)$$

Left (**LPow**) and right (**RPow**) power were calculated as the product of the force torque with the rotational velocity of the cranks (**VR**) (Equation (9)).

$$LPow = CL * VR \text{ and } RPow = CR * VR \quad (9)$$

To compare the three tests, in terms of force and velocity, the authors chose to convert the rotational velocity into the tangential velocity of the hands on the cranks by dividing the rotational velocity (**VR**) by the length of the cranks (**CL** and **CR**) [16]. The same units were used for the three tests: Newtowns (N) for the force, meters per second (m.s⁻¹) for the velocity, and Watts (W) for the power.

2.7. Force Velocity Relationship

For each test, the force–velocity relationships were determined by least-squares linear regressions using the average normal force component and velocity at each instant of the sprint for SP, at each load for HBP or each full turn average for cycling. Individual force–velocity slopes were extrapolated to obtain the intercepts corresponding to the theoretical maximal values of “F0” and “V0” [4]. Then, the theoretical peak value of the velocity–power polynomial (second-degree) relationships was obtained and noted as “P0” [4].

2.8. Asymmetries

The Instantaneous Symmetry Index (**ISI**) was calculated for the three tests, according to the method proposed by Chenier et al. (2017) [31]. The **ISI** was defined as the absolute area between the right and the left side curves of the assessed variable, normalized by the sum of the absolute areas under both curves (Figure 2).

$$ISI = \frac{\int_{t1}^{t2} |R - L| dt}{\int_{t1}^{t2} |R| dt + \int_{t1}^{t2} |L| dt} \quad (10)$$

where **R** and **L** is the assessed variable on the right and left sides, respectively, and where **t1** and **t2** represent the start and the end of the period during which the **ISI** was calculated, respectively.

For the SP test, we used velocity data to calculate the **ISI** because this measure is considered more representative of the participant’s action than other metrics. We calculated the **ISI** at three time points during the sprint: at the start of the sprint (corresponding to the first three cycles of propulsion), in the middle of the sprint (corresponding to the cycles of propulsion between the start and the end), and at the end of the sprint (corresponding to the last five cycles of propulsion). For the HBP test, we calculated the **ISI** using force data from the right and left force plates. Specifically, the **ISI** was computed from the force applied to the plates between the start of the sled displacement and the end of the push-off, when the hands left the force plates. We calculated the **ISI** for each push-off at different load levels. Finally, for the CES test, we calculated the **ISI** by analyzing the average full-turn force data from each sprint with different levels of resistance. Specifically, we calculated the **ISI** between 0 and 360 degrees of the average right and left force data, starting at zero degrees when the crank was horizontally in front of the participant’s position.

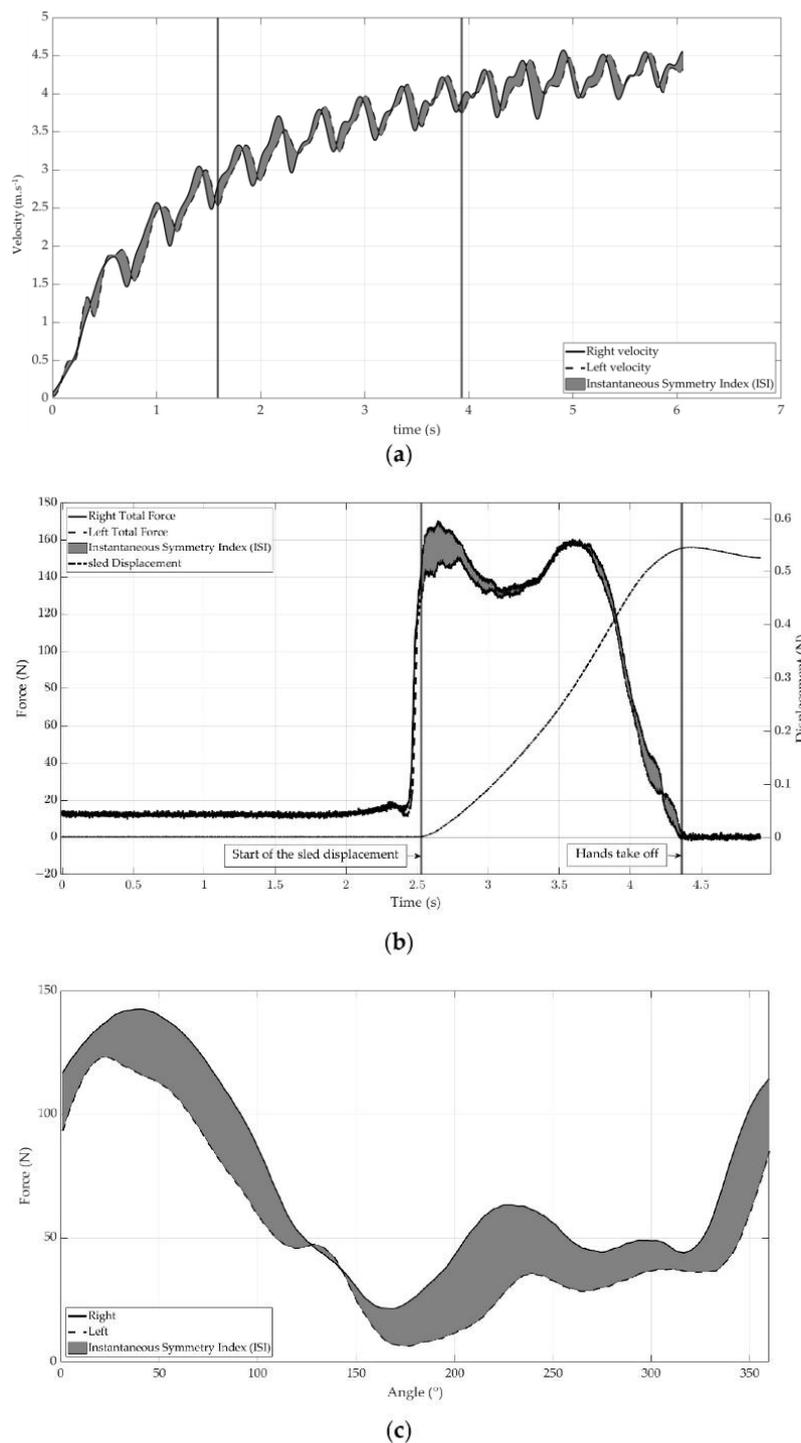


Figure 2. Effect on the instantaneous symmetry index (*ISI*) in the three tests on: (a) speed during 20 m sprint, (b) force during horizontal upper limb ballistic push-offs, (c) force during cycling force-velocity.

2.9. Statistics Analyze

Correlations between each variable measured were computed via Pearson correlations, assuming strong relationships for $r = 0.7-1.0$, moderate when $r = 0.40-0.69$, and weak when $r < 0.1-0.39$ [32]. Significant differences were assumed when $p < 0.05$. The instantaneous symmetry index was compared between the three devices and between the three levels of resistance with a two-factor ANOVA with Bonferroni’s post hoc. Analysis was conducted using R (Posit Team, 2023), RStudio (Integrated Development Environment for R. Posit Software, PBC, Boston, MA. URL <http://www.posit.co/> (accessed on 2 November 2022)) with the “corrplot” package (<https://github.com/taiyun/corrplot> (accessed on 20 April 2023)), “car” package (<https://r-forge.r-project.org/projects/car/> (accessed on 20 April 2023)), and “multcomp” package (<http://multcomp.R-forge.R-project.org> (accessed on 20 April 2023)).

3. Results

3.1. Force Velocity Profile Comparison

The values of the force–velocity relationship for the three tests are presented in Table 2. There were significant differences in F0, V0, and P0 between HBP and CES, between HBP and SP, and between CES and SP (Table 3). The force–velocity relationship was accurately fitted with regression models ($R^2 = 0.97 \pm 0.01$ for SP, 0.9 ± 0.08 for HBP and 0.94 ± 0.04 for CES).

Table 2. Value of force–velocity–power relationship from the sprint test (SP), the horizontal ballistic push-off test (HBP), and the crank ergometer sprint test (CES).

	F0 (N)		V0 (m.s ⁻¹)		P0 (W)	
	Absolut (N)	Relative (N.kg ⁻¹)			Absolut (Watt)	Relative (Watt.kg ⁻¹)
HBP	674 (211.8)	10.1 (2.4)	2.9 (0.7)		486.1 (205.3)	7.2 (2.7)
CES	470.6 (127.4)	7.1 (1.3)	3.5 (0.5)		426 (164.7)	6.3 (1.7)
SP	244 (78.5)	3.6 (0.8)	4.7 (0.7)		277.6 (120.6)	4.1 (1.4)

Data are mean (standard deviation). F0 is the theoretical maximal force at null velocity, V0 is the maximal velocity at null force, and P0 is the theoretical maximal power using the 2nd degree polynomial on the power measured in function of velocity. Relative values are force or power divided by the body mass.

Table 3. *p* value of force–velocity–power relationship from the sprint test (SP), the horizontal ballistic push-off test (HBP) and the crank ergometer sprint test (CES).

<i>p</i> Value	F0		V0	P0	
	Absolute	Relative		Absolute	Relative
HBP vs. CES	<0.001	<0.001	<0.001	0.01	0.01
CES vs. SP	<0.001	<0.001	<0.001	<0.001	<0.001
SP vs. HBP	<0.001	<0.001	<0.001	<0.001	<0.001

p value from an independent Sample *t*-test. F0 is the theoretical maximal force at null velocity, V0 is the maximal velocity at null force and P0 is the theoretical maximal power using the 2nd degree polynomial on the power measured in function of velocity. Relative values are Force or Power divided by the body mass.

3.2. Correlation

Strong correlations were found between the results of the three tests conducted. The correlation coefficient between F0 data ranged from 0.85 to 0.88 ($p < 0.001$), and that between P0 data ranged from 0.87 to 0.94 ($p < 0.001$) (Table 4). Additionally, a strong relationship was observed between F0 and P0 data within the same tests ($r = 0.93-0.97$, $p < 0.001$). However, for V0 data, the correlations between the three tests were less important and not significant, except for CES V0 and HBP P0. The correlation coefficients were 0.48

($p = 0.02$) and 0.28 ($p = 0.189$) between HBP and CES, and between HBP and SP, respectively. The correlation coefficient between SP V0 and CES V0 was 0.78 ($p < 0.001$).

Table 4. Correlation coefficients between values of force–velocity–power relationship from the sprint test (SP), the horizontal ballistic push-off test (HBP), and the crank ergometer sprint test (CES), and performance measured value.

HBP F0													
0.10	HBP V0												
0.83 **	0.62 *	HBP P0											
0.93 **	0.34	0.93 **	HBP mean power without load										
0.88 **	0.17	0.78 **	0.88 **	CES F0									
0.76 **	0.48 *	0.87 **	0.86 **	0.72 **	CES V0								
0.90 **	0.30	0.87 **	0.94 **	0.97 **	0.86 **	CES P0							
0.89 **	0.26	0.84 **	0.92 **	0.96 **	0.82 **	0.97 **	CES Mean power						
0.85 **	0.32	0.82 **	0.87 **	0.88 **	0.83 **	0.92 **	0.94 **	SP F0					
0.81 **	0.28	0.81 **	0.90 **	0.74 **	0.78 **	0.80 **	0.78 **	0.73 **	SP V0				
0.91 **	0.32	0.88 **	0.94 **	0.89 **	0.87 **	0.94 **	0.95 **	0.97 **	0.86 **	SP P0			
0.91 **	0.34	0.89 **	0.95 **	0.89 **	0.88 **	0.94 **	0.95 **	0.97 **	0.87 **	1.00 **	SP Max power		
0.86 **	0.29	0.84 **	0.92 **	0.81 **	0.83 **	0.87 **	0.87 **	0.85 **	0.96 **	0.94 **	0.94 **	SP Vmax	
-0.84 **	-0.27	-0.81 **	-0.88 **	-0.80 **	-0.77 **	-0.84 **	-0.85 **	-0.85 **	-0.94 **	-0.93 **	-0.93 **	-0.97 **	SP time for 20 m

F0 is the theoretical maximal force at null velocity, V0 is the maximal velocity at null force, and P0 is the theoretical maximal power using the 2nd degree polynomial on the power measured in function of velocity. "HBP mean power without load" is the power developed during the horizontal ballistic push-off without load attached on the sled, "CES Mean power" is the power measured during the sprint with the maximum of resistance on the arm ergometer, "SP Max power" is the maximal power measured during the sprint test, SP Vmax is the maximal velocity measured during the sprint test. "*" Represents significant p -value lower than 0.05 and "*" "*" "*" represents significant p -value lower than 0.001.

The performance variables, such as maximum sprint speed (SP Vmax) and sprint time, showed a strong correlation with power measured on the HBP test without load, with respective correlation coefficients of 0.92 ($p < 0.001$) and -0.88 ($p < 0.001$) and with CES Mean power with a respective correlation coefficient of 0.87 ($p < 0.001$) and -0.85 ($p < 0.001$). In particular, the power measured on the HBP test without load exhibited a strong relationship with all the variables, especially with the maximum power measured during the sprint ($r = 0.95$, $p < 0.001$).

3.3. Asymmetry

There was no significant correlation between the asymmetries measured on the three tests and the different levels of resistance. The correlation coefficients range from 0.11 to 0.54. In addition, the ANOVA statistical test revealed a significant difference in **ISI** values between the three tests, but no effect of resistance difference on **ISI** data. For the HBP test, there was no significant difference in **ISI** between the push without load and with intermediate and maximum loads. For the CES test, a significantly greater asymmetry was noted during the trial with the minimum resistance compared to that with the maximum imposed resistance during the test. There was no significant difference in **ISI** between the HBP test for each level of resistance and the SP test on the part where the resistance is highest (Figure 3).

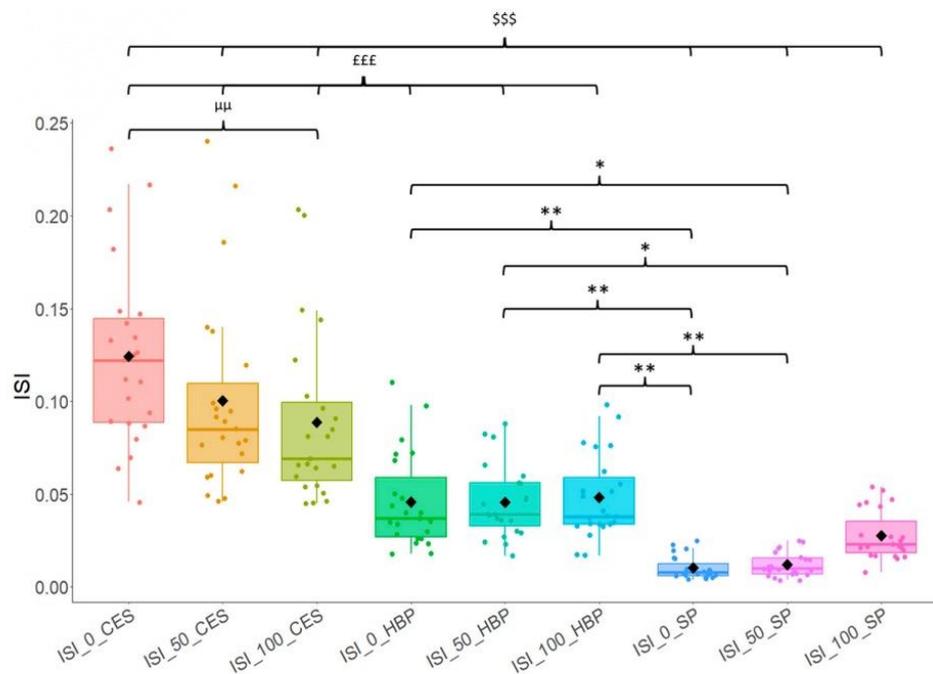


Figure 3. Box plot (median and quartiles) of Instantaneous Symmetry Index (*ISI*) of upper limb between the three tests (CES HBP and SP) and between the three levels of resistance (0, 50, and 100). The black diamonds represent the average of the variables. CES means crank ergometer sprints test, HBP means horizontal upper limb ballistic push-offs test, and SP means 20 m wheelchair sprint test. Resistance “0” is the minimum resistance imposed during the tests, “50” is the half of max resistance imposed during tests, and “100” is the maximum resistance imposed during tests. “\$\$\$” represents significant differences ($p < 0.001$) between CES and SP test, “\$\$\$” represents significant differences ($p < 0.001$) between CES and HBP test, “*” represents significant differences ($p < 0.05$) between HBP and SP, “**” represents significant differences ($p < 0.01$) between HBP and SP, and “μμ” represents significant differences ($p < 0.01$) between *ISI* at different levels of resistance in the same test.

4. Discussion

This study compared the force–velocity profiles of three tests: a 20 m sports wheelchair sprint test (SP), a horizontal upper limb ballistic push-off test (HBP), and a crank ergometer sprint test (CES), all performed by national male and female wheelchair basketball players. The study also compared upper limb symmetry across the three tests. Our main findings demonstrate a significant and strong relationship between the force–velocity profile variables, specifically maximal theoretical force and power (F0 and P0). Additionally, there was a strong relationship between measured performance values on the three tests, such as maximal power on HBP and maximal velocity on SP. However, the instantaneous symmetry index (*ISI*) was significantly different between the three tests, and there was no relationship between the *ISI* of each test.

4.1. Force Velocity Profile Comparison

In each of the tests, the measured force and velocity were found to be highly correlated ($R^2 = 0.9–0.97$), with an observable reduction in the force generated corresponding to an increase in the speed of movement, which is consistent with previously reported findings in the literature regarding the upper limb [16,18,33]. This result also means that the method for evaluating strength during a 20 m sprint, used in the present study, makes it possible to obtain an athlete’s force–velocity relationship of the physical and technical capacity on the field with non-invasive on-board sensors.

The maximal theoretical power outputs (P_0) are higher for the HBP and CES tests compared to the SP test. This could be explained by the methodology and equipment used, which may underestimate the estimated power output. The sportsmen with their wheelchairs were on a smooth parquet floor which offered a low rolling resistance, which does not allow the athletes the time to develop a lot of force before reaching high velocity. During the SP test, only the power used for propulsion is quantified. Athletes likely produced more power, but this would be lost due to material deformation. Additionally, the athlete's position in their sports wheelchair is not optimal for generating maximum force with their upper limbs [34]. The estimation of resistance forces may also be underestimated. We had no tool to quantify air resistance, and rolling resistance was interpolated from the rolling resistance measured over 5 m at slow speeds [29].

Force–velocity relationships were more force-oriented on the ballistic ergometer and more velocity-oriented on the field. The F_0 of the CES test was between that of the HBP and SP tests. It is possible that the simplicity of the movement, such as athletes pushing in only one direction against a rigid and non-deformable structure, allows for maximum force development by recruiting the maximum number of muscles. The crank motion in the CES test also occurs against a rigid structure, with athletes strapped to their wheelchairs and the wheelchair strapped to the ground. In contrast, the motion involves pushing with one hand and pulling with the other, requiring a certain motor coordination to optimize force development. Athletes were not accustomed to this motion. The force and power developed by athletes may increase with a learning effect on this test.

4.2. Correlation

Despite the differences in force, power, and speed between the three tests, there are strong correlations between the results. The correlations are stronger for the measured values than for the theoretical values (F_0 , P_0 , and V_0). The value that shows the least relationship with the other variables is the V_0 of the HBP test. This V_0 is nearly twice as large as the maximum speed measured during the test without additional load. The value of V_0 from the ballistic test does not seem to be representative of performance. It lacks precision because the extrapolation is too large. A study has criticized the simplification of the force–velocity profile to a linear relationship during squat jumps [35]. It would be interesting to study the linearity of this relationship for the upper limbs in a ballistic motion. FVR is useful for evaluating the performances of para-athletes, but for the velocity capacities, it is better to refer to measured data.

4.3. Asymmetry

There was less upper limb symmetry for the CES test, which involves an asynchronous movement. The method involved comparing the left and right average cycles at each degree, which may have led to a higher measurement of asymmetry. Additionally, during cranking, the subject activates the rotator muscles in their trunk, which may contribute to the motion. Therefore, the asymmetry measured on the cranks is the result of the force generated by the upper limb coupled with trunk rotation, as well as the asymmetry of the subject's supports at the seat and footrest, which may allow for effective force transmission previously observed by Smith et al., in 2008 [36]. In their study, Smith et al. found greater upper limb asymmetry during asynchronous arm cranking compared to synchronous arm cranking in able-bodied participants. It would be interesting to extend these findings to wheelchair users and compare the upper limb asymmetry between different arm cranking configurations. Specifically, examining the upper limb asymmetry in wheelchair users during synchronous arm cranking could provide insights into whether the *ISI* values align more closely with those observed during the HBP and SP tests. Conversely, the asymmetry on the field (SP) was lower than in other tests. One explanation for this limitation is that, in the absence of a force sensor, we used the data from the right and left wheel speeds to measure asymmetry at the start, middle, and end of the sprint. These variables may potentially be less representative than force data for expressing asymmetry

during propulsion. The second way to explain this lower asymmetry on the field is the athlete's maneuverability. Indeed, the athlete seeks to move in a straight line and compensates for potential asymmetry with their technique to avoid any steering movements, which is accentuated by the large camber angle of sports wheelchairs. It would be interesting to test propulsion asymmetry on the field without trajectory management. Therefore, we can assume that upper limb asymmetry is better represented by the ballistic ergometer test (HBP), while the functional asymmetry measured on the crank ergometer represents differences between the upper limbs and the trunk's rotator muscles. The asymmetry measured on the field demonstrates the athlete's ability to avoid parasitic movements to optimize their straight-line movement.

The instantaneous Symmetry Index was measured at different resistance levels. For the HBP, the load moved during the push varied in mass between trials. For CES, the electromagnetic resistance of the ergometer's motor varied between trials. For SP, the force generated during propulsion was at its maximum at the start and decreased throughout the sprint as the speed increased. Therefore, it was interesting to observe whether symmetry evolved with the different resistances. No significant decrease in symmetry with an increase in resistance was observed for HBP and SP, and conversely for CES with a significant difference between the trial with less resistance and the trial with the maximum resistance. However, the trend of less symmetry for the SP test during start-up, with maximum resistance, was reported according to the result of the study of Soltau et al. in 2015, which observed a decrease in symmetry under more strenuous conditions [37].

