



HAL
open science

Analyses biomécanique et physiologique des modes de propulsion synchrone et asynchrone chez les basketteurs en fauteuil roulant manuel

Marjolaine Astier

► To cite this version:

Marjolaine Astier. Analyses biomécanique et physiologique des modes de propulsion synchrone et asynchrone chez les basketteurs en fauteuil roulant manuel. Education. COMUE Université Côte d'Azur (2015 - 2019), 2019. Français. NNT : 2019AZUR4059 . tel-02628536

HAL Id: tel-02628536

<https://theses.hal.science/tel-02628536>

Submitted on 26 May 2020

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

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

THÈSE DE DOCTORAT

Analyses biomécanique et physiologique des modes de propulsion synchrone et asynchrone chez les basketteurs en fauteuil roulant manuel

Marjolaine ASTIER

Laboratoire Motricité Humaine Expertise Sport Santé

**Présentée en vue de l'obtention
du grade de docteur en
Science du Mouvement Humain
de l'Université Côte d'Azur**

Dirigée par :

M. Jean Marc Vallier, PU

Co-encadrée par :

M. Arnaud Faupin, MCF / M. Éric
Watelain, MCF-HDR

Soutenue le : 24 Septembre 2019

Devant le jury, composé de :

Mme Pascale Duché, PU, U Toulon, *présidente*

M. Félix Chénier, PU-Canada, UQAM, *rapporteur*

M. François Genêt, PU-PH, U Versailles-Saint-Quentin, *rapporteur*

Mme Caroline Cohen, MCF, Ecole Polytechnique, *examineur*

M. Joseph Bascou, PhD, INI-CERAH, *examineur*

M. Jean Marc Vallier, PU, U Toulon, *directeur de thèse*

M. Arnaud Faupin, MCF, U Toulon, *co-directeur de thèse*

M. Éric Watelain, MCF-HDR, U Toulon, *co-directeur de thèse*

Mme Mai-Anh Ngo, Ingénieur de recherche CNRS, Docteur, HDR de
droit privé, *invité*

*Ce travail de thèse est dédié à
la région Provence Alpes Côtes d'Azur et
au Comité Régional Handisport Provence Alpes Côtes d'Azur
qui ont financé ce projet de thèse.*

Résumé

Le handibasket est pratiqué par des sportifs en Fauteuil Roulant Manuel (FRM) dont la déficience a un impact direct sur leurs capacités physiques et leurs performances. L'évaluation des capacités physiques des sportifs est un élément essentiel du suivi de leur entraînement, leur permettant de maintenir voire améliorer leurs performances et de limiter les risques de blessures. Si nous savons que les athlètes utilisent principalement deux modes de propulsion (Synchrone - Syn - et Asynchrone - Asy), peu d'études ont porté sur leur analyse comparée chez des handisportifs et la majorité d'entre elles ont été réalisées en laboratoire, avec des sujets sains. Or, nous disposons de très peu d'études comparées laboratoire - terrain et valides - handisportifs permettant d'affirmer que les tests effectués en laboratoire, de surcroît sur des sujets sains, sont représentatifs de la réalité de la pratique handisport sur le terrain.

Ainsi, cette thèse a pour objectif d'étudier les différentes techniques de propulsion en FRM chez des handisportifs dans l'optique de contribuer à améliorer la performance et de réduire les facteurs de risque de blessures liés aux contraintes de la discipline.

Pour cela, la première étape a consisté à comparer les réponses physiologiques et biomécaniques de la propulsion Asy entre le tapis roulant et le terrain. Nous avons montré que l'analyse de la propulsion Asy n'est pas préconisée sur un tapis roulant car il ne reproduit pas fidèlement les conditions de terrain, notamment à cause des mouvements de steering plus important pour ce mode de propulsion, correspondant aux mouvements latéraux du FRM, qui est neutralisé par le maintien du FRM sur le tapis roulant. Or, ce steering sur le terrain oblige l'athlète à corriger sa trajectoire pour qu'elle soit la plus rectiligne possible. Nous avons montré que la dépense énergétique est alors plus importante et que certains paramètres biomécaniques sont modifiés par rapport à une propulsion sur le tapis roulant où le steering est neutralisé. Nous émettons l'hypothèse qu'en fonction de ses capacités résiduelles, l'athlète utilise de manière accrue ses muscles du tronc pour assurer sa stabilité posturale lors du mode Asy.