In addition to the different orders of magnitude of asymmetries and variations between resistances that were not the same across the three tests, the authors observed no correlation between the asymmetries of the different tools. Therefore, the functional asymmetry of the upper limbs during wheelchair propulsion cannot be studied using a crank ergometer or a ballistic ergometer. The specific gestures imposed by CES, HBP, and SP may have an impact on the differences in functional asymmetry.

4.4. Limitations

One of the main limitations of our study is the small number of participants and a heterogeneity of pathology and trunk functional capacities. Regarding the methodology, the use of instrumented wheels with force sensors on the handrims could have provided additional relevant information for a proper evaluation of asymmetry on the field. Moreover, to better compare the impact of gestural differences on force-velocity profiles and asymmetry, using a roller ergometer would have been appropriate. Another limitation in this study is the protocol of SP, which could be upgraded by using an isotonic system attached to the wheelchair to increase the force product by athletes at low-speed displacement.

4.5. Perspective

The perspective of this study would be to use a roller ergometer to precisely characterize the force-velocity relationship of wheelchair propulsion. Furthermore, it would allow for an objective analysis of the asymmetry of propulsion without considering the maneuverability of the chair. The results of this present study suggest a greater measure of symmetry on the test of sprints on 20 m, possibly due to the maneuverability of wheelchair athletes. For an estimation of asymmetries in the field, the authors, therefore, suggest carrying out a one-push test or a test consisting of five pushes in blind conditions in an open and secure space. The direction the athlete takes following these tests would indicate the imbalance between the right and left sides regardless of the maneuverability of his/her wheelchair.

5. Conclusions

To conclude, the evaluation of the upper limbs force–velocity relationship in high-level para-athletes can be made in the laboratory, as with the horizontal ballistic push-off test (HBP) or the crank ergometer sprints test (CES), but also in the field with on-board sensors, closer to the specificities of sports activities in manual wheelchairs. Laboratory analyses make it possible to obtain information less related to practice, but which makes it possible to characterize athletes and improve physical preparation. The power measured on the ballistic ergometer was strongly correlated with the power and the speed developed during a 20 m sprint on parquet, which informs us about means of evaluating the improvement in performance via an estimation of the optimal profile. However, the instantaneous symmetry index (*ISI*) was significantly different between the three tests, and there was no relationship between the *ISI* of each test. The authors suggest an evaluation of symmetry for rehabilitation with test on roller ergometer or on the field. This work can show multiple protocols to assess para-athletes' performances and show that upper limb symmetry depends on the gesture of the task and personal sports' wheelchairs.

Author Contributions: Conceptualization, F.B. and T.W.; Formal analysis, F.B.; Funding acquisition, A.F.; Investigation, F.B.; Methodology, F.B. and A.H.; Project administration, A.F.; Resources, A.F., A.H. and T.W.; Software, F.B. and A.H.; Supervision, T.W.; Validation, A.F., T.W., E.W. and A.H.; Visualization, F.B.; Writing—original draft, F.B.; Writing—review and editing, A.F., T.W., E.W. and A.H. All authors have read and agreed to the published version of the manuscript.

Funding: This work has benefited from state aid, managed by the French National Research Agency (ANR) under the “Investment for the Future” program bearing the reference ANR-19-STHP-0005 (<https://anr.fr/Projet/A-19-STHP-0005>).

Institutional Review Board Statement: This study was approved by our local ethics committee (N°IDRCB: 2020-A02919-30) and registered on clinicaltrials.gov (NCT04748497). Informed consent was obtained from all subjects involved in the study.

Informed Consent Statement: Informed consent was obtained from all subjects involved in the study.

Data Availability Statement: The data presented in this study are available on request.

Acknowledgments: The authors thank wheelchair basketball players and their coaches for their participation in this study.

Conflicts of Interest: The authors declare no conflict 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.

References

1. Bobbert, M.F. Why Is the Force-Velocity Relationship in Leg Press Tasks Quasi-Linear Rather than Hyperbolic? *J. Appl. Physiol.* **2012**, *112*, 1975–1983. <https://doi.org/10.1152/jappphysiol.00787.2011>.
2. Newton, R.U.; Kraemer, W.J.; Häkkinen, K. Effects of Ballistic Training on Preseason Preparation of Elite Volleyball Players. *Med. Sci. Sports Exerc.* **1999**, *31*, 323–330. <https://doi.org/10.1097/00005768-199902000-00017>.
3. Samozino, P.; Morin, J.-B.; Hintzy, F.; Belli, A. A Simple Method for Measuring Force, Velocity and Power Output during Squat Jump. *J. Biomech.* **2008**, *41*, 2940–2945. <https://doi.org/10.1016/j.jbiomech.2008.07.028>.
4. Samozino, P.; Rejc, E.; Di Prampero, P.E.; Belli, A.; Morin, J.-B. Optimal Force–Velocity Profile in Ballistic Movements—Altius. *Med. Sci. Sports Exerc.* **2012**, *44*, 313–322. <https://doi.org/10.1249/MSS.0b013e31822d757a>.
5. Samozino, P.; Morin, J.-B.; Hintzy, F.; Belli, A. Jumping Ability: A Theoretical Integrative Approach. *J. Theor. Biol.* **2010**, *264*, 11–18. <https://doi.org/10.1016/j.jtbi.2010.01.021>.
6. Rahmani, A.; Samozino, P.; Morin, J.-B.; Morel, B. A Simple Method for Assessing Upper-Limb Force–Velocity Profile in Bench Press. *Int. J. Sports Physiol. Perform.* **2018**, *13*, 200–207. <https://doi.org/10.1123/ijsp.2016-0814>.
7. Leontijevic, B.; Pazin, N.; Kukolj, M.; Ugarkovic, D.; Jaric, S. Selective Effects of Weight and Inertia on Maximum Lifting. *Int. J. Sports Med.* **2013**, *34*, 232–238. <https://doi.org/10.1055/s-0032-1312606>.
8. Cuk, I.; Markovic, M.; Nedeljkovic, A.; Ugarkovic, D.; Kukolj, M.; Jaric, S. Force-Velocity Relationship of Leg Extensors Obtained from Loaded and Unloaded Vertical Jumps. *Eur. J. Appl. Physiol.* **2014**, *114*, 1703–1714. <https://doi.org/10.1007/s00421-014-2901-2>.

9. Vandewalle, H.; Peres, G.; Heller, J.; Panel, J.; Monod, H. Force-Velocity Relationship and Maximal Power on a Cycle Ergometer. *Eur. J. Appl. Physiol.* **1987**, *56*, 650–656. <https://doi.org/10.1007/BF00424805>.
10. McCartney, N.; Heigenhauser, G.J.; Sargeant, A.J.; Jones, N.L. A Constant-Velocity Cycle Ergometer for the Study of Dynamic Muscle Function. *J. Appl. Physiol. Respir. Environ. Exerc. Physiol.* **1983**, *55*, 212–217. <https://doi.org/10.1152/jappl.1983.55.1.212>.
11. Dorel, S.; Couturier, A.; Lacour, J.-R.; Vandewalle, H.; Hautier, C.; Hug, F. Force-Velocity Relationship in Cycling Revisited: Benefit of Two-Dimensional Pedal Forces Analysis. *Med. Sci. Sports Exerc.* **2010**, *42*, 1174–1183. <https://doi.org/10.1249/MSS.0b013e3181c91f35>.
12. Vandewalle, H.; Pérès, G.; Sourabié, B.; Stouvenel, O.; Monod, H. Force-Velocity Relationship and Maximal Anaerobic Power during Cranking Exercise in Young Swimmers. *Int. J. Sports Med.* **1989**, *10*, 439–445. <https://doi.org/10.1055/s-2007-1024940>.
13. Delgado, A.; Allemandou, A.; Peres, G. Changes in the Characteristics of Anaerobic Exercise in the Upper Limb during Puberty in Boys. *Eur. J. Appl. Physiol. Occup. Physiol.* **1993**, *66*, 376–380. <https://doi.org/10.1007/BF00237786>.
14. Vanderthommen, M.; Francaux, M.; Johnson, D.; Dewan, M.; Lewyckyj, Y.; Sturbois, X. Measurement of the Power Output during the Acceleration Phase of All-out Arm Cranking Exercise. *Int. J. Sports Med.* **1997**, *18*, 600–606. <https://doi.org/10.1055/s-2007-972688>.
15. Giroux, C.; Maciejewski, H.; Ben-Abdessamie, A.; Chorin, F.; Lardy, J.; Ratel, S.; Rahmani, A. Relationship between Force-Velocity Profiles and 1500-m Ergometer Performance in Young Rowers. *Int. J. Sports Med.* **2017**, *38*, 992–1000. <https://doi.org/10.1055/s-0043-117608>.
16. Zivkovic, M.Z.; Djuric, S.; Cuk, I.; Suzovic, D.; Jaric, S. Muscle Force-Velocity Relationships Observed in Four Different Functional Tests. *J. Hum. Kinet.* **2017**, *56*, 39–49. <https://doi.org/10.1515/hukin-2017-0021>.
17. Hutzler, Y. Anaerobic Fitness Testing of Wheelchair Users. *Sports Med.* **1998**, *25*, 101–113. <https://doi.org/10.2165/00007256-199825020-00003>.
18. Hintzy, F.; Tordi, N.; Predine, E.; Rouillon, J.-D.; Belli, A. Force-Velocity Characteristics of Upper Limb Extension during Maximal Wheelchair Sprinting Performed by Healthy Able-Bodied Females. *J. Sports Sci.* **2003**, *21*, 921–926. <https://doi.org/10.1080/0264041031000140392>.
19. 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. 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. <https://doi.org/10.1111/sms.13056>.
20. Jiménez-Reyes, P.; Samozino, P.; García-Ramos, A.; Cuadrado-Peñañiel, V.; Brughelli, M.; Morin, J.-B. Relationship between Vertical and Horizontal Force-Velocity-Power Profiles in Various Sports and Levels of Practice. *PeerJ* **2018**, *6*, e5937. <https://doi.org/10.7717/peerj.5937>.
21. Hurd, W.J.; Morrow, M.M.; Kaufman, K.R.; An, K.-N. Biomechanic Evaluation of Upper-Extremity Symmetry during Manual Wheelchair Propulsion over Varied Terrain. *Arch. Phys. Med. Rehabil.* **2008**, *89*, 1996–2002. <https://doi.org/10.1016/j.apmr.2008.03.020>.
22. Brassart, F.; Faupin, A.; Hays, A.; Bakatchina, S.; Alberca, I.; Watelain, E.; Weissland, T. Upper Limb Cranking Asymmetry during a Wingate Anaerobic Test in Wheelchair Basketball Players. *Scand. J. Med. Sci. Sports* **2023**, *early view*. <https://doi.org/10.1111/sms.14376>.
23. van der Slikke, R.M.A.; Berger, M.A.M.; Bregman, D.J.J.; Lagerberg, A.H.; Veeger, H.E.J. Opportunities for Measuring Wheelchair Kinematics in Match Settings; Reliability of a Three Inertial Sensor Configuration. *J. Biomech.* **2015**, *48*, 3398–3405. <https://doi.org/10.1016/j.jbiomech.2015.06.001>.
24. Poulet, Y.; Brassart, F.; Simonetti, E.; Pillet, H.; Faupin, A.; Sauret, C. Analyzing Intra-Cycle Velocity Profile and Trunk Inclination during Wheelchair Racing Propulsion. *Sensors* **2023**, *23*, 58. doi:10.3390/s23010058.
25. Jacobs, P.L.; Mahoney, E.T.; Johnson, B. Reliability of Arm Wingate Anaerobic Testing in Persons with Complete Paraplegia. *J. Spinal Cord Med.* **2003**, *26*, 141–144. <https://doi.org/10.1080/10790268.2003.11753674>.
26. Pansiot, J.; Zhang, Z.; Lo, B.; Yang, G.Z. WISDOM: Wheelchair Inertial Sensors for Displacement and Orientation Monitoring. *Meas. Sci. Technol.* **2011**, *22*, 105801. <https://doi.org/10.1088/0957-0233/22/10/105801>.
27. Fuss, F.K. Speed Measurements in Wheelchair Sports—Theory and Application. *Sports Technol.* **2012**, *5*, 29–42. <https://doi.org/10.1080/19346182.2012.754895>.
28. Sauret, C.; Bascou, J.; de Saint Rémy, N.; Pillet, H.; Vaslin, P.; Lavaste, F. Assessment of Field Rolling Resistance of Manual Wheelchairs. *J. Rehabil. Res. Dev.* **2012**, *49*, 63–74. <https://doi.org/10.1682/jrrd.2011.03.0050>.
29. Fuss, F.K. Influence of Mass on the Speed of Wheelchair Racing. *Sports Eng.* **2009**, *1*, 41–53. <https://doi.org/10.1007/s12283-009-0027-2>.
30. Masson, G. Amélioration des Performances D’athlètes en Fauteuil Roulant D’athlétisme à Partir d’une Configuration Optimale. Ph.D. Thesis, University of Sherbrooke, Sherbrooke, QC, Canada, 2015. Available online: <https://savoirs.usherbrooke.ca/handle/11143/7557> (accessed on 15 December 2022).
31. Chénier, F.; Malbequi, J.; Gagnon, D.H. Proposing a New Index to Quantify Instantaneous Symmetry during Manual Wheelchair Propulsion. *J. Biomech.* **2017**, *51*, 137–141. <https://doi.org/10.1016/j.jbiomech.2016.11.069>.
32. Dancy, C.P. *Statistics without Maths for Psychology: Using SPSS for Windows TM*; Allyn and Bacon: Boston, MA, USA, 2002; ISBN 978-0-205-38062-6.
33. García-Ramos, A.; Jaric, S.; Padial, P.; Feriche, B. Force-Velocity Relationship of Upper Body Muscles: Traditional Versus Ballistic Bench Press. *J. Appl. Biomech.* **2016**, *32*, 178–185. <https://doi.org/10.1123/jab.2015-0162>.

34. Yao, W.X.; Cordova, A.; De Sola, W.; Hart, C.; Yan, A.F. The Effect of Variable Practice on Wheelchair Propulsive Efficiency and Propulsive Timing. *Eur. J. Phys. Rehabil. Med.* **2012**, *48*, 209–216.
35. Bobbert, M.F.; Lindberg, K.; Bjørnsen, T.; Solberg, P.; Paulsen, G. The Force-Velocity Profile for Jumping: What It Is and What It Is Not. *Med. Sci. Sports Exerc.* **2023**, *Publish Ahead of Print*. <https://doi.org/10.1249/MSS.0000000000003147>.
36. Smith, P.M.; Chapman, M.L.; Hazlehurst, K.E.; Goss-Sampson, M.A. The Influence of Crank Configuration on Muscle Activity and Torque Production during Arm Crank Ergometry. *J. Electromyogr. Kinesiol.* **2008**, *18*, 598–605. <https://doi.org/10.1016/j.jelekin.2006.12.006>.
37. Soltau, S.L.; Slowik, J.S.; Requejo, P.S.; Mulroy, S.J.; Neptune, R.R. An Investigation of Bilateral Symmetry during Manual Wheelchair Propulsion. *Front. Bioeng. Biotechnol.* **2015**, *3*, 86. <https://doi.org/10.3389/fbioe.2015.00086>.

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.

6.4.2. Discussion de l'étude 6

Cette étude a comparé les profils force-vitesse de trois tests différents : un sprint de 20 mètres en fauteuil roulant manuel (SP) à l'aide de centrales inertielles (IMU), un test de poussée balistique horizontale des membres supérieurs (HBP) sur ergomètre balistique et un test de sprint sur ergomètre à manivelle (CES). Tous ces tests ont été effectués par des joueurs nationaux de basketball en fauteuil roulant, hommes et femmes. L'asymétrie, mesurée à l'aide de l'ISI, a été quantifiée sur la force pour le CES et le HBP et sur des données de vitesse pour le SP.

Dans chaque test, une forte corrélation a été observée entre la force et la vitesse mesurées, avec une réduction observable de la force générée correspondant à une augmentation de la vitesse des mouvements. Cela est conforme aux résultats antérieurs dans la littérature. Les valeurs de puissance théorique maximale (P_0) sont plus élevées pour les tests HBP et CES par rapport au test SP, ce qui pourrait être dû à la méthodologie et à l'équipement utilisés. Dans une étude récente, les auteurs ont comparé notre méthode de calcul de force à partir de données de vitesse, qui, sous le principe des lois newtoniennes mettant en jeu la masse du système et son accélération, en plus des estimations des forces de résistance de l'air et de résistance au roulement, avec leur méthode [Klimstra et al., 2023]. Celle-ci s'inspirait des travaux de Chua et al., (2010) qui ont développé un modèle d'estimation des forces résistives de friction des roulements du FRM [Chua et al., 2010]. Cela comprenait une constante de friction dynamique μ dépendant des mesures instantanées d'accélération et de vitesse du fauteuil roulant. Ils ont obtenu des valeurs de force plus importantes que notre population, et des résultats plus proches de ceux obtenus sur ergomètre à rouleaux [Janssen et al., 2023]. Cela suggère que leur méthode permettrait d'estimer la force développée par les parasportifs sur les roues, en ajoutant le coefficient de friction entre les pièces du FRM, alors que notre méthode ne quantifie que les forces utiles à l'avancement.

La présence de corrélations robustes entre les différents tests, malgré les disparités en termes de force, de puissance et de vitesse, est un indicateur de la validité convergente des mesures. Néanmoins, il est crucial de noter que ces corrélations sont plus prononcées pour les valeurs mesurées que pour les valeurs théoriques, telles que la V_0 dans le test HBP. Cette valeur de V_0 est calculée en extrapolant une relation linéaire à partir des données mesurées, ce qui peut induire une amplification artificielle des variations. En d'autres termes, la V_0 est une valeur dérivée qui, en raison de la méthode d'extrapolation linéaire, peut être particulièrement sensible aux fluctuations des mesures empiriques. Cette sensibilité peut entraîner une variabilité accrue de la V_0 , ce qui pourrait expliquer sa faible corrélation avec les autres variables étudiées. Ce constat soulève des questions méthodologiques importantes concernant la fiabilité et la validité des valeurs extrapolées, comme la V_0 , dans le contexte de l'évaluation de la performance sportive. Il suggère également que l'usage de valeurs théoriques dérivées devrait être abordé avec prudence, surtout lorsque ces valeurs sont utilisées pour établir des comparaisons intermodales ou pour informer des décisions liées à la formation et à la réhabilitation des athlètes.

Le test CES, qui implique un mouvement asynchrone, a montré moins de symétrie des membres supérieurs. Cette asymétrie pourrait être due à la méthode de mesure, qui compare les cycles moyens gauche et droit à chaque degré à cause du mouvement asynchrone. L'asymétrie mesurée dans le test CES est donc le résultat d'une combinaison de forces générées par les membres supérieurs et la rotation du tronc, ainsi que de l'asymétrie des appuis du sujet sur le siège et le repose-pied. En revanche, l'asymétrie lors de SP est plus faible que dans les autres tests. Cette moindre asymétrie pourrait s'expliquer par l'absence de capteur de force et par la maniabilité de l'athlète, qui compense toute asymétrie potentielle pour maintenir une trajectoire droite. L'Indice de Symétrie Instantanée a été mesuré à différents niveaux de résistance pour chaque test. Aucune diminution significative de la symétrie n'a été observée pour les tests HBP et SP lorsque la résistance augmentait. En revanche, pour le test CES, une

différence significative a été notée entre l'essai à faible résistance et l'essai à résistance maximale.

En somme, nous n'avons pas observé de corrélation entre les asymétries mesurées avec les différents outils. Cela suggère que l'asymétrie fonctionnelle des membres supérieurs pendant la propulsion en fauteuil roulant ne peut pas être étudiée de manière fiable en utilisant un ergomètre à manivelle ou un ergomètre balistique. Les gestes spécifiques imposés par les tests CES, HBP et SP pourraient avoir un impact sur les différences observées en matière d'asymétrie fonctionnelle.

L'une des principales limitations de notre étude est le petit nombre de participants et une hétérogénéité de la pathologie et des capacités fonctionnelles du tronc. L'utilisation de roues instrumentées avec des capteurs de force sur les mains courantes aurait pu fournir des informations supplémentaires pertinentes pour une évaluation appropriée de l'asymétrie sur le terrain. De plus, pour mieux comparer l'impact des différences gestuelles sur les profils force-vitesse et l'asymétrie, l'utilisation d'un ergomètre à rouleaux aurait été appropriée.

En perspective, cette étude suggère l'utilisation d'un ergomètre à rouleaux pour caractériser précisément la relation force-vitesse de la propulsion en fauteuil roulant. Cela permettrait également une analyse objective de l'asymétrie de la propulsion sans tenir compte de la maniabilité du fauteuil.

Pour conclure, l'évaluation de la relation force-vitesse des membres supérieurs chez les para-athlètes de haut niveau peut être effectuée en laboratoire, mais aussi sur le terrain avec des capteurs embarqués. Les analyses en laboratoire permettent d'obtenir des informations moins liées à la pratique, mais qui permettent de caractériser les athlètes et d'améliorer la préparation physique. Cependant, l'indice de symétrie instantanée (ISI) était significativement différent entre les trois tests, et il n'y avait pas de relation entre l'ISI de chaque test. Les auteurs suggèrent une évaluation de la symétrie pour la rééducation avec un test sur ergomètre à rouleaux ou sur le terrain.

Ce travail peut montrer plusieurs protocoles pour évaluer les performances des parathlètes et montre que la symétrie des membres supérieurs dépend du geste de la tâche et des fauteuils roulants sportifs personnels.

6.5. Synthèse des Discussions des Différentes Parties

La synthèse des résultats relatifs aux asymétries est présentée dans le tableau 6

Facteur 1 : Déficience Motrice et Limitations Fonctionnelles

La première série d'études a mis en évidence que la déficience motrice et les limitations fonctionnelles ont un impact significatif sur l'asymétrie des membres supérieurs. Les sportifs paralympiques ont montré des performances moindres par rapport à la population valide, en particulier sur l'ergomètre balistique. Les asymétries étaient davantage liées aux limitations fonctionnelles des membres supérieurs qu'à celles du tronc. Les joueurs de rugby en fauteuil roulant ont présenté des asymétries plus importantes, probablement en raison de pathologies plus sévères.

Facteur 2 : Durée de l'Exercice et Fatigabilité

La deuxième série d'études a examiné l'impact de la durée de l'exercice sur l'asymétrie. Les résultats ont montré que la fatigabilité induite par des exercices de différentes durées affecte les performances et peut influencer l'asymétrie. Par exemple, lors des sprints répétés, les joueurs de rugby ont montré une diminution significative des valeurs de vitesse moyenne, tandis que les joueurs de basketball en fauteuil ont montré des diminutions dans leur puissance maximale.

Facteur 3 : Coordinations Motrices Standardisées et Libres

Dans cette sixième étude de ce travail de thèse, nous avons exploré l'impact des coordinations motrices sur l'asymétrie. Les résultats ont indiqué que l'asymétrie varie en fonction de la nature et de la complexité de la tâche. Par exemple, le test CES, qui implique un mouvement asynchrone, a montré moins de symétrie des membres supérieurs. Cela suggère que l'asymétrie fonctionnelle des membres supérieurs pendant la propulsion en fauteuil roulant ne peut pas être étudiée de manière fiable en utilisant un ergomètre à manivelle ou un ergomètre balistique.

Intégration et Synergie des Facteurs

Les trois facteurs ne sont pas mutuellement exclusifs et semblent interagir de manière complexe. Par exemple, la déficience motrice peut être exacerbée par la fatigabilité, ce qui peut à son tour affecter la coordination motrice. Cette interaction complexe entre les facteurs suggère une synergie qui doit être prise en compte pour une compréhension holistique de l'asymétrie fonctionnelle des membres supérieurs.

Facteurs impactant l'asymétrie	Les études associées	Comparaison selon les capacités fonctionnelles	Comparaison entre les sports	Évolution de l'asymétrie	Comparaison selon les outils	Comparaison selon la résistance
La déficience motrice et les limitations fonctionnelles induites	Étude 1 : Population : AB = 42 ; PAAC = 30 ; PANAC = 24 Protocole : poussée à différentes charges (HBP)	PANAC = PAAC > AB				NS
	Étude 2 : Population : WR = 10 ; WB = 11 ; HB = 8 Protocoles : poussée à différentes charges (HBP) ; Sprints courts avec différentes résistances (ACE)	NS	WR > WB WR vs HB = NS WB vs HB = NS		ACE > HBP	ACE : 0% > 50% = 100% HBP : NS
La durée de l'exercice	Étude 3 : population : WR = 10 ; WB = 13 Protocole : Sprints (SP) répétés avec Centrales inertielles (IMU)		WR = WB	NS		SP : 0% = 50% < 100%
	Étude 4 : population : WB = 25, 12 HP et 13 LP Protocole : ACE, 30 secondes anaérobique Wingate test	HP vs LP : NS		NS		
	Étude 5 : population : HB = 8 Protocole : test d'effort à charge incrémentale sur ergomètre à manivelles en position synchrone. Mesures physiologiques ($\dot{V}O_2$, SmO_2).			Force : diminution / temps et NS / % $\dot{V}O_2$ max physiologique : Augmentation / temps et / % $\dot{V}O_2$ max		
Les coordinations motrices standardisées et libres	Étude 6 : Population : WB = 25 Protocoles : poussée à différentes charges (HBP) ; Sprints courts avec différentes résistances (ACE) ; Sprints (SP) avec IMU				ACE > HBP = SP	ACE : 0% > 50% = 100% HBP : NS SP : 100% > 50% = 0%

Tableau 6 : Récapitulatif des résultats relatifs à la thèse

Notes : Le tableau représente les résultats significatifs liés à l'asymétrie ($p < 0.05$) ; NS = pas de différence significative ; AB = sportifs valides ; PAAC = Parasportifs avec abdos ; PANAC = Parasportifs sans abdos ; WR = joueurs de rugby fauteuil ; WB = Joueurs de Basketball fauteuil ; HB = cyclistes de vélo à bras ; HBP = Poussée balistique horizontale ; ACE = Ergomètre à manivelle ; SP = Sprints en fauteuil roulant manuel en condition écologique.

Troisième partie : Discussion générale et Conclusion

7. Chapitre 7 : Discussion Générale

L'ensemble de nos travaux se concentre sur trois principaux facteurs qui peuvent influencer les asymétries fonctionnelles et dynamiques des membres supérieurs :

1. la déficience motrice et les limitations fonctionnelles,
2. la durée de l'exercice et la fatigabilité,
3. et les coordinations motrices standardisées et libres.

Afin de répondre aux objectifs et hypothèses posées dans le chapitre 4, nous avons réalisé six études avec une population de parasportifs de haut niveau et des sportifs valides. Ceux-ci ont réalisé un ou plusieurs tests dont :

- des poussées balistiques sur presse horizontale, qui permet de mesurer sur un mouvement simple, les forces et la vitesse de poussée avec différentes résistances imposées.
- des sprints courts sur ergomètre à manivelle, le Wingate test de 30 secondes et le protocole de détermination de $\dot{V}O_2$ pic à charge incrémentale. Sur cet outil le geste de manivellage rajoute de la complexité dans un mouvement standardisé et permet des analyses sur des efforts de plus longue durée.
- des sprints répétés sur le terrain avec leur FRM de sport à l'aide d'IMU. Cette analyse sur le terrain permet d'avoir une comparaison des performances en laboratoire par rapport au milieu écologique. Afin de se rapprocher des conditions de terrain, des IMU ont permis la mesure des vitesses de déplacement sans modifier le poids ou l'ergonomie du FRM des parasportifs.

Les principaux résultats concernant les asymétries fonctionnelles des membres supérieurs sont rappelés dans le tableau 6 de la partie précédente.

Le premier objectif était la comparaison des asymétries des membres supérieurs entre une population de parasportifs et des sportifs valides. À l'aide du test sur ergomètre balistique, nous avons observé que les parasportifs présentent des asymétries plus importantes que les sportifs valides. Ce résultat **confirme notre première hypothèse** stipulant d'une asymétrie fonctionnelle significativement plus importante chez les sportifs paralympiques que celle observée chez des sportifs valides. Les parasportifs ont été divisés en deux groupes, l'un concernait les parasportifs avec des limitations fonctionnelles qui n'impactaient pas les muscles du tronc et notamment les abdominaux. Le second concernait les parasportifs avec des limitations fonctionnelles plus importantes et notamment des atteintes des muscles abdominaux. Les résultats ont montré une absence de différence significative entre ces deux groupes en termes d'asymétrie malgré des performances plus importantes observées dans le groupe de parasportifs sans limitation fonctionnelle des abdominaux. Ainsi, **la deuxième partie de notre première hypothèse n'est pas validée**, suggérant que les asymétries plus importante observées chez les parasportifs ne sont pas liées à leur instabilité au niveau du tronc. Ces premières études ont également permis de déterminer un seuil d'asymétrie basé sur une population de référence. Ce seuil semble être cohérent quand on le compare aux résultats d'asymétrie obtenus chez les joueurs de rugby fauteuil, avec des atteintes fonctionnelles du tronc et des membres supérieurs. De futures études doivent confirmer cette valeur en analysant un plus grand nombre de caractéristiques propre aux individus qui peuvent influencer l'asymétrie.

Le second objectif était d'analyser l'évolution de l'asymétrie avec la durée de l'exercice et la fatigabilité induite. Nous avons émis l'hypothèse que l'asymétrie augmenterait au cours de l'exercice. Cette hypothèse s'appuyait sur les résultats d'études ayant évalué des sportifs valides. Dans ces études, les auteurs ont observé une augmentation des asymétries sur des tests de saut verticaux et de pédalage avec la répétition de la tâche et l'accumulation de fatigabilité [Bishop et al., 2021a; Carpes

et al., 2007]. Cependant nous n'avons pas observé d'augmentation de l'asymétrie de force lors des tests de sprints répétés sur le terrain, de Wingate de 30 secondes sur ergomètre à manivelle et d'effort à charge incrémentale. On note des fluctuations de l'asymétrie, mais aucunement une tendance vers une augmentation ou une diminution. Cependant, concernant le test de détermination de $\dot{V}O_2$ pic, une mesure de la consommation d'oxygène et de la saturation en oxygène des muscles biceps et triceps fut effectuée. On note un écart croissant des désaturations en oxygène de ces muscles entre le bras droit et gauche en fonction de l'augmentation de la consommation d'oxygène. Il semble avoir différentes adaptations liées à la fatigabilité croissante qui impacte différemment les muscles, mais pas la force exercée sur les manivelles. **Nous pouvons infirmer notre hypothèse**, car les asymétries de forces ne semblent pas augmenter avec la durée de l'exercice et l'introduction de fatigabilité sur des mouvements polyarticulaire lors de gestes sollicitant les deux bras en même temps.

Le troisième objectif concernait l'influence de la tâche et de la coordination motrice mise en jeu sur l'asymétrie. Cette étude est une comparaison des performances et des asymétries entre les trois principaux tests, sur ergomètre à manivelle, sur ergomètre balistique et les sprints sur le terrain. Notre hypothèse était que la nature et la complexité de la tâche imposée influenceront l'asymétrie des membres supérieurs chez les paraspportifs. Il ressort de nos résultats une forte corrélation des performances des paraspportifs entre les trois tests, mais aucune corrélation pour les valeurs d'asymétrie mesurées. Cela montre que l'asymétrie fonctionnelle sur un mouvement polyarticulaire dépend de la tâche pour les membres supérieurs de joueurs de basketball fauteuil. Ces résultats entrent en accord avec des observations précédentes dans la littérature chez des sujets valides au niveau des membres inférieurs [Maloney et al., 2016] et ainsi **valident notre hypothèse**. De plus on note une asymétrie significativement plus importante lors des mouvements de manivellage comparée au mouvement de poussée balistique. On suppose que le manivellage est une tâche plus

complexe et plus difficile d'après les définitions de la loi de Fitts, mettant en jeu plus de groupes musculaires qui sollicitent une capacité de coordination plus importante sur des amplitudes articulaires plus importantes. Notamment, les mouvements de rotations du tronc couplés aux mouvements de flexion et extensions des épaules et des coudes. Ainsi un geste plus complexe entraîne une asymétrie plus importante. Cette asymétrie est le résultat de la somme de possiblement plusieurs asymétries à différentes articulations participant au mouvement et donc cela explique l'absence de corrélation entre les mesures sur différents tests. Cela suggère que les asymétries ne sont pas uniquement le produit de limitations physiologiques ou de fatigabilité, mais aussi de contraintes mécaniques et techniques imposées par le type de mouvement.

La déficience motrice pourrait également influencer le type de coordination motrice employée. Les athlètes avec des limitations fonctionnelles plus sévères pourraient être contraints d'adopter des coordinations motrices moins optimales, ce qui pourrait à son tour affecter leurs performances et augmenter leurs asymétries. Comprendre cette interaction pourrait aider à développer des interventions ciblées pour améliorer la coordination motrice chez ces athlètes.

Il est essentiel de considérer la synergie potentielle entre ces facteurs. Par exemple, un athlète avec une déficience motrice sévère pourrait être plus sensible à la fatigabilité, ce qui pourrait à son tour affecter sa coordination motrice. Cette interaction tripartite pourrait avoir des implications importantes pour l'évaluation de la performance et la réhabilitation.

Entre nos tests il existe une différence assez marquée quant aux gestes demandés. D'un côté nous avons les tests sur ergomètres qui se définissent par un geste standardisé, ou moins de libertés sont offertes aux participants entre leur positionnement et l'outil de mesure fixe. De l'autre côté, nous avons les tests en milieu écologique qui se définissent par un objectif d'effectuer la meilleure performance de temps sur une distance donnée. Dans ce cas, les parasportifs ont de nombreuses possibilités stratégiques, comme la technique de propulsion en fonction de ses capacités motrices. Ces stratégies sont

soulignées par l'expertise du parasportif dans la maîtrise de son FRM. Ainsi, d'un point de vue des résultats obtenus on note bien que les joueurs de rugby fauteuil qui en moyenne présentaient des asymétries plus importantes que les joueurs de basketball fauteuil sur les ergomètres. Cependant sur les tests de terrain ou la mesure de l'asymétrie révèle la présence d'un steering, cette différence n'est plus présente. Pour étudier plus précisément ces potentielles adaptations de la part des sportifs, il est donc nécessaire d'analyser la propulsion avec une quantification des efforts au niveau de chaque articulation.

7.1. Limites

Les principales limites des différentes études réalisées sont la taille des échantillons et l'hétérogénéité des participants qui nécessitent une attention particulière dans les études futures. Concernant les limites liées au contexte dans lequel ce travail s'inscrit, l'évaluation d'athlètes de très hautes performances entraîne d'autres limites de disponibilités et de temps d'évaluation. La réalisation des examens médicaux complets, de la mesure des amplitudes articulaires passives et des tests de force musculaire n'a pas pu être aboutie. Cet examen aurait permis, en relation avec nos données, de catégoriser différemment notre population. Les catégories auraient été basées sur des mesures objectives des asymétries anatomiques et pathologiquement liées, et ainsi d'étudier son potentiel lien avec les asymétries fonctionnelles et dynamiques sur des mouvements polyarticulaire. Une autre limite concerne le peu de parasportives incluses, limitant ainsi l'analyse des effets du sexe sur l'asymétrie. Au sein de ce projet, nous avons eu accès à un grand nombre d'outils de mesure. En effet, nous avons eu la possibilité de réaliser des analyses sur deux gestes standardisés lors des tests sur l'ergomètre à manivelle et sur l'ergomètre balistique. Cela a permis d'analyser et de comparer les asymétries des membres supérieurs en fonction des caractéristiques des participants et de suivre l'évolution de celle-ci avec la durée de l'exercice. Cependant, nous avons confirmé que chez une population de parasportifs,

L'asymétrie fonctionnelle dépend également de la nature de l'exercice. L'analyse lors des sprints répétés en milieu écologique, prend donc en compte une gestuelle différente des deux autres tests, mais aussi la maniabilité du FRM. C'est pourquoi l'utilisation d'un ergomètre à rouleau permettrait une analyse de l'asymétrie sur un geste proche de celui observé en milieu écologique sans que le participant ait besoin de manœuvrer son FRM. Ce point est important, car il a été montré que le blocage du steering lors d'une propulsion asynchrone, donc une propulsion asymétrique, diminue la dépense énergétique nécessaire pour atteindre une performance similaire sur le terrain où le steering n'est pas contrôlé [Astier, 2019]. Ainsi, une comparaison entre les tests sur ergomètre à rouleau et le test de terrain aurait permis d'aborder la relation entre une asymétrie fonctionnelle des membres supérieurs sur un geste de propulsion en FRM et la maniabilité de celui-ci ainsi que les dépenses énergétiques associées. L'utilisation de roues instrumentées aurait permis également d'avoir de nombreuses informations sur la force appliquée aux mains courantes, et la gestion de ses efforts dans le maniement du FRM. Ces informations seraient ainsi complémentaires à l'analyse sur ergomètre à rouleau.

7.2. Conclusion

La présente thèse a entrepris une exploration rigoureuse et méthodique de l'asymétrie fonctionnelle des membres supérieurs chez les paraspportifs. En s'appuyant sur un ensemble de six études, nous avons abordé cette question sous plusieurs angles, en mettant l'accent sur trois facteurs clés : la déficience motrice et les limitations fonctionnelles, la durée de l'exercice et la fatigabilité, et les coordinations motrices standardisées ou libres.

Nos résultats ont permis de nuancer certaines des hypothèses initiales, mais ont également permis de mettre en avant l'importance de la synergie entre ces facteurs. Nos observations suggèrent que l'asymétrie n'est pas un phénomène isolé, mais plutôt le résultat d'une interaction complexe entre divers éléments, y compris la déficience

motrice, la fatigabilité et les exigences spécifiques de la tâche. Cette complexité souligne la nécessité d'une approche multifactorielle pour comprendre les mécanismes sous-jacents de l'asymétrie et, par extension, pour développer des interventions de préparation physique efficaces.

Nos travaux ont également mis en lumière la pertinence de l'écologie de la tâche dans l'évaluation de l'asymétrie. Les tests en milieu écologique, qui permettent une plus grande liberté de mouvement et de stratégie, ont révélé des nuances importantes par rapport aux tests en laboratoire. Cette observation suggère que les futures recherches devraient envisager des méthodologies mixtes, combinant des mesures en laboratoire et en conditions écologiques, pour une compréhension plus complète du phénomène.

En somme, cette thèse contribue de manière significative à la littérature sur l'asymétrie fonctionnelle des membres supérieurs chez les sportifs paralympiques. Elle ouvre la voie à de nouvelles recherches et à des applications pratiques, notamment dans le domaine de la réhabilitation et de la performance sportive.

7.3. Perspectives

Les résultats obtenus dans les travaux de ce travail de thèse ne permettent pas de répondre aux questions concernant le lien entre l'asymétrie, la performance parasportive et le risque de blessure ainsi que l'impact d'un entraînement spécifique en vue d'une correction de ces asymétries. Des études longitudinales pourraient venir répondre à ces questionnements chez les athlètes paralympiques. Cela pourrait être particulièrement utile pour comprendre si les asymétries observées sont des adaptations transitoires à des régimes d'entraînement spécifiques ou des caractéristiques plus permanentes.

Une approche de modélisation multifactorielle qui intègre interactions entre les facteurs analysés dans cette thèse pourrait offrir un cadre plus robuste pour comprendre ces phénomènes complexes. Des techniques statistiques avancées, telles

que l'analyse de modération ou de médiation, pourraient être employées pour quantifier ces interactions et leurs effets sur les asymétries [Tang et al., 2021]. La prise en compte de ces interactions pourrait avoir des implications pratiques significatives. Par exemple, les programmes d'entraînement visant à réduire les asymétries pourraient réduire la fatigabilité en plus d'améliorer certaines performances comme les sprints en ligne droite en FRM.

Une autre perspective serait l'intégration d'analyses biomécaniques avancées, telles que la capture de mouvement et l'électromyographie, pour approfondir les mécanismes neuromusculaires sous-jacents aux asymétries observées. Cela pourrait fournir une vue plus complète, reliant les asymétries structurelles et fonctionnelles aux résultats de performance. Une perspective intéressante serait aussi de mettre en relation les mesures d'asymétries sur le terrain avec un nombre plus important de données concernant les parasportifs, notamment une évaluation précise de leurs capacités fonctionnelles.

Références

- Abel T, Vega S, Bleicher I, Platen P: Handbiking: Physiological Responses to Synchronous and Asynchronous Crank Montage. *European Journal of Sport Science* 2003;3:1–9. <https://doi.org/10.1080/17461390300073401>
- Abián P, Abián-Vicén J, Sampedro J: Anthropometric Analysis of Body Symmetry in Badminton Players. *International Journal of Morphology* 2012;30:945–951. <https://doi.org/10.4067/S0717-95022012000300030>
- Afonso J, Bessa C, Pinto F, Ribeiro D, Moura B, Rocha T, et al.: Asymmetry as a Foundational and Functional Requirement in Human Movement: From Daily Activities to Sports Performance [Internet], Singapore, Springer Singapore, 2020.<https://doi.org/10.1007/978-981-15-2549-0>
- Akbar M, Brunner M, Ewerbeck V, Wiedenhöfer B, Grieser T, Bruckner T, et al.: Do Overhead Sports Increase Risk for Rotator Cuff Tears in Wheelchair Users? *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation* 2015;96:484–488. <https://doi.org/10.1016/j.apmr.2014.09.032>
- Alberca I, Chénier F, Astier M, Combet M, Bakatchina S, Brassart F, et al.: Impact of Holding a Badminton Racket on Spatio-Temporal and Kinetic Parameters During Manual Wheelchair Propulsion. *Frontiers in Sports and Active Living* 2022;4:862760. <https://doi.org/10.3389/fspor.2022.862760>
- Aljure J, Eltorai I, Bradley WE, Lin JE, Johnson B: Carpal tunnel syndrome in paraplegic patients. *Paraplegia* 1985;23:182–186. <https://doi.org/10.1038/sc.1985.31>
- Allard P, Lachance R, Aissaoui R, Duhaime M: Simultaneous bilateral 3-D able-bodied gait. *Human Movement Science* 1996;15:327–346. [https://doi.org/10.1016/0167-9457\(96\)00004-8](https://doi.org/10.1016/0167-9457(96)00004-8)
- Altmann VC, Vanlandewijck YC, Groen BE, Keijsers NLW, Hart AL, van Limbeek J, et al.: Development of Evidence Based Classification, International Wheelchair Rugby Federation presentation 2017.
- An WW, Wong V, Cheung RTH: Lower limb reaction force asymmetry in rowers with and without a history of back injury. *Sports Biomechanics* 2015;14:375–383. <https://doi.org/10.1080/14763141.2015.1061047>
- Ando N, Ueda S: Functional deterioration in adults with cerebral palsy. *Clinical Rehabilitation* 2000;14:300–306. <https://doi.org/10.1191/026921500672826716>