Ensuite, une comparaison des deux modes de propulsion a été réalisée sur le terrain lors de trois types de tests : *premièrement*, lors de tests sous-maximaux (session de 4 min à 8 km.h⁻¹), *deuxièmement*, lors de tests d'endurance progressif type Vameval permettant de mesurer la capacité aérobie des athlètes, *et enfin* lors de sprints permettant de mesurer la capacité anaérobie des athlètes. Les résultats montrent que la propulsion Asy augmente les paramètres temporels (temps de recouvrement et temps de cycle) ainsi que l'efficacité de la propulsion alors que la propulsion Syn semble permettre d'atteindre des vitesses plus élevées et davantage à risque de développer des blessures.

Enfin, à l'aide d'un ergomètre instrumenté FRET couplé à un système d'analyse du mouvement, nous avons également quantifié l'effet de ces deux modes de propulsion sur la symétrie et les mouvements du tronc. Pour cela, nous avons choisi d'analyser l'influence des modes de propulsion Syn et Asy lors du démarrage et lors de la propulsion à vitesse stabilisée,

chez des sujets sportifs. Les résultats montrent que la propulsion Asy induit plus d'asymétrie par rapport à la propulsion Syn. Les mouvements médio-latéraux du tronc associés aux amplitudes de déplacement du centre de gravité supérieure dans le plan médio-latéral ainsi qu'aux mouvements de steering plus importants observés lors du mode Asy suggèrent une plus grande instabilité posturale et une activité musculaire accrue des muscles du tronc.

Ainsi, au regard de ces résultats, en fonction des capacités physiques de l'athlète, des phases de jeux et de la période d'entraînement, il serait plus recommandé de choisir l'un ou l'autre des modes de propulsion. L'amélioration des performances lors de la propulsion en ligne droite et sans ballon, nous semble passer par l'utilisation de la propulsion Syn alors que la propulsion Asy serait à préconiser pour la prévention des blessures et la récupération.

Mots clés : mode de propulsion, biomécanique, fauteuil roulant manuel, tests de terrain, handibasket

Abstract

Wheelchair basketball (WB) is practiced by sportsmen in Manual Wheelchair (MWC) whose deficiency has a direct impact on their physical capacities and their performances. The evaluation of the physical capacities of the athletes is an essential element of the follow-up of their training, allowing them to maintain or improve their performances and to limit the risks of injuries. Although we know that the athletes use mainly two modes of propulsion (Synchronous - Syn - and Asynchronous - Asy), few studies have focused on their comparative analysis in WB players and most of them have been carried out in the laboratory, with healthy subjects. However, we have very few studies comparing laboratory - field and valid – WB players allowing to affirm that the tests carried out in the laboratory, in addition on healthy subjects, are representative of the reality of the WB practice in the field.

Thus, this thesis aims to study the various techniques of MWC propulsion with WB players to help improve performance and reduce the risk of injuries' factors related to the constraints of discipline.

For this, the first step was to compare the physiological and biomechanical responses of Asy propulsion between the treadmill and the field. We have shown that the analysis of the Asy propulsion is not recommended on a treadmill because it does not completely reproduce the ground conditions, in particular because of the greater steering movements for this mode of propulsion, corresponding to the lateral movements of the MWC, which is neutralized by the attach of the MWC on the treadmill. However, on the field, this steering makes the athlete to correct his trajectory to be as straight as possible. We found that the energy cost is higher and that some biomechanical parameters are modified compared to a propulsion on the treadmill where the steering is neutralized. We hypothesize that, depending on his residual abilities, the athlete uses his trunk muscles more intensively to ensure his postural stability during Asy mode of propulsion.

Then, a comparison of the two modes of propulsion was carried out in the field during three types of tests: *firstly*, during submaximal tests (session of 4 min at 8 km.h⁻¹), *secondly*, during progressive endurance test like Vameval to measure the aerobic capacity of athletes, and *finally* during sprints to measure the anaerobic capacity of athletes. The results show that the Asy propulsion increases the time parameters (recovery time and cycle time) as well as the efficiency of the propulsion while the Syn propulsion seems to be more efficient and more at risk of developing injuries.

Finally, using a FRET instrumented ergometer coupled to a motion analysis system, we also quantified the effect of these two modes of propulsion on symmetry and trunk movements. For this, we chose to analyze the influence of Syn and Asy propulsion mode during start-up and during steady state propulsion, with sport subjects. The results show that Asy propulsion induces more asymmetry compared to Syn propulsion. Medial-lateral trunk movements associated with medial-lateral superior amplitudes of center of pression displacement and

higher steering movements observed in the Asy mode suggest greater postural instability and increased muscular trunk activity.