- Arnet U, van Drongelen S, van der Woude LHV, Veeger DHEJ: Shoulder load during handcycling at different incline and speed conditions. *Clinical Biomechanics* (Bristol, Avon) 2012;27:1–6. <https://doi.org/10.1016/j.clinbiomech.2011.07.002>
- Arsenault AB, Winter DA, Marteniuk RG: Bilateralism of EMG profiles in human locomotion. *American Journal of Physical Medicine* 1986;65:1–16. 1986.
- Article L114 - Code de l'action sociale et des familles - Légifrance, [cited 2023 Oct 14].
- Astier M: Analyses biomécanique et physiologique des modes de propulsion synchrone et asynchrone chez les basketteurs en fauteuil roulant manuel 2019;Toulon, Université Côte d'Azur, 2019.
- Astier M, Faupin A, Sauret C, Bascou J: Case study: biomechanical analysis of trunk stability in two modes of propulsion of manual wheelchair during start and stabilized speed. *Computer Methods in Biomechanics and Biomedical Engineering* 2019;22:S175–S176. <https://doi.org/10.1080/10255842.2020.1714230>
- Astier M, Watelain E, Borel B, Weissland T, Vallier J-M, Faupin A: Perceived exertion responses and performance of two mode of propulsion in the multistage field test with wheelchair basketball players. *Science & Sports* 2016;31:e181–e188. <https://doi.org/10.1016/j.scispo.2016.08.002>
- Astier M, Weissland T, Vallier JM, Pradon D, Watelain E, Faupin A: Effects of synchronous versus asynchronous push modes on performance and biomechanical parameters in elite wheelchair basketball. *Sports Engineering* 2018;21:43–51. <https://doi.org/10.1007/s12283-017-0245-y>
- Azémar G: *L'homme asymétrique : Gauchers et droitiers face à face* [Internet], Paris, CNRS Éditions, 2016.<https://doi.org/10.4000/books.editions-cnrs.8714>
- Bakatchina S, Brassart F, Dosseh K, Weissland T, Pradon D, Faupin A: Effect of repeated, on-field sprints on kinematic variables in wheelchair rugby players. *American Journal of Physical Medicine & Rehabilitation* 2023. <https://doi.org/10.1097/PHM.0000000000002337>
- Bakatchina S, Weissland T, Astier M, Pradon D, Faupin A: Performance, asymmetry and biomechanical parameters in wheelchair rugby players. *Sports Biomechanics* 2021;1–14. <https://doi.org/10.1080/14763141.2021.1898670>
- Bakatchina S, Weissland T, Brassart F, Alberca I, Vigie O, Pradon D, et al.: Influence of Wheelchair Type on Kinematic Parameters in Wheelchair Rugby. *Frontiers in Sports and Active Living* 2022;4:861592. <https://doi.org/10.3389/fspor.2022.861592>

- Ballinger DA, Rintala DH, Hart KA: The relation of shoulder pain and range-of-motion problems to functional limitations, disability, and perceived health of men with spinal cord injury: a multifaceted longitudinal study. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation* 2000;81:1575–1581. <https://doi.org/10.1053/apmr.2000.18216>
- Barber SD, Noyes FR, Mangine RE, McCloskey JW, Hartman W: Quantitative assessment of functional limitations in normal and anterior cruciate ligament-deficient knees. *Clinical Orthopaedics and Related Research* 1990;204–214. 1990.
- Barbieri FA, Gobbi LTB, Santiago PRP, Cunha SA: Dominant-non-dominant asymmetry of kicking a stationary and rolling ball in a futsal context. *Journal of Sports Sciences* 2015;33:1411–1419. <https://doi.org/10.1080/02640414.2014.990490>
- Barstow TJ, Jones AM, Nguyen PH, Casaburi R: Influence of muscle fibre type and fitness on the oxygen uptake/power output slope during incremental exercise in humans. *Experimental Physiology* 2000;85:109–116. 2000.
- Bartolomeu RF, Rodrigues P, Santos CC, Costa MJ, Barbosa TM: Is There Any Effect of Symmetry on Velocity of the Four Swimming Strokes? *Symmetry* 2022;14:12. <https://doi.org/10.3390/sym14010012>
- Bayley JC, Cochran TP, Sledge CB: The weight-bearing shoulder. The impingement syndrome in paraplegics. *The Journal of Bone and Joint Surgery American Volume* 1987;69:676–678. 1987.
- Becker HP, Rosenbaum D, Kriese T, Gerngross H, Claes L: Gait asymmetry following successful surgical treatment of ankle fractures in young adults. *Clinical Orthopaedics and Related Research* 1995;262–269. 1995.
- Bell DR, Sanfilippo JL, Binkley N, Heiderscheit BC: Lean mass asymmetry influences force and power asymmetry during jumping in collegiate athletes. *Journal of Strength and Conditioning Research* 2014;28:884–891. <https://doi.org/10.1519/JSC.0000000000000367>
- Bergamini E, Morelli F, Marchetti F, Vannozzi G, Polidori L, Paradisi F, et al.: Wheelchair Propulsion Biomechanics in Junior Basketball Players: A Method for the Evaluation of the Efficacy of a Specific Training Program. *BioMed Research International* 2015;2015:e275965. <https://doi.org/10.1155/2015/275965>
- Bernard PL, Codine P, Minier J: Isokinetic shoulder rotator muscles in wheelchair athletes. *Spinal Cord* 2004;42:222–229. <https://doi.org/10.1038/sj.sc.3101556>

- Bertucci W, Grappe F, Gros Lambert A: Laboratory versus outdoor cycling conditions: differences in pedaling biomechanics. *Journal of Applied Biomechanics* 2007;23:87–92. <https://doi.org/10.1123/jab.23.2.87>
- Bini RR, Carpes FP, Diefenthaler F: Bilateral pedaling technique during incremental cycling exercise 2009; <https://doi.org/10.13140/RG.2.1.4556.8883>
- Bini RR, Dagnese F, Rocha E, Silveira MC, Carpes FP, Mota CB: Three-dimensional kinematics of competitive and recreational cyclists across different workloads during cycling. *European Journal of Sport Science* 2016a;16:553–559. <https://doi.org/10.1080/17461391.2015.1135984>
- Bini RR, Hume PA: Assessment of bilateral asymmetry in cycling using a commercial instrumented crank system and instrumented pedals. *International Journal of Sports Physiology and Performance* 2014;9:876–881. <https://doi.org/10.1123/ijsp.2013-0494>
- Bini RR, Hume PA: Relationship between pedal force asymmetry and performance in cycling time trial. *The Journal of Sports Medicine and Physical Fitness* 2015;55:892–898. 2015.
- Bini RR, Jacques TC, Sperb CH, Lanferdini FJ, Vaz MA: Pedal force asymmetries and performance during a 20-km cycling time trial. *Kinesiology* 2016b;48:193–199. <https://doi.org/10.26582/k.48.2.12>
- Bishop C: Interlimb Asymmetries: Are Thresholds a Usable Concept? *Strength & Conditioning Journal* 2021;43:32. <https://doi.org/10.1519/SSC.0000000000000554>
- Bishop C, McAuley W, Read P, Gonzalo-Skok O, Lake J, Turner A: Acute Effect of Repeated Sprints on Interlimb Asymmetries During Unilateral Jumping. *Journal of Strength and Conditioning Research* 2021a;35:2127–2132. <https://doi.org/10.1519/JSC.00000000000003109>
- Bishop C, Read P, Brazier J, Jarvis P, Chavda S, Bromley T, et al.: Effects of Interlimb Asymmetries on Acceleration and Change of Direction Speed: A Between-Sport Comparison of Professional Soccer and Cricket Athletes. *Journal of Strength and Conditioning Research* 2021b;35:2095–2101. <https://doi.org/10.1519/JSC.00000000000003135>
- Bishop C, Read P, Chavda S, Jarvis P, Brazier J, Bromley T, et al.: Magnitude or Direction? Seasonal Variation of Interlimb Asymmetry in Elite Academy Soccer Players. *The Journal of Strength & Conditioning Research* 2022;36:1031. <https://doi.org/10.1519/JSC.00000000000003565>

- Bishop C, Read P, Chavda S, Turner A: Asymmetries of the Lower Limb: The Calculation Conundrum in Strength Training and Conditioning. *Strength & Conditioning Journal* 2016;38:27–32. <https://doi.org/10.1519/SSC.0000000000000264>
- Bishop C, Read P, Lake J, Chavda S, Turner A: Interlimb Asymmetries: Understanding How to Calculate Differences From Bilateral and Unilateral Tests. *Strength & Conditioning Journal* 2018a;40:1–6. <https://doi.org/10.1519/SSC.0000000000000371>
- Bishop C, Read P, McCubbine J, Turner A: Vertical and Horizontal Asymmetries Are Related to Slower Sprinting and Jump Performance in Elite Youth Female Soccer Players. *The Journal of Strength & Conditioning Research* 2021c;35:56–63. <https://doi.org/10.1519/JSC.0000000000002544>
- Bishop C, Turner A, Read P: Effects of inter-limb asymmetries on physical and sports performance: a systematic review. *Journal of Sports Sciences* 2018b;36:1135–1144. <https://doi.org/10.1080/02640414.2017.1361894>
- Blauwet CA, Cushman D, Emery C, Willick SE, Webborn N, Derman W, et al.: Risk of Injuries in Paralympic Track and Field Differs by Impairment and Event Discipline: A Prospective Cohort Study at the London 2012 Paralympic Games. *The American Journal of Sports Medicine* 2016;44:1455–1462. <https://doi.org/10.1177/0363546516629949>
- Bobbert MF: Why is the force-velocity relationship in leg press tasks quasi-linear rather than hyperbolic? *Journal of Applied Physiology* (Bethesda, Md: 1985) 2012;112:1975–1983. <https://doi.org/10.1152/jappphysiol.00787.2011>
- Bobbert MF, Lindberg K, Bjørnsen T, Solberg P, Paulsen G: The Force-Velocity Profile for Jumping: What it Is and What it Is Not. *Medicine & Science in Sports & Exercise* 2023; Publish Ahead of Print. <https://doi.org/10.1249/MSS.0000000000003147>
- Boninger ML, Cooper RA, Baldwin MA, Shimada SD, Koontz A: Wheelchair pushrim kinetics: body weight and median nerve function. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation* 1999;80:910–915. [https://doi.org/10.1016/s0003-9993\(99\)90082-5](https://doi.org/10.1016/s0003-9993(99)90082-5)
- Boninger ML, Cooper RA, Robertson RN, Shimada SD: Three-dimensional pushrim forces during two speeds of wheelchair propulsion. *American Journal of Physical Medicine & Rehabilitation* 1997;76:420–426. <https://doi.org/10.1097/00002060-199709000-00013>

- Boninger ML, Impink BG, Cooper RA, Koontz AM: Relation between median and ulnar nerve function and wrist kinematics during wheelchair propulsion. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation* 2004;85:1141–1145. <https://doi.org/10.1016/j.apmr.2003.11.016>
- Boninger ML, Koontz AM, Sisto SA, Dyson-Hudson TA, Chang M, Price R, et al.: Pushrim biomechanics and injury prevention in spinal cord injury: recommendations based on CULP-SCI investigations. *Journal of Rehabilitation Research and Development* 2005;42:9–19. 2005.
- Boninger ML, Souza AL, Cooper RA, Fitzgerald SG, Koontz AM, Fay BT: Propulsion patterns and pushrim biomechanics in manual wheelchair propulsion. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation* 2002;83:718–723. <https://doi.org/10.1053/apmr.2002.32455>
- Bonnetblanc F: Conflit vitesse-précision et loi de Fitts. *Science & Motricité* 2008;63–82. <https://doi.org/10.3917/sm.063.0063>
- Bossuyt FM, Arnet U, Cools A, Rigot S, de Vries W, Eriks-Hoogland I, et al.: Compensation Strategies in Response to Fatiguing Propulsion in Wheelchair Users: Implications for Shoulder Injury Risk. *American Journal of Physical Medicine & Rehabilitation* 2020;99:91. <https://doi.org/10.1097/PHM.0000000000001267>
- Brandler WM, Morris AP, Evans DM, Scerri TS, Kemp JP, Timpson NJ, et al.: Common variants in left/right asymmetry genes and pathways are associated with relative hand skill. *PLoS genetics* 2013;9:e1003751. <https://doi.org/10.1371/journal.pgen.1003751>
- Brassart F, Faupin A, Hays A, Bakatchina S, Alberca I, Watelain E, et al.: Upper limb cranking asymmetry during a Wingate anaerobic test in wheelchair basketball players. *Scandinavian Journal of Medicine & Science in Sports* 2023;00:1–13. <https://doi.org/10.1111/sms.14376>
- Brassart F, Pradon D, Watelain E, Bakatchina S, Alberca I, Weissland T, et al.: Impact of the angular variation of the trunk during a propulsion cycle using inertial measurement units (IMU) 2021; <https://doi.org/10.13140/RG.2.2.13555.81440>
- Bregman DJJ, van Drongelen S, Veeger HEJ: Is effective force application in handrim wheelchair propulsion also efficient? *Clinical Biomechanics (Bristol, Avon)* 2009;24:13–19. <https://doi.org/10.1016/j.clinbiomech.2008.09.003>
- Bressel E, Heise GD: Effect of Arm Cranking Direction on EMG, Kinematic, and Oxygen Consumption Responses. *Journal of Applied Biomechanics* 2004;20:129–143. <https://doi.org/10.1123/jab.20.2.129>

- van Breukelen. M. D. K: Arm-Power versus Arm-Trunk-Power, An Ergonomic Classification of Handbikes. *Journal of arm-powered by Double-performance* 2001;12. Netherlands, 2001.
- Broca P: Sur le siège de la faculté du langage articulé. *Bulletins et Mémoires de la Société d'Anthropologie de Paris* 1865;6:377–393. <https://doi.org/10.3406/bmsap.1865.9495>
- Brown SR, Feldman ER, Cross MR, Helms ER, Marrier B, Samozino P, et al.: The Potential for a Targeted Strength-Training Program to Decrease Asymmetry and Increase Performance: A Proof of Concept in Sprinting. *International Journal of Sports Physiology and Performance* 2017;12:1392–1395. <https://doi.org/10.1123/ijsp.2016-0590>
- Brunet ME, Cook SD, Brinker MR, Dickinson JA: A survey of running injuries in 1505 competitive and recreational runners. *The Journal of Sports Medicine and Physical Fitness* 1990;30:307–315. 1990.
- Buckeridge E, Hislop S, Bull A, McGregor A: Kinematic asymmetries of the lower limbs during ergometer rowing. *Medicine and Science in Sports and Exercise* 2012;44:2147–2153. <https://doi.org/10.1249/MSS.0b013e3182625231>
- Buckeridge EM, Bull AMJ, McGregor AH: Foot force production and asymmetries in elite rowers. *Sports Biomechanics* 2014;13:47–61. <https://doi.org/10.1080/14763141.2013.861013>
- Burdukiewicz A, Pietraszewska J, Andrzejewska J, Chromik K, Stachoń A: Asymmetry of Musculature and Hand Grip Strength in Bodybuilders and Martial Artists. *International Journal of Environmental Research and Public Health* 2020;17:4695. <https://doi.org/10.3390/ijerph17134695>
- Burnham RS, May L, Nelson E, Steadward R, Reid DC: Shoulder pain in wheelchair athletes. The role of muscle imbalance. *The American Journal of Sports Medicine* 1993;21:238–242. <https://doi.org/10.1177/036354659302100213>
- Butterfield RJ, Johnson NE: Neuromuscular Disease. *Journal of Pediatric Rehabilitation Medicine* 2016;9:1–2. <https://doi.org/10.3233/PRM-160354>
- Carpes FP, Diefenthaler F, Bini RR, Stefanyshyn DJ, Faria IE, Mota CB: Influence of leg preference on bilateral muscle activation during cycling. *Journal of Sports Sciences* 2011;29:151–159. <https://doi.org/10.1080/02640414.2010.526625>
- Carpes FP, Mota CB, Faria IE: On the bilateral asymmetry during running and cycling – A review considering leg preference. *Physical Therapy in Sport* 2010;11:136–142. <https://doi.org/10.1016/j.ptsp.2010.06.005>

- Carpes FP, Rossato M, Faria IE, Bolli Mota C: Bilateral pedaling asymmetry during a simulated 40-km cycling time-trial. *The Journal of Sports Medicine and Physical Fitness* 2007;47:51–57. 2007.
- Catania A, Lonati C, Sordi A, Gatti S: Detrimental consequences of brain injury on peripheral cells. *Brain, Behavior, and Immunity* 2009;23:877–884. <https://doi.org/10.1016/j.bbi.2009.04.006>
- Cavagna GA, Tesio L, Fuchimoto T, Heglund NC: Ergometric evaluation of pathological gait. *Journal of Applied Physiology: Respiratory, Environmental and Exercise Physiology* 1983;55:607–613. <https://doi.org/10.1152/jappl.1983.55.2.606>
- Cavedon V, Rosponi A, Alviti F, Angelis M, Guerra E, Rodio A, et al.: Comparison between the 10- and the 30-s-long Wingate Anaerobic Test in summer Paralympic athletes with a lower limb impairment. *Sport Sciences for Health* 2021;17:1–12. <https://doi.org/10.1007/s11332-020-00710-x>
- Ceroni D, Martin X, Lamah L, Delhumeau C, Farpour-Lambert N, De Coulon G, et al.: Recovery of physical activity levels in adolescents after lower limb fractures: a longitudinal, accelerometry-based activity monitor study. *BMC musculoskeletal disorders* 2012;13:131. <https://doi.org/10.1186/1471-2474-13-131>
- Chavet P, Lafortune MA, Gray JR: Asymmetry of lower extremity responses to external impact loading. *Human Movement Science* 1997;16:391–406. [https://doi.org/10.1016/S0167-9457\(96\)00046-2](https://doi.org/10.1016/S0167-9457(96)00046-2)
- Chénier F, Aissaoui R, Gauthier C, Gagnon DH: Wheelchair pushrim kinetics measurement: A method to cancel inaccuracies due to pushrim weight and wheel camber. *Medical Engineering & Physics* 2017a;40:75–86. <https://doi.org/10.1016/j.medengphy.2016.12.002>
- Chénier F, Malbequi J, Gagnon DH: Proposing a new index to quantify instantaneous symmetry during manual wheelchair propulsion. *Journal of Biomechanics* 2017b;51:137–141. <https://doi.org/10.1016/j.jbiomech.2016.11.069>
- Chow JW, Chae W-S: Kinematic analysis of the 100-m wheelchair race. *Journal of Biomechanics* 2007;40:2564–2568. <https://doi.org/10.1016/j.jbiomech.2006.12.003>
- Chua JJC, Fuss FK, Subic A: Rolling friction of a rugby wheelchair. *Procedia Engineering* 2010;2:3071–3076. <https://doi.org/10.1016/j.proeng.2010.04.113>
- Chung WM, Yeung S, Wong AYL, Lam IF, Tse PTF, Daswani D, et al.: Musculoskeletal Injuries in Elite Able-Bodied and Wheelchair Foil Fencers—A Pilot Study.

Clinical Journal of Sport Medicine 2012;22:278.
<https://doi.org/10.1097/JSM.0b013e31824a577e>

Colborne GR, Naumann S, Longmuir PE, Berbrayer D: Analysis of mechanical and metabolic factors in the gait of congenital below knee amputees. A comparison of the SACH and Seattle feet. *American Journal of Physical Medicine & Rehabilitation* 1992;71:272–278. <https://doi.org/10.1097/00002060-199210000-00004>

Colborne GR, Wright FV, Naumann S: Feedback of triceps surae EMG in gait of children with cerebral palsy: a controlled study. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation* 1994;75:40–45. 1994.

Comité Paralympique et Sportif Français. Comité Paralympique et Sportif Français 2023 [cited 2023 Aug 22]; Retrieved August 22, 2023, from Comité Paralympique et Sportif Français website: <https://france-paralympique.fr/classification/>

Conomy JP: Disorders of body image after spinal cord injury. *Neurology* 1973;23:842–850. <https://doi.org/10.1212/wnl.23.8.842>

Cooper RA: A force/energy optimization model for wheelchair athletics. *IEEE Transactions on Systems, Man, and Cybernetics* 1990;20:444–449. <https://doi.org/10.1109/21.52554>

Cooper RA: A perspective on the ultralight wheelchair revolution. *Technology and Disability* 1996;5:383–392. <https://doi.org/10.3233/TAD-1996-53-419>

Cooper RA, Boninger ML, VanSickle DP, Robertson RN, Shimada SD: Uncertainty analysis for wheelchair propulsion dynamics. *IEEE transactions on rehabilitation engineering: a publication of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society* 1997;5:130–139. <https://doi.org/10.1109/86.593279>

Cosortium for Spinal Cord Medicine: Respiratory management following spinal cord injury: a clinical practice guideline for health-care professionals. *The Journal of Spinal Cord Medicine* 2005;28:259–293. <https://doi.org/10.1080/10790268.2005.11753821>

Coutts KD: Kinematics of sport wheelchair propulsion. *The Journal of Rehabilitation Research and Development* 1990;27:21. <https://doi.org/10.1682/JRRD.1990.01.0021>

Crowe A, Schiereck P, de Boer R, Keessen W: Characterization of gait of young adult females by means of body centre of mass oscillations derived from ground reaction forces. *Gait & Posture* 1993;1:61–68. [https://doi.org/10.1016/0966-6362\(93\)90043-Z](https://doi.org/10.1016/0966-6362(93)90043-Z)

- Crowe A, Schiereck P, de Boer RW, Keessen W: Characterization of human gait by means of body center of mass oscillations derived from ground reaction forces. *IEEE transactions on bio-medical engineering* 1995;42:293–303. <https://doi.org/10.1109/10.364516>
- Cuk I, Markovic M, Nedeljkovic A, Ugarkovic D, Kukolj M, Jaric S: Force-velocity relationship of leg extensors obtained from loaded and unloaded vertical jumps. *European Journal of Applied Physiology* 2014;114:1703–1714. <https://doi.org/10.1007/s00421-014-2901-2>
- Curtis KA, Kindlin CM, Reich KM, White DE: Functional reach in wheelchair users: the effects of trunk and lower extremity stabilization. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation* 1995;76:360–367. [https://doi.org/10.1016/s0003-9993\(95\)80662-8](https://doi.org/10.1016/s0003-9993(95)80662-8)
- Czabanski B, Koszczyc T: Relationship between Stroke Asymmetry and Speed of Breaststroke Swimming
- Dallmeijer AJ, Ottjes L, de Waardt E, van der Woude LHV: A physiological comparison of synchronous and asynchronous hand cycling. *International Journal of Sports Medicine* 2004;25:622–626. <https://doi.org/10.1055/s-2004-817879>
- Dallmeijer AJ, van der Woude LH, Veeger HE, Hollander AP: Effectiveness of force application in manual wheelchair propulsion in persons with spinal cord injuries. *American Journal of Physical Medicine & Rehabilitation* 1998;77:213–221. <https://doi.org/10.1097/00002060-199805000-00006>
- De Saint Remy N: Modélisation et détermination des paramètres biomécaniques de la locomotion en fauteuil roulant manuel 2005;CLERMONT-FERRAND, UNIVERSITE BLAISE PASCAL, 2005.
- Delgado A, Allemandou A, Peres G: Changes in the characteristics of anaerobic exercise in the upper limb during puberty in boys. *European Journal of Applied Physiology and Occupational Physiology* 1993;66:376–380. <https://doi.org/10.1007/BF00237786>
- Derman W, Runciman P, Eken M, Boer P-H, Blauwet C, Bogdos M, et al.: Incidence and burden of injury at the Tokyo 2020 Paralympic Games held during the COVID-19 pandemic: a prospective cohort study of 66 045 athlete days. *British Journal of Sports Medicine* 2023;57:63–70. <https://doi.org/10.1136/bjsports-2022-106234>
- Desroches G, Dumas R, Pradon D, Vaslin P, Lepoutre F-X, Chèze L: Upper limb joint dynamics during manual wheelchair propulsion. *Clinical Biomechanics*

(Bristol, Avon) 2010;25:299–306.
<https://doi.org/10.1016/j.clinbiomech.2009.12.011>

DeVita P, Hong D, Hamill J: Effects of asymmetric load carrying on the biomechanics of walking. *Journal of Biomechanics* 1991;24:1119–1129.
[https://doi.org/10.1016/0021-9290\(91\)90004-7](https://doi.org/10.1016/0021-9290(91)90004-7)

Ditunno JF, Young W, Donovan WH, Creasey G: The international standards booklet for neurological and functional classification of spinal cord injury. American Spinal Injury Association. *Paraplegia* 1994;32:70–80.
<https://doi.org/10.1038/sc.1994.13>

Dobson R, Giovannoni G: Multiple sclerosis - a review. *European Journal of Neurology* 2019;26:27–40. <https://doi.org/10.1111/ene.13819>

Dorel S, Couturier A, Lacour J-R, Vandewalle H, Hautier C, Hug F: Force-Velocity Relationship in Cycling Revisited: Benefit of Two-Dimensional Pedal Forces Analysis. *Medicine & Science in Sports & Exercise* 2010;42:1174–1183.
<https://doi.org/10.1249/MSS.0b013e3181c91f35>

Dormandy J, Heeck L, Vig S: Major amputations: clinical patterns and predictors. *Seminars in Vascular Surgery* 1999;12:154–161. 1999.

Dos Santos KB, Bento PCB, Pereira G, Payton C, Rodacki ALF: Front Crawl Swimming Performance and Bi-Lateral Force Asymmetry during Land-Based and Tethered Swimming Tests. *Journal of Sports Science & Medicine* 2017;16:574–580. 2017.

Dos Santos T, Thomas C, Jones PA: Assessing Interlimb Asymmetries: Are We Heading in the Right Direction? *Strength & Conditioning Journal* 2021;43:91.
<https://doi.org/10.1519/SSC.0000000000000590>

Dos Santos T, Thomas C, Jones PA, Comfort P: Asymmetries in Isometric Force-Time Characteristics Are Not Detrimental to Change of Direction Speed. *Journal of Strength and Conditioning Research* 2018;32:520–527.
<https://doi.org/10.1519/JSC.0000000000002327>

Doyle TLA, Davis RW, Humphries B, Dugan EL, Horn BG, Shim JK, et al.: Further Evidence to Change the Medical Classification System of the National Wheelchair Basketball Association. *Adapted Physical Activity Quarterly* 2004;21:63–70. <https://doi.org/10.1123/apaq.21.1.63>

Dubowsky SR, Sisto SA, Langrana NA: Comparison of kinematics, kinetics, and EMG throughout wheelchair propulsion in able-bodied and persons with paraplegia:

- an integrative approach. *Journal of Biomechanical Engineering* 2009;131:021015. <https://doi.org/10.1115/1.2900726>
- Dumont RJ, Okonkwo DO, Verma S, Hurlbert RJ, Boulos PT, Ellegala DB, et al.: Acute spinal cord injury, part I: pathophysiologic mechanisms. *Clinical Neuropharmacology* 2001;24:254–264. <https://doi.org/10.1097/00002826-200109000-00002>
- Edelstein JE: Prosthetic Feet: State of the Art. *Physical Therapy* 1988;68:1874–1881. <https://doi.org/10.1093/ptj/68.12.1874>
- Engsberg JR, Lee AG, Patterson JL, Harder JA: External loading comparisons between able-bodied and below-knee-amputee children during walking. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation* 1991;72:657–661. 1991.
- Engsberg JR, Tedford KG, Harder JA, Mills JP: Timing Changes for Stance, Swing, and Double Support in a Recent Below-Knee-Amputee Child. *Pediatric Exercise Science* 1990;2:255–262. <https://doi.org/10.1123/pes.2.3.255>
- Exell T, Irwin G, Gittoes M, Kerwin D: Strength and performance asymmetry during maximal velocity sprint running. *Scandinavian Journal of Medicine & Science in Sports* 2017;27:1273–1282. <https://doi.org/10.1111/sms.12759>
- Exell TA, Gittoes MJR, Irwin G, Kerwin DG: Gait asymmetry: composite scores for mechanical analyses of sprint running. *Journal of Biomechanics* 2012a;45:1108–1111. <https://doi.org/10.1016/j.jbiomech.2012.01.007>
- Exell TA, Irwin G, Gittoes MJR, Kerwin DG: Implications of intra-limb variability on asymmetry analyses. *Journal of Sports Sciences* 2012b;30:403–409. <https://doi.org/10.1080/02640414.2011.647047>
- Exell TA, Robinson G, Irwin G: Asymmetry analysis of the arm segments during forward handspring on floor. *European Journal of Sport Science* 2016;16:545–552. <https://doi.org/10.1080/17461391.2015.1115558>
- Fagher K, Lexell J: Sports-related injuries in athletes with disabilities. *Scandinavian Journal of Medicine & Science in Sports* 2014;24:e320–e331. <https://doi.org/10.1111/sms.12175>
- Fairbairn JR, Bliven KCH: Incidence of Shoulder Injury in Elite Wheelchair Athletes Differ Between Sports: A Critically Appraised Topic. *Journal of Sport Rehabilitation* 2019;28:294–298. <https://doi.org/10.1123/jsr.2017-0360>
- Farrell KC, Reisinger KD, Tillman MD: Force and repetition in cycling: possible implications for iliotibial band friction syndrome. *The Knee* 2003;10:103–109. [https://doi.org/10.1016/s0968-0160\(02\)00090-x](https://doi.org/10.1016/s0968-0160(02)00090-x)

- Faupin A: Analyse biomécanique de la propulsion en fauteuil roulant de sport 2020;Toulon, Université de Toulon, 2020.
- Faupin A, Campillo P, Weissland T, Gorce P, Thevenon A: The effects of rear-wheel camber on the mechanical parameters produced during the wheelchair sprinting of handibasketball athletes. *The Journal of Rehabilitation Research and Development* 2004;41:421. <https://doi.org/10.1682/JRRD.2003.04.0050>
- Faupin A, Gorce P, Campillo P, Thevenon A, Rémy-Néris O: Kinematic analysis of handbike propulsion in various gear ratios: implications for joint pain. *Clinical Biomechanics* (Bristol, Avon) 2006;21:560–566. <https://doi.org/10.1016/j.clinbiomech.2006.01.001>
- Faupin A, Gorce P, Meyer C: Effects of type and mode of propulsion on hand-cycling biomechanics in nondisabled subjects. *The Journal of Rehabilitation Research and Development* 2011;48:1049. <https://doi.org/10.1682/JRRD.2010.19.0199>
- Faupin A, Gorce P, Watelain E, Meyer C, Thevenon A: A biomechanical analysis of handcycling: a case study. *Journal of Applied Biomechanics* 2010;26:240–245. <https://doi.org/10.1123/jab.26.2.240>
- Ferrara MS, Peterson CL: Injuries to Athletes With Disabilities. *Sports Medicine* 2000;30:137–143. <https://doi.org/10.2165/00007256-200030020-00006>
- Fitts PM: The information capacity of the human motor system in controlling the amplitude of movement. *Journal of Experimental Psychology* 1954;47:381–391. <https://doi.org/10.1037/h0055392>
- Formosa DP, Sayers MGL, Burkett B: Quantifying stroke coordination during the breathing action in front-crawl swimming using an instantaneous net drag force profile. *Journal of Sports Sciences* 2014;32:1729–1737. <https://doi.org/10.1080/02640414.2014.915424>
- Fort-Vanmeerhaeghe A, Gual G, Romero-Rodriguez D, Unnitha V: Lower Limb Neuromuscular Asymmetry in Volleyball and Basketball Players. *Journal of Human Kinetics* 2016;50:135–143. <https://doi.org/10.1515/hukin-2015-0150>
- Fox KT, Pearson LT, Hicks KM: The effect of lower inter-limb asymmetries on athletic performance: A systematic review and meta-analysis. *PLOS ONE* 2023;18:e0286942. <https://doi.org/10.1371/journal.pone.0286942>
- Fujii N, Nagasaki H: Efficiency and proficiency of bimanual cranking: differences between two cranking patterns. *Perceptual and Motor Skills* 1995;80:275–283. <https://doi.org/10.2466/pms.1995.80.1.275>

- Furlan JC, Fehlings MG: Cardiovascular complications after acute spinal cord injury: pathophysiology, diagnosis, and management. *Neurosurgical Focus* 2008;25:E13. <https://doi.org/10.3171/FOC.2008.25.11.E13>
- Fuss FK: Influence of mass on the speed of wheelchair racing. *Sports Engineering* 2009;1:41–53. <https://doi.org/10.1007/s12283-009-0027-2>
- Fuss FK: Speed measurements in wheelchair sports – theory and application. *Sports Technology* 2012;5:29–42. <https://doi.org/10.1080/19346182.2012.754895>
- Gabbard C: Coming to Terms With Laterality. *The Journal of Psychology* 1997;131:561–564. <https://doi.org/10.1080/00223989709603545>
- Gabbard C, Hart S: A question of foot dominance. *The Journal of General Psychology* 1996;123:289–296. <https://doi.org/10.1080/00221309.1996.9921281>
- García Leoni ME, Esclarín De Ruz A: Management of urinary tract infection in patients with spinal cord injuries. *Clinical Microbiology and Infection: The Official Publication of the European Society of Clinical Microbiology and Infectious Diseases* 2003;9:780–785. <https://doi.org/10.1046/j.1469-0691.2003.00643.x>
- Geen J, Krakauer D: New iMEMS® Angular- Rate-Sensing Gyroscope. *Analog Dialogue* 2003;37:1–4. 2003.
- Giakas G, Baltzopoulos V: Time and frequency domain analysis of ground reaction forces during walking: an investigation of variability and symmetry. *Gait & Posture* 1997;5:189–197. [https://doi.org/10.1016/S0966-6362\(96\)01083-1](https://doi.org/10.1016/S0966-6362(96)01083-1)
- Giakas G, Baltzopoulos V, Dangerfield PH, Dorgan JC, Dalmira S: Comparison of gait patterns between healthy and scoliotic patients using time and frequency domain analysis of ground reaction forces. *Spine* 1996;21:2235–2242. <https://doi.org/10.1097/00007632-199610010-00011>
- Gil-Agudo A, Del Ama-Espinosa A, Crespo-Ruiz B: Wheelchair Basketball Quantification. *Physical Medicine and Rehabilitation Clinics of North America* 2010;21:141–156. <https://doi.org/10.1016/j.pmr.2009.07.002>
- Giles LG, Taylor JR: Low-back pain associated with leg length inequality. *Spine* 1981;6:510–521. <https://doi.org/10.1097/00007632-198109000-00014>
- Gilgen-Ammann R, Taube W, Wyss T: Gait Asymmetry During 400- to 1000-m High-Intensity Track Running in Relation to Injury History. *International Journal of Sports Physiology and Performance* 2017;12:S2157–S2160. <https://doi.org/10.1123/ijsp.2016-0379>

- Gilleard W, Crosbie J, Smith R: Rising to stand from a chair: symmetry, and frontal and transverse plane kinematics and kinetics. *Gait & Posture* 2008;27:8–15. <https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2006.11.002>
- Girard O, Brocherie F, Morin J-B, Millet GP: Lower limb mechanical asymmetry during repeated treadmill sprints. *Human Movement Science* 2017;52:203–214. <https://doi.org/10.1016/j.humov.2017.02.008>
- Girard O, Racinais S, Couderc A, Morin J-B, Ryu JH, Piscione J, et al.: Asymmetries during repeated treadmill sprints in elite female Rugby Sevens players. *Sports Biomechanics* 2020;1–11. <https://doi.org/10.1080/14763141.2020.1767188>
- Goel A: Meralgia paresthetica secondary to limb length discrepancy: case report. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation* 1999;80:348–349. [https://doi.org/10.1016/s0003-9993\(99\)90151-x](https://doi.org/10.1016/s0003-9993(99)90151-x)
- Gonzalo-Skok O, Sánchez-Sabaté J, Tous-Fajardo J, Mendez-Villanueva A, Bishop C, Piedrafita E: Effects of Direction-Specific Training Interventions on Physical Performance and Inter-Limb Asymmetries. *International Journal of Environmental Research and Public Health* 2022;19:1029. <https://doi.org/10.3390/ijerph19031029>
- Goosey-Tolfrey VL, Leicht CA: Field-Based Physiological Testing of Wheelchair Athletes. *Sports Medicine* 2013;43:77–91. <https://doi.org/10.1007/s40279-012-0009-6>
- Goosey-Tolfrey VL, Moss AD: Wheelchair Velocity of Tennis Players during Propulsion with and Without the Use of Racquets. *Adapted Physical Activity Quarterly* 2005;22:291–301. <https://doi.org/10.1123/apaq.22.3.291>
- Goosey-Tolfrey VL, Sindall P: The effects of arm crank strategy on physiological responses and mechanical efficiency during submaximal exercise. *Journal of Sports Sciences* 2007;25:453–460. <https://doi.org/10.1080/02640410600702883>
- Goosey-Tolfrey VL, Vegter RJK, Mason BS, Paulson TAW, Lenton JP, van der Scheer JW, et al.: Sprint performance and propulsion asymmetries on an ergometer in trained high- and low-point wheelchair rugby players. *Scandinavian Journal of Medicine & Science in Sports* 2018;28:1586–1593. <https://doi.org/10.1111/sms.13056>
- Gorce P, Louis N: Wheelchair propulsion kinematics in beginners and expert users: influence of wheelchair settings. *Clinical Biomechanics (Bristol, Avon)* 2012;27:7–15. <https://doi.org/10.1016/j.clinbiomech.2011.07.011>

- Gouwanda D, Senanayake SMNA: Identifying gait asymmetry using gyroscopes--a cross-correlation and Normalized Symmetry Index approach. *Journal of Biomechanics* 2011;44:972–978. <https://doi.org/10.1016/j.jbiomech.2010.12.013>
- Greenberger HB, Paterno MV: Relationship of knee extensor strength and hopping test performance in the assessment of lower extremity function. *The Journal of Orthopaedic and Sports Physical Therapy* 1995;22:202–206. <https://doi.org/10.2519/jospt.1995.22.5.202>
- Grether JK, Nelson KB: Maternal infection and cerebral palsy in infants of normal birth weight. *JAMA* 1997;278:207–211. 1997.
- de Groot S, Bos F, Koopman J, Hoekstra AE, Vegter RJK: Effect of holding a racket on propulsion technique of wheelchair tennis players. *Scandinavian Journal of Medicine & Science in Sports* 2017;27:918–924. <https://doi.org/10.1111/sms.12701>
- de Groot S, Dallmeijer AJ, van Asbeck FWA, Post MWM, Busmann JBJ, van der Woude L: Mechanical efficiency and wheelchair performance during and after spinal cord injury rehabilitation. *International Journal of Sports Medicine* 2007;28:880–886. <https://doi.org/10.1055/s-2007-964900>
- de Groot S, Veeger HEJ, Hollander AP, van der Woude LHV: Influence of task complexity on mechanical efficiency and propulsion technique during learning of hand rim wheelchair propulsion. *Medical Engineering & Physics* 2005;27:41–49. <https://doi.org/10.1016/j.medengphy.2004.08.007>
- Guan Y, Bredin SSD, Taunton J, Jiang Q, Wu N, Warburton DER: Association between Inter-Limb Asymmetries in Lower-Limb Functional Performance and Sport Injury: A Systematic Review of Prospective Cohort Studies. *Journal of Clinical Medicine* 2022;11:360. <https://doi.org/10.3390/jcm11020360>
- Guan Y, Bredin SSD, Taunton J, Jiang Q, Wu N, Warburton DER: Predicting the Risk of Injuries Through Assessments of Asymmetric Lower Limb Functional Performance: A Prospective Study of 415 Youth Taekwondo Athletes. *Orthopaedic Journal of Sports Medicine* 2023;11:23259671231185586. <https://doi.org/10.1177/23259671231185586>
- Gundersen LA, Valle DR, Barr AE, Danoff JV, Stanhope SJ, Snyder-Mackler L: Bilateral analysis of the knee and ankle during gait: an examination of the relationship between lateral dominance and symmetry. *Physical Therapy* 1989;69:640–650. <https://doi.org/10.1093/ptj/69.8.640>
- Gurney B: Leg length discrepancy. *Gait & Posture* 2002;15:195–206. [https://doi.org/10.1016/s0966-6362\(01\)00148-5](https://doi.org/10.1016/s0966-6362(01)00148-5)

- Gutierrez DD, Mulroy SJ, Newsam CJ, Gronley JK, Perry J: Effect of fore-aft seat position on shoulder demands during wheelchair propulsion: part 2. An electromyographic analysis. *The Journal of Spinal Cord Medicine* 2005;28:222–229. <https://doi.org/10.1080/10790268.2005.11753816>
- Haberl RL, Biniash O, Ott M, Peinemann A, Wick M, Kempter B: Infrequency of Stroke Caused by Specific Coagulation Disorders. *Cerebrovascular Diseases* 1995;5:391–396. <https://doi.org/10.1159/000107890>
- Hannah RE, Morrison JB, Chapman AE: Kinematic symmetry of the lower limbs. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation* 1984;65:155–158. 1984.
- Hart NH, Newton RU, Weber J, Spiteri T, Rantalainen T, Dobbin M, et al.: Functional Basis of Asymmetrical Lower-Body Skeletal Morphology in Professional Australian Rules Footballers. *Journal of Strength and Conditioning Research* 2020;34:791–799. <https://doi.org/10.1519/JSC.0000000000002841>
- Hart NH, Nimphius S, Spiteri T, Newton RU: Leg strength and lean mass symmetry influences kicking performance in Australian football. *Journal of Sports Science & Medicine* 2014;13:157–165. 2014.
- Helme M, Tee J, Emmonds S, Low C: Does lower-limb asymmetry increase injury risk in sport? A systematic review. *Physical Therapy in Sport* 2021;49:204–213. <https://doi.org/10.1016/j.ptsp.2021.03.001>
- Hernandez V: Modélisation et validation d'indices biomécaniques de capacité de génération de force du membre supérieur.: Application à la propulsion en fauteuil roulant 2016;Toulon, Université de Toulon, 2016.
- Hernandez V, Rezzoug N, Jacquier-Bret J, Gorce P: Human upper-limb force capacities evaluation with robotic models for ergonomic applications: effect of elbow flexion. *Computer Methods in Biomechanics and Biomedical Engineering* 2016;19:440–449. <https://doi.org/10.1080/10255842.2015.1034117>
- Héroux ME, Butler AA, Robertson LS, Fisher G, Gandevia SC: Proprioception: a new look at an old concept. *Journal of Applied Physiology (Bethesda, Md: 1985)* 2022;132:811–814. <https://doi.org/10.1152/jappphysiol.00809.2021>
- Hershler C, Milner M: An Optimality Criterion for Processing Electromyographic (EMG) Signals Relating to Human Locomotion. *IEEE Transactions on Biomedical Engineering* 1978;BME-25:413–420. <https://doi.org/10.1109/TBME.1978.326338>

- Herzog W, Nigg BM, Read LJ, Olsson E: Asymmetries in ground reaction force patterns in normal human gait. *Medicine and Science in Sports and Exercise* 1989;21:110–114. <https://doi.org/10.1249/00005768-198902000-00020>
- Heyward OW, Vegter RJK, Groot S de, Woude LHV van der: Shoulder complaints in wheelchair athletes: A systematic review. *PLOS ONE* 2017;12:e0188410. <https://doi.org/10.1371/journal.pone.0188410>
- Higgs C: An Analysis of Racing Wheelchairs used at the 1980 Olympic Games for the Disabled. *Research Quarterly for Exercise and Sport* 1983;54:229–233. <https://doi.org/10.1080/02701367.1983.10605300>
- Hill AV: The abrupt transition from rest to activity in muscle. *Proceedings of the Royal Society of London Series B - Biological Sciences* 1949;136:399–420. <https://doi.org/10.1098/rspb.1949.0033>
- Hill AV: The maximum work and mechanical efficiency of human muscles, and their most economical speed. *The Journal of Physiology* 1922;56:19–41. <https://doi.org/10.1113/jphysiol.1922.sp001989>
- Hintzy F, Tordi N, Predine E, Rouillon J-D, Belli A: Force–velocity characteristics of upper limb extension during maximal wheelchair sprinting performed by healthy able-bodied females. *Journal of Sports Sciences* 2003;21:921–926. <https://doi.org/10.1080/0264041031000140392>
- Ho C-M, Tai Y-C: Micro-electro-mechanical-systems (mems) and fluid flows 1997;1997.
- Hodges SJ, Patrick RJ, Reiser RF: Effects of fatigue on bilateral ground reaction force asymmetries during the squat exercise. *Journal of Strength and Conditioning Research* 2011;25:3107–3117. <https://doi.org/10.1519/JSC.0b013e318212de7b>
- Hoffmann M, Chichkova R, Ziyad M, Malek A: Too much lumping in ischemic stroke - a new classification. *Medical Science Monitor: International Medical Journal of Experimental and Clinical Research* 2004;10:CR285-287. 2004.
- Hopman MT, van Teeffelen WM, Brouwer J, Houtman S, Binkhorst RA: Physiological responses to asynchronous and synchronous arm-cranking exercise. *European Journal of Applied Physiology and Occupational Physiology* 1995;72:111–114. <https://doi.org/10.1007/BF00964124>
- Hopman MTE, van der Woude LHV, Dallmeijer AJ, Snoek G, Folgering HTM: Respiratory muscle strength and endurance in individuals with tetraplegia. *Spinal Cord* 1997;35:104–108. <https://doi.org/10.1038/sj.sc.3100353>

- Hurd WJ, Morrow MM, Kaufman KR, An K-N: Biomechanic evaluation of upper-extremity symmetry during manual wheelchair propulsion over varied terrain. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation* 2008;89:1996–2002. <https://doi.org/10.1016/j.apmr.2008.03.020>
- Hurd WJ, Morrow MMB, Kaufman KR, An K-N: Wheelchair propulsion demands during outdoor community ambulation. *Journal of Electromyography and Kinesiology: Official Journal of the International Society of Electrophysiological Kinesiology* 2009;19:942–947. <https://doi.org/10.1016/j.jelekin.2008.05.001>
- Hutzler Y: Anaerobic fitness testing of wheelchair users. *Sports Medicine (Auckland, NZ)* 1998;25:101–113. <https://doi.org/10.2165/00007256-199825020-00003>
- Iglesias X, Irurtia A, Marina M, Carrasco M: Bilateral deficit and morphofunctional asymmetries in young fencers. *Apunts Sports Medicine* 2011;46:65–71. <https://doi.org/10.1016/j.apunts.2010.10.002>
- Impellizzeri FM, Rampinini E, Maffiuletti N, Marcora SM: A vertical jump force test for assessing bilateral strength asymmetry in athletes. *Medicine and Science in Sports and Exercise* 2007;39:2044–2050. <https://doi.org/10.1249/mss.0b013e31814fb55c>
- International Paralympic Committee: IPC Policy on Eligible Impairments in the Paralympic Movement [Internet] 2013 [cited 2023 Oct 3]; Retrieved from https://www.paralympic.org/sites/default/files/document/141113170238135_2014_10_13+Sec+ii+chapter+3_13+IPC+Policy+on+Eligible+Impairments+in+the+Paralympic+Movement.pdf
- IPC : World Para Athletics Classification Rules and Regulations [Internet] 2018 [cited 2023 Oct 4]; Retrieved from https://www.paralympic.org/sites/default/files/document/180305152713114_2017_12_20++WPA+Classification+Rules+and+Regulations_Edition+2018+online+version+.pdf
- Ireland A, Maden-Wilkinson T, Ganse B, Degens H, Rittweger J: Effects of age and starting age upon side asymmetry in the arms of veteran tennis players: a cross-sectional study. *Osteoporosis International* 2014;25:1389–1400. <https://doi.org/10.1007/s00198-014-2617-5>
- Ireland A, Maden-Wilkinson T, McPhee J, Cooke K, Narici M, Degens H, et al.: Upper Limb Muscle–Bone Asymmetries and Bone Adaptation in Elite Youth Tennis Players. *Medicine and Science in Sports and Exercise* 2013;45:1749–58. Lippincott Williams & Wilkins Ltd., 2013.

- IWBF to implement changes to Classification Rules and Regulations [Internet]. IWBF - International Wheelchair Basketball Federation 2021 [cited 2022 Jul 22]; Retrieved July 22, 2022, from IWBF - International Wheelchair Basketball Federation website: <https://iwbf.org/2021/08/02/iwbf-to-implement-changes-to-classification-rules-and-regulations/>
- IWRF Classification Rules 2021 2021;135. 2021.
- Jacobs PL, Mahoney ET, Johnson B: Reliability Of Arm Wingate Anaerobic Testing In Persons With Complete Paraplegia. *The Journal of Spinal Cord Medicine* 2003;26:141–144. <https://doi.org/10.1080/10790268.2003.11753674>
- Jacquier-Bret J, Faupin A, Rezzoug N, Gorce P: A New Postural Force Production Index to Assess Propulsion Effectiveness During Handcycling. *Journal of Applied Biomechanics* 2013;29:798–803. <https://doi.org/10.1123/jab.29.6.798>
- Janssen RJF, de Groot S, Van der Woude LHV, Houdijk H, Goosey-Tolfrey VL, Vegter RJK: Force–velocity profiling of elite wheelchair rugby players by manipulating rolling resistance over multiple wheelchair sprints. *Scandinavian Journal of Medicine & Science in Sports* 2023;33:1531–1540. <https://doi.org/10.1111/sms.14384>
- Jaruratanasirikul S, Tangtrakulwanich B, Rachatawiriyaikul P, Sriplung H, Limpitikul W, Dissaneevate P, et al.: Prevalence of congenital limb defects: Data from birth defects registries in three provinces in Southern Thailand. *Congenital Anomalies* 2016;56:203–208. <https://doi.org/10.1111/cga.12154>
- Jarvis S, Rolfe H: The use of an inertial dynamometer to explore the design of children’s wheelchairs. *Scandinavian Journal of Rehabilitation Medicine* 1982;14:167–176. 1982.
- Jaszczak M: The Dynamical Asymmetry of the Upper Extremities During Symmetrical Exercises. *Human Movement* 2008;9:116–120. <https://doi.org/10.2478/v10038-008-0014-7>
- Jiménez-Reyes P, Samozino P, García-Ramos A, Cuadrado-Peñafiel V, Brughelli M, Morin J-B: Relationship between vertical and horizontal force-velocity-power profiles in various sports and levels of practice. *PeerJ* 2018;6:e5937. <https://doi.org/10.7717/peerj.5937>
- Johnson MA, Polgar J, Weightman D, Appleton D: Data on the distribution of fibre types in thirty-six human muscles: An autopsy study. *Journal of the Neurological Sciences* 1973;18:111–129. [https://doi.org/10.1016/0022-510X\(73\)90023-3](https://doi.org/10.1016/0022-510X(73)90023-3)

- Jordan MJ, Aagaard P, Herzog W: Asymmetry and Thigh Muscle Coactivity in Fatigued Anterior Cruciate Ligament-Reconstructed Elite Skiers. *Medicine and Science in Sports and Exercise* 2017;49:11–20. <https://doi.org/10.1249/MSS.0000000000001076>
- Kandel ER, Schwartz JH, Jessell TM: *Principles of Neural Science*, Appleton & Lange, 1991. Appleton & Lange, 1991.
- Karamanidis K, Arampatzis A, Brüggemann G-P: Symmetry and reproducibility of kinematic parameters during various running techniques. *Medicine and Science in Sports and Exercise* 2003;35:1009–1016. <https://doi.org/10.1249/01.MSS.0000069337.49567.F0>
- Kirby RL, McLean AD, Eastwood BJ: Influence of caster diameter on the static and dynamic forward stability of occupied wheelchairs. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation* 1992;73:73–77. 1992.
- Kirby RL, Sampson MT, Thoren FA, MacLeod DA: Wheelchair stability: effect of body position. *Journal of Rehabilitation Research and Development* 1995;32:367–372. 1995.
- Klimstra M, Geneau D, Lacroix M, Jensen M, Greenshields J, Cormier P, et al.: Wheelchair Rugby Sprint Force-Velocity Modeling Using Inertial Measurement Units and Sport Specific Parameters: A Proof of Concept. *Sensors* 2023;23:7489. <https://doi.org/10.3390/s23177489>
- Kluger BM, Krupp LB, Enoka RM: Fatigue and fatigability in neurologic illnesses: proposal for a unified taxonomy. *Neurology* 2013;80:409–416. <https://doi.org/10.1212/WNL.0b013e31827f07be>
- Kobayashi Y, Kubo J, Matsubayashi T, Matsuo A, Kobayashi K, Ishii N: Relationship between bilateral differences in single-leg jumps and asymmetry in isokinetic knee strength. *Journal of Applied Biomechanics* 2013;29:61–67. <https://doi.org/10.1123/jab.29.1.61>
- Kons RL, Orssatto LB da R, Sakugawa RL, da Silva Junior JN, Diefenthaler F, Detanico D: Effects of stretch-shortening cycle fatigue protocol on lower limb asymmetry and muscle soreness in judo athletes. *Sports Biomechanics* 2020;1–16. <https://doi.org/10.1080/14763141.2020.1779335>
- Koontz AM, Cooper RA, Boninger ML: An autoregressive modeling approach to analyzing wheelchair propulsion forces. *Medical Engineering & Physics* 2001;23:285–291. [https://doi.org/10.1016/s1350-4533\(00\)00082-5](https://doi.org/10.1016/s1350-4533(00)00082-5)

- Kountouris A, Portus M, Cook J: Cricket fast bowlers without low back pain have larger quadratus lumborum asymmetry than injured bowlers. *Clinical Journal of Sport Medicine: Official Journal of the Canadian Academy of Sport Medicine* 2013;23:300–304. <https://doi.org/10.1097/JSM.0b013e318280ac88>
- Kraaijenbrink C, Vegter R, Ostertag N, Janssens L, Vanlandewijck Y, Woude LVD van der, et al.: Steering Does Affect Biophysical Responses in Asynchronous, but Not Synchronous Submaximal Handcycle Ergometry in Able-Bodied Men. *Frontiers in Sports and Active Living* 2021;3. <https://doi.org/10.3389/fspor.2021.741258>
- Krantz MM, Åström M, Drake AM: Strength and fatigue measurements of the hip flexor and hip extensor muscles: test-retest reliability and limb dominance effect. *International Journal of Sports Physical Therapy* 2020;15:967–976. <https://doi.org/10.26603/ijsp20200967>
- Kucera JD, Robins TG: Relationship of cumulative trauma disorders of the upper extremity to degree of hand preference. *Journal of Occupational Medicine: Official Publication of the Industrial Medical Association* 1989;31:17–22. 1989.
- Kutáč P, Uchytíl J, Rygelová M: The effect of athletic throwing events on the body composition and bone density in the limbs of throwing athletes. *The Journal of Sports Medicine and Physical Fitness* 2021;61:935–942. <https://doi.org/10.23736/S0022-4707.21.11492-6>
- Kyritsis P, Bahr R, Landreau P, Miladi R, Witvrouw E: Likelihood of ACL graft rupture: not meeting six clinical discharge criteria before return to sport is associated with a four times greater risk of rupture. *British Journal of Sports Medicine* 2016;50:946–951. <https://doi.org/10.1136/bjsports-2015-095908>
- Lalumiere M, Gagnon D, Routhier F, Desroches G, Hassan J, Bouyer LJ: Effects of rolling resistances on handrim kinetics during the performance of wheelies among manual wheelchair users with a spinal cord injury. *Spinal Cord* 2013;51:245–251. <https://doi.org/10.1038/sc.2012.140>
- Lathrop-Lambach RL, Asay JL, Jamison ST, Pan X, Schmitt LC, Blazek K, et al.: Evidence for joint moment asymmetry in healthy populations during gait. *Gait & Posture* 2014;40:526–531. <https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2014.06.010>
- Lee C. Herrington, Allan G. Munro, Paul A. Jones: Assessment of factors associated with injury risk; in : *Performance Assessment in Strength and Conditioning*. Routledge, 2018. Routledge, 2018.

- Leontijevic B, Pazin N, Kukolj M, Ugarkovic D, Jaric S: Selective effects of weight and inertia on maximum lifting. *International Journal of Sports Medicine* 2013;34:232–238. <https://doi.org/10.1055/s-0032-1312606>
- Lepoutre FX: *Le Fauteuil Roulant Manuel : Choix Et Reglages - Une Approche Pluridisciplinaire* [Internet], Sauramps Medical, 2011. Retrieved from <https://books.google.fr/books?id=2-DRzwEACAAJ>
- Li L, Caldwell GE: Coefficient of cross correlation and the time domain correspondence. *Journal of Electromyography and Kinesiology* 1999;9:385–389. [https://doi.org/10.1016/S1050-6411\(99\)00012-7](https://doi.org/10.1016/S1050-6411(99)00012-7)
- Li T: Contribution à la caractérisation de la locomotion des personnes hémiparétiques en situation écologique 2018;151. 2018.
- Li Z, Zhu J, Liu X: Deformity of lumbar spine after selective dorsal rhizotomy for spastic cerebral palsy. *Microsurgery* 2008;28:10–12. <https://doi.org/10.1002/micr.20444>
- Lidgren L: The bone and joint decade 2000-2010. *Bulletin of the World Health Organization* 2003;81:629–629. World Health Organization, 2003.
- Little WJ: *On the Nature and Treatment of the Deformities of the Human Frame: Being a Course of Lectures Delivered at the Royal Orthopaedic Hospital in 1843: with Numerous Notes and Additions to the Present Time*, Longman, Brown, Green, and Longmans, 1853. Longman, Brown, Green, and Longmans, 1853.
- Litzenberger S, Mally F, Sabo A: Influence of Different Seating and Crank Positions on Muscular Activity in Elite Handcycling - A Case Study. *Procedia Engineering* 2015;112:355–360. <https://doi.org/10.1016/j.proeng.2015.07.262>
- Litzenberger S, Mally F, Sabo A: Biomechanics of elite recumbent handcycling: a case study: Influence of backrest position, crank length and crank height on muscular activity and upper body kinematics. *Sports Engineering* 2016;19:201–211. <https://doi.org/10.1007/s12283-016-0206-x>
- Liu T, Jensen JL: Age-Related Differences in Bilateral Asymmetry in Cycling Performance. *Research Quarterly for Exercise and Sport* 2012;83:114–119. <https://doi.org/10.1080/02701367.2012.10599832>
- Lockie RG, Callaghan SJ, Berry SP, Cooke ERA, Jordan CA, Luczo TM, et al.: Relationship between unilateral jumping ability and asymmetry on multidirectional speed in team-sport athletes. *Journal of Strength and Conditioning Research* 2014;28:3557–3566. <https://doi.org/10.1519/JSC.0000000000000588>

- Louhevaara V, Sovijärvi A, Ilmarinen J, Teräslinna P: Differences in cardiorespiratory responses during and after arm crank and cycle exercise. *Acta Physiologica Scandinavica* 1990;138:133–143. <https://doi.org/10.1111/j.1748-1716.1990.tb08825.x>
- Lovell DI, Mason D, Delphinus E, McLellan C: A Comparison of Asynchronous and Synchronous Arm Cranking During the Wingate Test. *International Journal of Sports Physiology and Performance* 2011;6:419–426. <https://doi.org/10.1123/ijsp.6.3.419>
- Lugo R, Kung P, Ma CB: Shoulder biomechanics. *European Journal of Radiology* 2008;68:16–24. <https://doi.org/10.1016/j.ejrad.2008.02.051>
- Macchi R, Vercruyssen F, Hays A, Aubert G, Exubis G, Chavet P, et al.: Sex Influence on the Functional Recovery Pattern After a Graded Running Race: Original Analysis to Identify the Recovery Profiles. *masson* 2021;12:649396. <https://doi.org/10.3389/fphys.2021.649396>
- Macdermid PW, Mann ME: An Integrated Analysis of Leg Length Differences and the Effect of Correctional Techniques on Stroke Mechanics and Performance Indicators in Competitive Cyclists. *Sports and Exercise Medicine - Open Journal* 2015;1:14–21. <https://doi.org/10.17140/SEMOJ-1-103>
- MacLennan AH, Thompson SC, Gecz J: Cerebral palsy: causes, pathways, and the role of genetic variants. *American Journal of Obstetrics and Gynecology* 2015;213:779–788. <https://doi.org/10.1016/j.ajog.2015.05.034>
- Madruga-Parera M, Bishop C, Fort-Vanmeerhaeghe A, Beltran-Valls MR, Skok OG, Romero-Rodríguez D: Interlimb Asymmetries in Youth Tennis Players: Relationships With Performance. *Journal of Strength and Conditioning Research* 2020;34:2815–2823. <https://doi.org/10.1519/JSC.0000000000003152>
- Maloney SJ: The Relationship Between Asymmetry and Athletic Performance: A Critical Review. *Journal of Strength and Conditioning Research* 2019;33:2579–2593. <https://doi.org/10.1519/JSC.0000000000002608>
- Maloney SJ, Fletcher IM, Richards J: A comparison of methods to determine bilateral asymmetries in vertical leg stiffness. *Journal of Sports Sciences* 2016;34:829–835. <https://doi.org/10.1080/02640414.2015.1075055>
- Mann DL, Tweedy SM, Jackson RC, Vanlandewijck YC: Classifying the evidence for evidence-based classification in Paralympic sport. *Journal of Sports Sciences* 2021;39:1–6. <https://doi.org/10.1080/02640414.2021.1955523>

- Marais G, Weissland T, Robin H, Vanvelcenaher J, Lavoie J, Pelayo P: Physiological effects of variations in spontaneously chosen crank rate during sub-maximal and supra-maximal upper body exercises. *International journal of sports medicine* 1999;20 4. <https://doi.org/10.1055/S-2007-971124>
- Marcoux J: Bien comprendre les traumatismes crâniens [Internet]. La Fondation NeuroTrauma Marie-Robert 2014 [cited 2023 Oct 3]; Retrieved October 3, 2023, from La Fondation NeuroTrauma Marie-Robert website: <https://www.fondationneurotrauma.ca/bien-comprendreles-traumatismes-craniens-1116/>
- Marincek CR, Valencic V: Arm cycloergometry and kinetics of oxygen consumption in paraplegics. *Paraplegia* 1977;15:178–185. <https://doi.org/10.1038/sc.1977.25>
- Marshall B, Franklyn-Miller A, Moran K, King E, Richter C, Gore S, et al.: Biomechanical symmetry in elite rugby union players during dynamic tasks: an investigation using discrete and continuous data analysis techniques. *BMC sports science, medicine & rehabilitation* 2015;7:13. <https://doi.org/10.1186/s13102-015-0006-9>
- Martel G, Noreau L, Jobin J: Physiological responses to maximal exercise on arm cranking and wheelchair ergometer with paraplegics. *Spinal Cord* 1991;29:447–456. <https://doi.org/10.1038/sc.1991.61>
- Mason BS, Stone B, Warner MB, Goosey-Tolfrey VL: Crank length alters kinematics and kinetics, yet not the economy of recumbent handcyclists at constant handgrip speeds. *Scandinavian Journal of Medicine & Science in Sports* 2021;31:388–397. <https://doi.org/10.1111/sms.13859>
- Mason BS, Vegter RJK, Paulson TAW, Morrissey D, van der Scheer JW, Goosey-Tolfrey VL: Bilateral scapular kinematics, asymmetries and shoulder pain in wheelchair athletes. *Gait & Posture* 2018;65:151–156. <https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2018.07.170>
- Masri A, Al-Ammouri I: Clinical presentation, etiology, and outcome of stroke in children: A hospital-based study. *Brain and Development* 2016;38:204–208. <https://doi.org/10.1016/j.braindev.2015.08.007>
- Mâsse LC, Lamontagne M, O’Riain MD: Biomechanical analysis of wheelchair propulsion for various seating positions. *Journal of Rehabilitation Research and Development* 1992;29:12–28. <https://doi.org/10.1682/jrrd.1992.07.0012>
- Masson G: Amélioration des performances d’athlètes en fauteuil roulant d’athlétisme à partir d’une configuration optimale [Internet] 2015 [cited 2023 Mar 8]; Retrieved from <https://savoirs.usherbrooke.ca/handle/11143/7557>

- Mattes K, Wolff S: Asymmetry of the leg stretcher force high-performance female and male juniors in sweep rowing. *International Journal of Performance Analysis in Sport* 2019;19:737–748. <https://doi.org/10.1080/24748668.2019.1651085>
- Mayrhuber L, Rietveld T, De Vries W, Van Der Woude LHV, De Groot S, Vegter RJK: A Scoping Review on Shoulder Injuries of Wheelchair Tennis Players: Potential Risk-Factors and Musculoskeletal Adaptations. *Frontiers in Rehabilitation Sciences* 2022;3:862233. <https://doi.org/10.3389/fresc.2022.862233>
- McCartney N, Heigenhauser GJ, Sargeant AJ, Jones NL: A constant-velocity cycle ergometer for the study of dynamic muscle function. *Journal of Applied Physiology: Respiratory, Environmental and Exercise Physiology* 1983;55:212–217. <https://doi.org/10.1152/jappl.1983.55.1.212>
- McGregor AH, Anderton L, Gedroyc WMW: The trunk muscles of elite oarsmen. *British Journal of Sports Medicine* 2002;36:214–217. <https://doi.org/10.1136/bjism.36.3.214>
- McKinley WO, Gittler MS, Kirshblum SC, Stiens SA, Groah SL: Spinal cord injury medicine. 2. Medical complications after spinal cord injury: Identification and management. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation* 2002;83:S58-64, S90-98. <https://doi.org/10.1053/apmr.2002.32159>
- McMichael G, MacLennan A, Gibson C, Alvino E, Goldwater P, Haan E, et al.: Cytomegalovirus and Epstein-Barr virus may be associated with some cases of cerebral palsy. *The Journal of Maternal-Fetal & Neonatal Medicine: The Official Journal of the European Association of Perinatal Medicine, the Federation of Asia and Oceania Perinatal Societies, the International Society of Perinatal Obstetricians* 2012;25:2078–2081. <https://doi.org/10.3109/14767058.2012.666587>
- Mertz KH, Reitelseder S, Jensen M, Lindberg J, Hjulmand M, Schucany A, et al.: Influence of between-limb asymmetry in muscle mass, strength, and power on functional capacity in healthy older adults. *Scandinavian Journal of Medicine & Science in Sports* 2019;29:1901–1908. <https://doi.org/10.1111/sms.13524>
- Meyer W: Folding wheel chair with adjustable rear wheel - has screw adjustment and multi-position rear wheel mountings [Internet] 1975;Retrieved from <https://worldwide.espacenet.com/patent/search/family/005917096/publication/DE2426629A1?q=pn%3DDE2426629A1>
- Meyers RW, Oliver JL, Hughes MG, Lloyd RS, Cronin JB: Asymmetry During Maximal Sprint Performance in 11- to 16-Year-Old Boys. *Pediatric Exercise Science* 2017;29:94–102. <https://doi.org/10.1123/pes.2016-0018>

- Minkel JL: Seating and mobility considerations for people with spinal cord injury. *Physical Therapy* 2000;80:701–709. 2000.
- Mitchell LE, Adzick NS, Melchionne J, Pasquariello PS, Sutton LN, Whitehead AS: Spina bifida. *Lancet* (London, England) 2004;364:1885–1895. [https://doi.org/10.1016/S0140-6736\(04\)17445-X](https://doi.org/10.1016/S0140-6736(04)17445-X)
- Moffet H, Hagberg M, Hansson-Risberg E, Karlqvist L: Influence of laptop computer design and working position on physical exposure variables. *Clinical Biomechanics* (Bristol, Avon) 2002;17:368–375. [https://doi.org/10.1016/s0021-9290\(02\)00062-3](https://doi.org/10.1016/s0021-9290(02)00062-3)
- Moon H-B, Park S-J, Kim A-C, Jang J-H: Characteristics of upper limb muscular strength in male wheelchair tennis players. *Journal of exercise rehabilitation* 2013;9:375–380. <https://doi.org/10.12965/jer.130051>
- Moon KM, Kim J, Seong Y, Suh B-C, Kang K, Choe HK, et al.: Proprioception, the regulator of motor function. *BMB reports* 2021;54:393–402. <https://doi.org/10.5483/BMBRep.2021.54.8.052>
- Moreno-Azze A, Arjol-Serrano JL, Falcón-Miguel D, Bishop C, Gonzalo-Skok O: Effects of Three Different Combined Training Interventions on Jump, Change of Direction, Power Performance, and Inter-Limb Asymmetry in Male Youth Soccer Players. *Sports* 2021;9:158. <https://doi.org/10.3390/sports9120158>
- Morin J-B, Samozino P: Interpreting Power-Force-Velocity Profiles for Individualized and Specific Training. *International Journal of Sports Physiology and Performance* 2016;11:267–272. <https://doi.org/10.1123/ijsp.2015-0638>
- Morone G, Palomba A, Martino Cinnera A, Agostini M, Aprile I, Arienti C, et al.: Systematic review of guidelines to identify recommendations for upper limb robotic rehabilitation after stroke. *European Journal of Physical and Rehabilitation Medicine* 2021;57:238–245. <https://doi.org/10.23736/S1973-9087.21.06625-9>
- Morrison BM: Neuromuscular Diseases. *Seminars in Neurology* 2016;36:409–418. <https://doi.org/10.1055/s-0036-1586263>
- Moss AD, Fowler NE, Goosey-Tolfrey VL: The intra-push velocity profile of the over-ground racing wheelchair sprint start. *Journal of Biomechanics* 2005;38:15–22. <https://doi.org/10.1016/j.jbiomech.2004.03.022>
- Mossberg K, Willman C, Topor MA, Crook H, Patak S: Comparison of asynchronous versus synchronous arm crank ergometry. *Spinal Cord* 1999;37:569–574. <https://doi.org/10.1038/sj.sc.3100875>

- Mulroy SJ, Farrokhi S, Newsam CJ, Perry J: Effects of spinal cord injury level on the activity of shoulder muscles during wheelchair propulsion: an electromyographic study. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation* 2004;85:925–934. <https://doi.org/10.1016/j.apmr.2003.08.090>
- Mulroy SJ, Gronley JK, Newsam CJ, Perry J: Electromyographic activity of shoulder muscles during wheelchair propulsion by paraplegic persons. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation* 1996;77:187–193. [https://doi.org/10.1016/s0003-9993\(96\)90166-5](https://doi.org/10.1016/s0003-9993(96)90166-5)
- Muraki S, Tsunawake N, Yamasaki M: Limitation of muscle deoxygenation in the triceps during incremental arm cranking in women. *European Journal of Applied Physiology* 2004;91. <https://doi.org/10.1007/s00421-003-0962-8>
- Murphy DJ, Sellers S, MacKenzie IZ, Yudkin PL, Johnson AM: Case-control study of antenatal and intrapartum risk factors for cerebral palsy in very preterm singleton babies. *Lancet (London, England)* 1995;346:1449–1454. [https://doi.org/10.1016/s0140-6736\(95\)92471-x](https://doi.org/10.1016/s0140-6736(95)92471-x)
- Nachshon I, Denno D, Aurand S: Lateral Preferences of Hand, Eye and Foot: Relation to Cerebral Dominance. *International Journal of Neuroscience* 1983;18:1–9. <https://doi.org/10.3109/00207458308985872>
- Newsam CJ, Rao SS, Mulroy SJ, Gronley JK, Bontrager EL, Perry J: Three dimensional upper extremity motion during manual wheelchair propulsion in men with different levels of spinal cord injury. *Gait & Posture* 1999;10:223–232. [https://doi.org/10.1016/s0966-6362\(99\)00034-x](https://doi.org/10.1016/s0966-6362(99)00034-x)
- Newton RU, Gerber A, Nimphius S, Shim JK, Doan BK, Robertson M, et al.: Determination of functional strength imbalance of the lower extremities. *Journal of Strength and Conditioning Research* 2006;20:971–977. <https://doi.org/10.1519/R-5050501x.1>
- Newton RU, Kraemer WJ, Häkkinen K: Effects of ballistic training on preseason preparation of elite volleyball players. *Medicine and Science in Sports and Exercise* 1999;31:323–330. <https://doi.org/10.1097/00005768-199902000-00017>
- Nigg S, Vienneau J, Maurer C, Nigg BM: Development of a symmetry index using discrete variables. *Gait & Posture* 2013;38:115–119. <https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2012.10.024>
- Noyes FR, Barber SD, Mangine RE: Abnormal lower limb symmetry determined by function hop tests after anterior cruciate ligament rupture. *The American Journal of Sports Medicine* 1991;19:513–518. <https://doi.org/10.1177/036354659101900518>

- O'Connor TJ, Cooper RA, Thorman TA, Boninger ML: Kinetic and physiological analysis of the GAME(Wheels) system [Internet]. . Journal of rehabilitation research and development 2002 [cited 2023 Sep 14];39. Retrieved from <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/17943665/>
- OMS: Handicap et santé [Internet] 2023 [cited 2023 Oct 14];Retrieved October 14, 2023, from <https://www.who.int/fr/news-room/fact-sheets/detail/disability-and-health>
- Overmoyer GV, Reiser RF: Relationships between lower-extremity flexibility, asymmetries, and the Y balance test. Journal of Strength and Conditioning Research 2015;29:1240–1247. <https://doi.org/10.1519/JSC.0000000000000693>
- Pacher L, Chatellier C, Vauzelle R, Fradet L: Sensor-to-Segment Calibration Methodologies for Lower-Body Kinematic Analysis with Inertial Sensors: A Systematic Review. Sensors (Basel, Switzerland) 2020;20:3322. <https://doi.org/10.3390/s20113322>
- Pansiot J, Zhang Z, Lo B, Yang GZ: WISDOM: wheelchair inertial sensors for displacement and orientation monitoring. Measurement Science and Technology 2011;22:105801. <https://doi.org/10.1088/0957-0233/22/10/105801>
- Pardos-Mainer E, Casajús JA, Bishop C, Gonzalo-Skok O: Effects of Combined Strength and Power Training on Physical Performance and Interlimb Asymmetries in Adolescent Female Soccer Players. International Journal of Sports Physiology and Performance 2020;15:1147–1155. <https://doi.org/10.1123/ijsp.2019-0265>
- Parkin S, Nowicky AV, Rutherford OM, McGregor AH: Do oarsmen have asymmetries in the strength of their back and leg muscles? Journal of Sports Sciences 2001;19:521–526. <https://doi.org/10.1080/026404101750238971>
- Pelland-Leblanc J-P: Développement d'un outil de mesure et de rétroaction pour l'amélioration de la technique de poussée des athlètes en fauteuil roulant de course. 2014;Ottawa, Library and Archives Canada = Bibliothèque et Archives Canada, 2014.
- Pendergast DR: Cardiovascular, respiratory, and metabolic responses to upper body exercise. Medicine and Science in Sports and Exercise 1989;21:S121-125. 1989.
- Perret C: Elite-adapted wheelchair sports performance: a systematic review. Disability and Rehabilitation 2017;39:164–172. <https://doi.org/10.3109/09638288.2015.1095951>

- Peters M: Footedness: asymmetries in foot preference and skill and neuropsychological assessment of foot movement. *Psychological Bulletin* 1988;103:179–192. <https://doi.org/10.1037/0033-2909.103.2.179>
- Picavet HSJ, Hoeymans N: Health related quality of life in multiple musculoskeletal diseases: SF-36 and EQ-5D in the DMC3 study. *Annals of the Rheumatic Diseases* 2004;63:723–729. <https://doi.org/10.1136/ard.2003.010769>
- Pierotti SE, Brand RA, Gabel RH, Pedersen DR, Clarke WR: Are leg electromyogram profiles symmetrical? *Journal of Orthopaedic Research: Official Publication of the Orthopaedic Research Society* 1991;9:720–729. <https://doi.org/10.1002/jor.1100090512>
- Pink B: Information Paper: Defining Sport and Physical Activity, A Conceptual Model [Internet] 2008;Retrieved from [https://www.ausstats.abs.gov.au/ausstats/subscriber.nsf/0/5527537D36688787CA257508000F39D1/\\$File/4149055001_2008.pdf](https://www.ausstats.abs.gov.au/ausstats/subscriber.nsf/0/5527537D36688787CA257508000F39D1/$File/4149055001_2008.pdf)
- Plamondon R, Alimi AM: Speed/accuracy trade-offs in target-directed movements. *The Behavioral and Brain Sciences* 1997;20:279–303; discussion 303-349. <https://doi.org/10.1017/s0140525x97001441>
- Polivka BJ, Nickel JT, Wilkins JR: Urinary tract infection during pregnancy: a risk factor for cerebral palsy? *Journal of obstetric, gynecologic, and neonatal nursing: JOGNN* 1997;26:405–413. <https://doi.org/10.1111/j.1552-6909.1997.tb02722.x>
- Pope DP, Silman AJ, Cherry NM, Pritchard C, Macfarlane GJ: Association of occupational physical demands and psychosocial working environment with disabling shoulder pain. *Annals of the Rheumatic Diseases* 2001;60:852–858. 2001.
- Portaro S, Naro A, Cimino V, Maresca G, Corallo F, Morabito R, et al.: Risk factors of transient global amnesia: Three case reports. *Medicine* 2018;97:e12723. <https://doi.org/10.1097/MD.00000000000012723>
- Poulet Y, Brassart F, Simonetti E, Pillet H, Faupin A, Sauret C: Analyzing Intra-Cycle Velocity Profile and Trunk Inclination during Wheelchair Racing Propulsion. *Sensors* 2023;23:58. <https://doi.org/10.3390/s23010058>
- Pouliquen C: Evaluation de l'asymétrie articulaire et musculaire au cours d'exercices exhaustif en cyclisme: apports de l'approche expérimentale et de la modélisation musculosquelettique 2017;Rennes, Université rennes 2 - Haute Bretagne, 2017.

- Pouliquen C, Nicolas G, Bideau B, Garo G, Megret A, Delamarche P, et al.: Spatiotemporal analysis of 3D kinematic asymmetry in professional cycling during an incremental test to exhaustion. *Journal of Sports Sciences* 2018;36:2155–2163. <https://doi.org/10.1080/02640414.2018.1432066>
- Price MJ, Campbell IG: Effects of Spinal Cord Lesion Level upon Thermoregulation during Exercise in the Heat: *Medicine & Science in Sports & Exercise* 2003;35:1100–1107. <https://doi.org/10.1249/01.MSS.0000074655.76321.D7>
- Proessl F, Ketelhut NB, Rudroff T: No association of leg strength asymmetry with walking ability, fatigability, and fatigue in multiple sclerosis. *International Journal of Rehabilitation Research Internationale Zeitschrift Fur Rehabilitationsforschung Revue Internationale De Recherches De Readaptation* 2018;41:267–269. <https://doi.org/10.1097/MRR.0000000000000278>
- Pueyo R, Junqué C, Vendrell P, Narberhaus A, Segarra D: Neuropsychologic impairment in bilateral cerebral palsy. *Pediatric Neurology* 2009;40:19–26. <https://doi.org/10.1016/j.pediatrneurol.2008.08.003>
- Quittmann OJ, Abel T, Albracht K, Strüder H: Reliability of muscular activation patterns and their alterations during incremental handcycling in able-bodied participants. *Sports Biomechanics* 2019;20. <https://doi.org/10.1080/14763141.2019.1593496>
- Quittmann OJ, Abel T, Albracht K, Strüder HK: Biomechanics of all-out handcycling exercise: kinetics, kinematics and muscular activity of a 15-s sprint test in able-bodied participants. *Sports Biomechanics* 2022;21:1200–1223. <https://doi.org/10.1080/14763141.2020.1745266>
- Rahmani A, Samozino P, Morin J-B, Morel B: A Simple Method for Assessing Upper-Limb Force–Velocity Profile in Bench Press. *International Journal of Sports Physiology and Performance* 2018;13:200–207. <https://doi.org/10.1123/ijsp.2016-0814>
- Rankin JW, Kwarciak AM, Mark Richter W, Neptune RR: The influence of altering push force effectiveness on upper extremity demand during wheelchair propulsion. *Journal of Biomechanics* 2010;43:2771–2779. <https://doi.org/10.1016/j.jbiomech.2010.06.020>
- Rannama I, Port K, Bazanov B, Pedak K: Sprint cycling performance and asymmetry. *Journal of Human Sport and Exercise* 2015;10. <https://doi.org/10.14198/jhse.2015.10.Proc1.12>
- Rao SS, Bontrager EL, Gronley JK, Newsam CJ, Perry J: Three-dimensional kinematics of wheelchair propulsion. *IEEE transactions on rehabilitation engineering: a*

- publication of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society 1996;4:152–160. <https://doi.org/10.1109/86.536770>
- Read PJ, Michael Auliffe S, Wilson MG, Graham-Smith P: Lower Limb Kinetic Asymmetries in Professional Soccer Players With and Without Anterior Cruciate Ligament Reconstruction: Nine Months Is Not Enough Time to Restore “Functional” Symmetry or Return to Performance. *The American Journal of Sports Medicine* 2020;48:1365–1373. <https://doi.org/10.1177/0363546520912218>
- Richter WM: The effect of seat position on manual wheelchair propulsion biomechanics: a quasi-static model-based approach. *Medical Engineering & Physics* 2001;23:707–712. [https://doi.org/10.1016/s1350-4533\(01\)00074-1](https://doi.org/10.1016/s1350-4533(01)00074-1)
- Richter WM, Rodriguez R, Woods KR, Axelson PW: Consequences of a cross slope on wheelchair handrim biomechanics. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation* 2007;88:76–80. <https://doi.org/10.1016/j.apmr.2006.09.015>
- Rietveld T, Vegter RJK, van der Woude LHV, de Groot S: A newly developed hand rim for wheelchair tennis improves propulsion technique and efficiency in able-bodied novices. *Applied Ergonomics* 2022;104:103830. <https://doi.org/10.1016/j.apergo.2022.103830>
- Robinson RO, Herzog W, Nigg BM: Use of force platform variables to quantify the effects of chiropractic manipulation on gait symmetry. *Journal of Manipulative and Physiological Therapeutics* 1987;10:172–176. 1987.
- Rodgers MM, Gayle GW, Figoni SF, Kobayashi M, Lieh J, Glaser RM: Biomechanics of wheelchair propulsion during fatigue. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation* 1994;75:85–93. 1994.
- Rohman E, Steubs JT, Tompkins M: Changes in involved and uninvolved limb function during rehabilitation after anterior cruciate ligament reconstruction: implications for Limb Symmetry Index measures. *The American Journal of Sports Medicine* 2015;43:1391–1398. <https://doi.org/10.1177/0363546515576127>
- Routhier F, Vincent C, Desrosiers J, Nadeau S, Guerette C: Development of an obstacle course assessment of wheelchair user performance (OCAWUP): A content validity study. *Technology and Disability* 2004;16:19–31. <https://doi.org/10.3233/TAD-2004-16103>
- Sadeghi H: Local or global asymmetry in gait of people without impairments. *Gait & Posture* 2003;17:197–204. [https://doi.org/10.1016/s0966-6362\(02\)00089-9](https://doi.org/10.1016/s0966-6362(02)00089-9)

- Sadeghi H, Allard P, Duhaime M: Functional gait asymmetry in able-bodied subjects. *Human Movement Science* 1997;16:243–258. [https://doi.org/10.1016/S0167-9457\(96\)00054-1](https://doi.org/10.1016/S0167-9457(96)00054-1)
- Sadeghi H, Allard P, Prince F, Labelle H: Symmetry and limb dominance in able-bodied gait: a review. *Gait & Posture* 2000;12:34–45. [https://doi.org/10.1016/s0966-6362\(00\)00070-9](https://doi.org/10.1016/s0966-6362(00)00070-9)
- Sainburg RL: Evidence for a dynamic-dominance hypothesis of handedness. *Experimental Brain Research* 2002;142:241–258. <https://doi.org/10.1007/s00221-001-0913-8>
- Salehpour F, Bazzazi AM, Aghazadeh J, Hasanloei AV, Pasban K, Mirzaei F, et al.: What do You Expect from Patients with Severe Head Trauma? *Asian Journal of Neurosurgery* 2018;13:660–663. https://doi.org/10.4103/ajns.AJNS_260_16
- Samozino P, Morin J-B, Hintzy F, Belli A: A simple method for measuring force, velocity and power output during squat jump. *Journal of Biomechanics* 2008;41:2940–2945. <https://doi.org/10.1016/j.jbiomech.2008.07.028>
- Samozino P, Morin J-B, Hintzy F, Belli A: Jumping ability: a theoretical integrative approach. *Journal of Theoretical Biology* 2010;264:11–18. <https://doi.org/10.1016/j.jtbi.2010.01.021>
- Samozino P, Rejc E, Di Prampero PE, Belli A, Morin J-B: Optimal Force–Velocity Profile in Ballistic Movements—Altius. *Medicine & Science in Sports & Exercise* 2012;44:313–322. <https://doi.org/10.1249/MSS.0b013e31822d757a>
- Samozino P, Rejc E, di Prampero PE, Belli A, Morin J-B: Force–Velocity Properties’ Contribution to Bilateral Deficit during Ballistic Push-off. *Medicine & Science in Sports & Exercise* 2014;46:107–114. <https://doi.org/10.1249/MSS.0b013e3182a124fb>
- Samuelsson K, Larsson H, Tropp H: A wheelchair ergometer with a device for isokinetic torque measurement. *Scandinavian Journal of Rehabilitation Medicine* 1989;21:205–208. 1989.
- Sanchis-Moysi J, Idoate F, Dorado C, Alayón S, Calbet JAL: Large asymmetric hypertrophy of rectus abdominis muscle in professional tennis players. *PloS One* 2010;5:e15858. <https://doi.org/10.1371/journal.pone.0015858>
- Sanderson DJ, Sommer HJ: Kinematic features of wheelchair propulsion. *Journal of Biomechanics* 1985;18:423–429. 1985.

- Sannicandro I, Piccinno A, Rosa RA, Pascalis SD: Functional asymmetry in the lower limb professional soccer players. *British Journal of Sports Medicine* 2011;45:370–370. <https://doi.org/10.1136/bjsm.2011.084038.170>
- Sato K, Heise GD: Influence of weight distribution asymmetry on the biomechanics of a barbell back squat. *Journal of Strength and Conditioning Research* 2012;26:342–349. <https://doi.org/10.1519/JSC.0b013e318220e0a3>
- Sauret C: Cinétique et énergétique de la propulsion en fauteuil roulant manuel 2010;CLERMONT-FERRAND, UNIVERSITE BLAISE PASCAL, 2010.
- Sauret C, Bascou J, de Saint Rémy N, Pillet H, Vaslin P, Lavaste F: Assessment of field rolling resistance of manual wheelchairs. *Journal of Rehabilitation Research and Development* 2012;49:63–74. <https://doi.org/10.1682/jrrd.2011.03.0050>
- Sauret C, Vaslin P, Lavaste F, de Saint Remy N, Cid M: Effects of user's actions on rolling resistance and wheelchair stability during handrim wheelchair propulsion in the field. *Medical Engineering & Physics* 2013;35:289–297. <https://doi.org/10.1016/j.medengphy.2012.05.001>
- Sawka MN: Physiology of upper body exercise. *Exercise and Sport Sciences Reviews* 1986;14:175–211. 1986.
- Schantz P, Björkman P, Sandberg M, Andersson E: Movement and muscle activity pattern in wheelchair ambulation by persons with para-and tetraplegia. *Scandinavian Journal of Rehabilitation Medicine* 1999;31:67–76. <https://doi.org/10.1080/003655099444560>
- Schneider E, Chao EY: Fourier analysis of ground reaction forces in normals and patients with knee joint disease. *Journal of Biomechanics* 1983;16:591–601. [https://doi.org/10.1016/0021-9290\(83\)90109-4](https://doi.org/10.1016/0021-9290(83)90109-4)
- Schnorenberg AJ, Slavens BA, Wang M, Vogel LC, Smith PA, Harris GF: Biomechanical model for evaluation of pediatric upper extremity joint dynamics during wheelchair mobility. *Journal of Biomechanics* 2014;47:269–276. <https://doi.org/10.1016/j.jbiomech.2013.11.014>
- Sezer N, Akkuş S, Uğurlu FG: Chronic complications of spinal cord injury. *World Journal of Orthopedics* 2015;6:24–33. <https://doi.org/10.5312/wjo.v6.i1.24>
- Shimada SD, Robertson RN, Bonninger ML, Cooper RA: Kinematic characterization of wheelchair propulsion. *Journal of Rehabilitation Research and Development* 1998;35:210–218. 1998.

- Shiri R, Varonen H, Heliövaara M, Viikari-Juntura E: Hand dominance in upper extremity musculoskeletal disorders. *The Journal of Rheumatology* 2007;34:1076–1082. 2007.
- Sholihah Q, Hanafi AS, Bachri AA, Fauzia R: Ergonomics Awareness as Efforts to Increase Knowledge and Prevention of Musculoskeletal Disorders on Fishermen. *Aquatic Procedia* 2016;7:187–194. <https://doi.org/10.1016/j.aqpro.2016.07.026>
- Shorter KA, Polk JD, Rosengren KS, Hsiao-Wecksler ET: A new approach to detecting asymmetries in gait. *Clinical Biomechanics (Bristol, Avon)* 2008;23:459–467. <https://doi.org/10.1016/j.clinbiomech.2007.11.009>
- Sie IH, Waters RL, Adkins RH, Gellman H: Upper extremity pain in the postrehabilitation spinal cord injured patient. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation* 1992;73:44–48. 1992.
- van der Slikke RMA, Berger M a. M, Bregman DJJ, Lagerberg AH, Veeger HEJ: Opportunities for measuring wheelchair kinematics in match settings; reliability of a three inertial sensor configuration. *Journal of Biomechanics* 2015;48:3398–3405. <https://doi.org/10.1016/j.jbiomech.2015.06.001>
- van der Slikke RMA, de Witte AMH, Berger MAM, Bregman DJJ, Veeger DJHEJ: 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* 2018;13:1050–1058. <https://doi.org/10.1123/ijsp.2017-0641>
- Smak W, Neptune RR, Hull ML: The influence of pedaling rate on bilateral asymmetry in cycling. *Journal of Biomechanics* 1999;32:899–906. [https://doi.org/10.1016/S0021-9290\(99\)00090-1](https://doi.org/10.1016/S0021-9290(99)00090-1)
- Smith ER: Structural causes of ischemic and hemorrhagic stroke in children: moyamoya and arteriovenous malformations. *Current Opinion in Pediatrics* 2015;27:706. <https://doi.org/10.1097/MOP.0000000000000280>
- Soltau SL, Slowik JS, Requejo PS, Mulroy SJ, Neptune RR: An Investigation of Bilateral Symmetry During Manual Wheelchair Propulsion. *Frontiers in Bioengineering and Biotechnology* 2015;3. <https://doi.org/10.3389/fbioe.2015.00086>
- Sosnoff JJ, Rice IM, Hsiao-Wecksler ET, Hsu IMK, Jayaraman C, Moon Y: Variability in Wheelchair Propulsion: A New Window into an Old Problem. *Frontiers in Bioengineering and Biotechnology* 2015;3:105. <https://doi.org/10.3389/fbioe.2015.00105>

- Sprague RC, Martin JC, Davidson CJ, Farrar RP: Force-velocity and power-velocity relationships during maximal short-term rowing ergometry. *Medicine and Science in Sports and Exercise* 2007;39:358–364. <https://doi.org/10.1249/01.mss.0000241653.37876.73>
- Spratford W, Mellifont R, Burkett B: The influence of dive direction on the movement characteristics for elite football goalkeepers. *Sports Biomechanics* 2009;8:235–244. <https://doi.org/10.1080/14763140903229526>
- Stanley F, Blair E, Alberman E: *Cerebral Palsies: Epidemiology and Causal Pathways*, London, Mac Keith Press, 2000. London, Mac Keith Press, 2000.
- Stenberg J, Astrand PO, Ekblom B, Royce J, Saltin B: Hemodynamic response to work with different muscle groups, sitting and supine. *Journal of Applied Physiology* 1967;22:61–70. <https://doi.org/10.1152/jappl.1967.22.1.61>
- Sweis R, Biller J: Systemic Complications of Spinal Cord Injury. *Current Neurology and Neuroscience Reports* 2017;17:8. <https://doi.org/10.1007/s11910-017-0715-4>
- Tang W, Yu Q, Crits-Christoph P, Tu X: A New Analytic Framework for Moderation Analysis --- Moving Beyond Analytic Interactions. *Journal of data science : JDS* 2021;7 3. [https://doi.org/10.6339/JDS.2009.07\(3\).462](https://doi.org/10.6339/JDS.2009.07(3).462)
- Taylor D, Williams T: Sports injuries in athletes with disabilities: wheelchair racing. *Spinal Cord* 1995;33:296–299. <https://doi.org/10.1038/sc.1995.67>
- Thanvi B, Treadwell S, Robinson T: Early neurological deterioration in acute ischaemic stroke: predictors, mechanisms and management. *Postgraduate Medical Journal* 2008;84:412–417. <https://doi.org/10.1136/pgmj.2007.066118>
- Tomlinson JD: Managing Maneuverability and Rear Stability of Adjustable Manual Wheelchairs: An Update. *Physical Therapy* 2000;80:904–911. <https://doi.org/10.1093/ptj/80.9.904>
- Trudel G, Kirby RL, Ackroyd-Stolarz SA, Kirkland S: Effects of rear-wheel camber on wheelchair stability. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation* 1997;78:78–81. [https://doi.org/10.1016/s0003-9993\(97\)90014-9](https://doi.org/10.1016/s0003-9993(97)90014-9)
- Tsepis E, Giakas G, Vagenas G, Georgoulis A: Frequency content asymmetry of the isokinetic curve between ACL deficient and healthy knee. *Journal of Biomechanics* 2004;37:857–864. <https://doi.org/10.1016/j.jbiomech.2003.11.009>
- Turner A, Brazier J, Bishop C, Chavda S, Cree J, Read P: Data Analysis for Strength and Conditioning Coaches: Using Excel to Analyze Reliability, Differences, and Relationships. *Strength & Conditioning Journal* 2015;37:76. <https://doi.org/10.1519/SSC.0000000000000113>

- Tweedy SM: Taxonomic Theory and the ICF: Foundations for a Unified Disability Athletics Classification. *Adapted physical activity quarterly: APAQ* 2002;19:220–237. <https://doi.org/10.1123/apaq.19.2.220>
- Tweedy SM, Mann D, Vanlandewijck YC: Research needs for the development of evidence-based systems of classification for physical, vision, and intellectual impairments [Internet]; in : *Training and Coaching the Paralympic Athlete*. John Wiley & Sons, Ltd, 2016, pp 122–149. <https://doi.org/10.1002/9781119045144.ch7>
- UCI IPC: UCI cycling regulations, part 16 para-cycling 2022;2022.
- Usma-Alvarez CC, Fuss FK, Subic A: Effects of rugby wheelchair design on output velocity and acceleration. *Procedia Engineering* 2011;13:315–321. <https://doi.org/10.1016/j.proeng.2011.05.091>
- Vagenas G, Hoshizaki B: Functional Asymmetries and Lateral Dominance in the Lower Limbs of Distance Runners. *Journal of Applied Biomechanics* 1991;7:311–329. <https://doi.org/10.1123/ijsb.7.4.311>
- Vagenas G, Hoshizaki B: A Multivariable Analysis of Lower Extremity Kinematic Asymmetry in Running. *International Journal of Sport Biomechanics* 1992;8:11–29. <https://doi.org/10.1123/ijsb.8.1.11>
- Vagenas G, Hoshizaki TB: Optimization of an Asymmetrical Motor Skill: Sprint Start. *Journal of Applied Biomechanics* 1986;2:29–40. <https://doi.org/10.1123/ijsb.2.1.29>
- Vanderthommen M, Francaux M, Johnson D, Dewan M, Lewyckyj Y, Sturbois X: Measurement of the power output during the acceleration phase of all-out arm cranking exercise. *International Journal of Sports Medicine* 1997;18:600–606. <https://doi.org/10.1055/s-2007-972688>
- Vandewalle H, Peres G, Heller J, Panel J, Monod H: Force-velocity relationship and maximal power on a cycle ergometer. *European Journal of Applied Physiology and Occupational Physiology* 1987;56:650–656. <https://doi.org/10.1007/BF00424805>
- Vandewalle H, Pérès G, Sourabié B, Stouvenel O, Monod H: Force-velocity relationship and maximal anaerobic power during cranking exercise in young swimmers. *International Journal of Sports Medicine* 1989;10:439–445. <https://doi.org/10.1055/s-2007-1024940>
- Vanlandewijck Y, Theisen D, Daly D: Wheelchair propulsion biomechanics: implications for wheelchair sports. *Sports Medicine (Auckland, NZ)* 2001;31:339–367. 2001.

- Vanlandewijck Y, Theisen D, Spaepen A: Le cycle de propulsion : biomécanique, cinétique et cinématique [Internet]. 1997 [cited 2023 Aug 29]; Retrieved from <https://dial.uclouvain.be/pr/boreal/object/boreal:248031>
- Vanlandewijck YC, Spaepen AJ, Lysens RJ: Wheelchair propulsion: functional ability dependent factors in wheelchair basketball players. *Scandinavian Journal of Rehabilitation Medicine* 1994;26:37–48. 1994.
- Vanlandewijck YC, Verellen J, Beckman E, Connick M, Tweedy SM: Trunk strength effect on track wheelchair start: implications for classification. *Medicine and Science in Sports and Exercise* 2011;43:2344–2351. <https://doi.org/10.1249/MSS.0b013e318223af14>
- Veeger D, van der Woude LH, Rozendal RH: The effect of rear wheel camber in manual wheelchair propulsion. *Journal of Rehabilitation Research and Development* 1989a;26:37–46. 1989.
- Veeger HE, Meershoek LS, van der Woude LH, Langenhoff JM: Wrist motion in handrim wheelchair propulsion. *Journal of Rehabilitation Research and Development* 1998;35:305–313. 1998.
- Veeger HE, Van der Helm FC, Van der Woude LH, Pronk GM, Rozendal RH: Inertia and muscle contraction parameters for musculoskeletal modelling of the shoulder mechanism. *Journal of Biomechanics* 1991;24:615–629. [https://doi.org/10.1016/0021-9290\(91\)90294-w](https://doi.org/10.1016/0021-9290(91)90294-w)
- Veeger HE, van der Woude LH, Rozendal RH: Wheelchair propulsion technique at different speeds. *Scandinavian Journal of Rehabilitation Medicine* 1989b;21:197–203. 1989.
- Veeger HEJ, Lute EMC, Roeleveld K, van der Woude LHV: Differences in performance between trained and untrained subjects during a 30-s sprint test in a wheelchair ergometer. *European Journal of Applied Physiology and Occupational Physiology* 1992;64:158–164. <https://doi.org/10.1007/BF00717954>
- Veeger HEJ, Rozendaal LA, van der Helm FCT: Load on the shoulder in low intensity wheelchair propulsion. *Clinical Biomechanics (Bristol, Avon)* 2002;17:211–218. [https://doi.org/10.1016/s0268-0033\(02\)00008-6](https://doi.org/10.1016/s0268-0033(02)00008-6)
- Vegter RJK, Lamoth CJ, de Groot S, Veeger DHEJ, van der Woude LHV: Variability in bimanual wheelchair propulsion: consistency of two instrumented wheels during handrim wheelchair propulsion on a motor driven treadmill. *Journal of Neuroengineering and Rehabilitation* 2013;10:9. <https://doi.org/10.1186/1743-0003-10-9>

- Vegter RJK, Mason BS, Sporrel B, Stone B, Van Der Woude LHV, Goosey-Tolfrey VL: Crank fore-aft position alters the distribution of work over the push and pull phase during synchronous recumbent handcycling of able-bodied participants. *PLOS ONE* 2019;14:e0220943. <https://doi.org/10.1371/journal.pone.0220943>
- Vieira LHP, de Souza Serenza F, de Andrade VL, de Paula Oliveira L, Mariano FP, Santana JE, et al.: Kicking Performance and Muscular Strength Parameters with Dominant and Nondominant Lower Limbs in Brazilian Elite Professional Futsal Players. *Journal of Applied Biomechanics* 2016;32:578–585. <https://doi.org/10.1123/jab.2016-0125>
- Warner MB, Wilson D, Heller MO, Wood D, Worsley P, Mottram S, et al.: Scapular kinematics in professional wheelchair tennis players. *Clinical Biomechanics (Bristol, Avon)* 2018;53:7–13. <https://doi.org/10.1016/j.clinbiomech.2018.01.022>
- Webster KE, Austin DC, Feller JA, Clark RA, McClelland JA: Symmetry of squatting and the effect of fatigue following anterior cruciate ligament reconstruction. *Knee surgery, sports traumatology, arthroscopy: official journal of the ESSKA* 2015;23:3208–3213. <https://doi.org/10.1007/s00167-014-3121-3>
- Wei S, Huang S-L, Jiang C-J, Chiu J-C: Wrist kinematic characterization of wheelchair propulsion in various seating positions: implication to wrist pain. *Clinical Biomechanics (Bristol, Avon)* 2003;18:S46-52. [https://doi.org/10.1016/s0268-0033\(03\)00084-6](https://doi.org/10.1016/s0268-0033(03)00084-6)
- Weissland T, Marais G, Robin H, Vanvelcenaher J, Pelayo P: Relationship in humans between spontaneously chosen crank rate and power output during upper body exercise at different levels of intensity. *European Journal of Applied Physiology and Occupational Physiology* 1999;79:230–236. <https://doi.org/10.1007/s004210050500>
- White MJ: Hemispheric asymmetries in tachistoscopic information-processing. *British Journal of Psychology (London, England: 1953)* 1972;63:497–508. <https://doi.org/10.1111/j.2044-8295.1972.tb01299.x>
- Winiarski S, Dubiel-Wuchowicz K, Rutkowska-Kucharska A: Symmetry of support scull and vertical position stability in synchronized swimming. *Acta of Bioengineering and Biomechanics* 2013;15:113–122. 2013.
- Winter DA, Yack HJ: EMG profiles during normal human walking: stride-to-stride and inter-subject variability. *Electroencephalography and Clinical Neurophysiology* 1987;67:402–411. [https://doi.org/10.1016/0013-4694\(87\)90003-4](https://doi.org/10.1016/0013-4694(87)90003-4)

- Wong MS, Cheng CY, Ng BKW, Lam TP, Sin SW, Lee-Shum LF, et al.: The effect of rigid versus flexible spinal orthosis on the gait pattern of patients with adolescent idiopathic scoliosis. *Gait & Posture* 2008;27:189–195. <https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2007.03.007>
- Woolf AD: The Bone and Joint Decade 2000–2010. *Annals of the Rheumatic Diseases* 2000;59:81–82. <https://doi.org/10.1136/ard.59.2.81>
- van der Woude LH, Veeger DJ, Rozendal RH, Sargeant TJ: Seat height in handrim wheelchair propulsion. *Journal of Rehabilitation Research and Development* 1989a;26:31–50. 1989.
- van der Woude LH, Veeger HE, Dallmeijer AJ, Janssen TW, Rozendaal LA: Biomechanics and physiology in active manual wheelchair propulsion. *Medical Engineering & Physics* 2001;23:713–733. [https://doi.org/10.1016/s1350-4533\(01\)00083-2](https://doi.org/10.1016/s1350-4533(01)00083-2)
- van der Woude LH, Veeger HE, Rozendal RH: Propulsion technique in hand rim wheelchair ambulation. *Journal of Medical Engineering & Technology* 1989b;13:136–141. <https://doi.org/10.3109/03091908909030214>
- van der Woude LH, Veeger HE, Rozendal RH, Sargeant AJ: Optimum cycle frequencies in hand-rim wheelchair propulsion. *Wheelchair propulsion technique. European Journal of Applied Physiology and Occupational Physiology* 1989c;58:625–632. <https://doi.org/10.1007/BF00418509>
- van der Woude LHV, de Groot S, Janssen TWJ: Manual wheelchairs: Research and innovation in rehabilitation, sports, daily life and health. *Medical Engineering & Physics* 2006;28:905–915. <https://doi.org/10.1016/j.medengphy.2005.12.001>
- Yang Y-S, Koontz AM, Triolo RJ, Mercer JL, Boninger ML: Surface electromyography activity of trunk muscles during wheelchair propulsion. *Clinical Biomechanics* (Bristol, Avon) 2006;21:1032–1041. <https://doi.org/10.1016/j.clinbiomech.2006.07.006>
- Ziegler-Graham K, MacKenzie EJ, Ephraim PL, Travison TG, Brookmeyer R: Estimating the prevalence of limb loss in the United States: 2005 to 2050. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation* 2008;89:422–429. <https://doi.org/10.1016/j.apmr.2007.11.005>
- Zifchock RA, Davis I, Higginson J, Royer T: The symmetry angle: a novel, robust method of quantifying asymmetry. *Gait & Posture* 2008;27:622–627. <https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2007.08.006>

Zivkovic MZ, Djuric S, Cuk I, Suzovic D, Jaric S: Muscle Force-Velocity Relationships Observed in Four Different Functional Tests. *Journal of Human Kinetics* 2017;56:39–49. <https://doi.org/10.1515/hukin-2017-0021>

Remerciements

Je souhaite remercier Dr Elena Bergamini et Pr Félix Chénier d'avoir accepté d'être les rapporteurs de cette thèse. Je suis très honoré que mes travaux soient passés sous le regard de votre expertise.

Pour avoir accepté d'être examinateur au sein de mon jury, je remercie Pr Bruno Watier et Pr François Genêt. Merci à Dr Joseph Bascou pour la même raison, mais aussi pour le temps que tu as pu m'accorder, ton aide et ta générosité.

Je souhaite également remercier la Fédération Française Handisport, les entraîneurs, les parasportif(ve)s et les sportif(ve)s valides qui ont donné de leur temps pour participer aux protocoles expérimentaux.

Pour que ce travail de thèse puisse voir le jour, il faut être bien encadré et pour cela, je souhaite remercier Arnaud Faupin mon directeur de thèse, qui malgré un emploi du temps bien chargé a toujours su trouver le temps pour relire mes travaux, me conseiller et m'aider au cours de ces 3 années thèse. Ta gentillesse, ta patience, et ton investissement dans tout ce que tu entreprends font de toi un directeur de thèse exemplaire et une personne que je respecte énormément.

Je souhaite remercier également Thierry Weissland d'avoir été là dès le début de mon parcours universitaire à Amiens. Je pense ne pas me tromper en disant que tu as joué un rôle primordial dans les choix et les événements qui ont construit ma carrière universitaire et professionnelle. Merci pour la codirection de cette thèse et pour ton implication dans la relecture et la critique de mes travaux de recherche, merci d'avoir toujours été de bon conseil et de m'avoir fait une place dans ton bureau. Tu es une personne que j'apprécie sincèrement.

Merci à Éric Watelain d'avoir co-encadré cette thèse et d'avoir fait preuve d'une disponibilité et d'une rigueur sans faille dans la relecture de mes travaux.

Merci à Didier Pradon de m'avoir fait découvrir ton métier et d'avoir tout mis en œuvre pour que je puisse l'exercer à mon tour. Ta bienveillance, parfois bien dissimulée, n'a d'égale que ton caractère très singulier.

J'aimerai également remercier, les Garchois du laboratoire d'analyse du mouvement, notamment Céline, Samuel, Théo, Thomas et Yvan, qui avant que ce travail de thèse ne commence, ont su m'apporter de nombreuses connaissances et des discussions très enrichissantes.

Merci à la « team Faupin » du labo IAPS et plus particulièrement à Ilona, Opale et Sadate pour nos discussions, votre humour, votre sympathie et pour l'aide que vous m'avez apportée, professionnellement et personnellement. Je suis très heureux d'avoir pu travailler avec des personnes telles que vous.

Merci à Lucie qui malgré la distance a su être présente dans tous les moments aussi bien faciles que difficiles. La sagesse de tes conseils a toujours su éclaircir mes doutes et mes pensées.

Merci à ma famille et mes amis d'avoir toujours cru en moi. Merci à ma mère et à mon père d'être des parents formidables, qui me soutiennent dans mes choix.

Et enfin merci à ceux que j'oublie pour ce que j'ai oublié.

Remerciements

Florian BRASSART

Laboratoire Jeunesse - Activité Physique et Sportive - Santé (JAP2S),
Université de Toulon.

**Analyse des asymétries dynamiques et fonctionnelles des
membres supérieurs des parasportifs en fauteuil roulant manuel**

Résumé

L'objectif de ce travail de thèse est de quantifier et d'analyser des asymétries biomécaniques et physiologiques des membres supérieurs des parasportifs ayant une déficience motrice et utilisant principalement le haut du corps dans leur locomotion sportive ou quotidienne. 54 parasportifs de 6 disciplines et 42 sportifs valides de 15 disciplines ont été inclus pour la partie expérimentale. Tous ont effectué un test sur ergomètre balistique. Seuls les parasportifs ont réalisé deux tests sur ergomètre à manivelles et un test en fauteuil roulant avec centrales inertielles. Les variables étudiées étaient la force, la vitesse et la puissance. Les asymétries ont été quantifiées sur des mouvements dynamiques demandant différents niveaux de technicité, et comparées en fonction de la nature de l'exercice, des caractéristiques physiques et de la spécialité sportive des participants. Les résultats ont suggéré que l'ensemble des parasportifs sont plus asymétriques que les sportifs valides, mais les capacités abdominales, absentes chez certains parasportifs, n'ont pas d'impact sur les asymétries de forces des membres supérieurs. La nature de l'exercice : maximal court (anaérobie), intermittent-répétés et long (aérobie) semble impacter l'asymétrie, mais les résultats varient entre les participants. L'asymétrie mesurée n'est pas corrélée entre les différents tests. Ce travail confirme l'importance de prendre en compte l'asymétrie inter-membre chez les parasportifs, dans l'évaluation et l'individualisation de la préparation à la performance et à la prévention des blessures.

Mots clés : Biomécanique, asymétrie, parasportif, ergomètre à manivelle, ergomètre balistique, centrales inertielles.

Analysis of dynamic and functional asymmetries of manual wheelchair para-athletes' upper limbs

Abstract

This thesis aims to quantify and analyze upper limb biomechanical and physiological asymmetries in parasport athletes with motor deficiencies, who predominantly rely on their upper body for both sporting and daily locomotion. The experimental component encompassed 54 parasport athletes from 6 sport disciplines and 42 able-bodied athletes from 15 sport disciplines. All participants undertook a test on a ballistic ergometer, while only the parasport athletes completed two crank ergometer tests and a wheelchair test equipped with inertial measurement units. The primary variables of interest were strength, speed, and power. Asymmetries were assessed during dynamic movements of varying technical demands and were compared based on the exercise type, physical attributes, and the athletes' specific sports. The findings indicate that most of parasport athletes exhibit greater asymmetry than their able-bodied counterparts. However, the absence of abdominal capacities in certain parasport athletes does not influence upper limb force asymmetries. The nature of the exercise—whether short maximal (anaerobic), intermittent-repetitive, or prolonged (aerobic)—appears to influence asymmetry, though results differ among participants. Notably, the asymmetry measured was not consistent across different tests. This work confirms the importance of considering inter-limb asymmetry in parasports, for assessment and individualization in performance preparation and injury prevention.

Keywords: Biomechanics, asymmetry, para-athletes, ballistic ergometer, crank ergometer, inertial measurement units.