Thus, in view of these results, depending on the physical abilities of the athlete, the game phases and the training period, it would be more recommended to choose one or other of the propulsion modes. The improvement of the performances during the propulsion in straight line and without ball, seems to us to pass by using the Syn mode of propulsion whereas the Asy propulsion would be to recommend for the prevention of the injuries and the recovery.

Keywords: propulsion mode, biomechanical, manual wheelchair, field test, wheelchair basketball

Remerciements

De nombreuses personnes ont participé et œuvré, de près ou de loin, à l'aboutissement de ce travail, je tiens ici à les remercier.

Je remercie le Professeur Félix Chénier et le Professeur François Genêt de m'avoir fait l'honneur d'être rapporteurs de cette thèse et d'accepter de donner de leur temps pour critiquer et juger ce travail.

Je remercie également le Professeur Pascale Duché d'avoir accepté la présidence de ce jury et de m'apporter son expertise.

Merci à Caroline Cohen et Joseph Bascou d'avoir accepté de faire partie de mon jury de thèse.

Je remercie particulièrement la région PACA, principal financeur de ce projet, ainsi que le Comité Régional Handisport PACA, sans qui ce travail de thèse n'aurait pas pu voir le jour.

Merci à toute l'équipe de l'UFR STAPS de Toulon pour leur accueil durant cette période, en particulier les collègues étudiants et enseignants qui m'auront grandement épaulé dans la conduite de ce travail.

Mes remerciements s'adressent ensuite à Jean-Marc, mon directeur de thèse. Merci pour ta patience, ta disponibilité et ton suivi permanent. La justesse de tes remarques ainsi que tes qualités humaines ont permis d'améliorer grandement la qualité de ces travaux et ont fait que cette expérience de quatre ans a été extrêmement positive pour moi.

Arnaud, que dire ? Merci, merci, merci ! Merci de m'avoir suivie dans cette grande aventure, depuis ... très longtemps ! Tu as su trouver les mots pour me convaincre de poursuivre mon travail en thèse malgré mon entrée dans la vie active, puis tout au long de ce travail de thèse, je compte 8 ans de soutien sans faille. Merci d'avoir répondu à mes questions, d'avoir relu et corrigé chacun des documents rédigés (et il y en a eu beaucoup !), de m'avoir rassurée ou poussée quand il le fallait. Merci d'avoir cru en moi et en mes capacités. Merci de m'avoir aidée à mettre un pied dans le monde handisport. Je peux, sans aucun doute, attester de ton excellente capacité à encadrer une thèse et un doctorant tant sur le plan scientifique que personnel.

Éric, merci d'avoir accepté de codiriger ce travail de thèse. Merci pour tes encouragements et pour ta disponibilité, ta bienveillance, ton efficacité et tes conseils éclairés remarquables. Merci d'avoir toujours été présent sur les manip et d'avoir lu, relu et corrigé avec pertinence et constance les innombrables versions de toutes mes productions, articles, communications...

Je remercie également Thierry Weissland et Didier Pradon. Merci pour votre expertise, votre disponibilité et votre implication dans mon travail, qui a commencé bien avant la thèse.

Joseph, merci d'avoir accepté d'être mon parrain de thèse. Merci pour ta disponibilité, ta patience et ta pédagogie. Merci de m'avoir accueillie au CERAH et de m'avoir épaulé lors de

ma dernière manip avec Christophe Sauret. Merci à vous deux de m'avoir accordé votre aide et votre expertise.

Cette thèse n'aurait jamais pu voir le jour sans l'ensemble des personnes ayant participé à ces expérimentations. Leur implication, leur confiance et leur intérêt sont l'essence même de ce travail. Ainsi, Mesdames, Messieurs, pour tout cela, Merci !

Une pensée pour tous mes proches, famille ou amis, pour lesquels je n'ai pas toujours été très présente ces derniers temps... J'espère que l'avenir m'accordera un peu plus de temps à passer auprès de vous. Sachez en tout cas que vous n'avez pas quitté mes pensées malgré la distance !

Merci à mes parents, Claire et Jean-Louis, ainsi qu'à mes sœurs, Caroline, Clémentine et Bérangère, pour votre soutien et pour avoir contribué à faire de moi ce que je suis.

Sada, je ne trouve pas de mot suffisamment fort pour te dire à quel point je te remercie. Merci d'avoir pensé que mon travail était important, à travers tes yeux, cela m'aura permis d'y croire un peu plus. Merci de t'y être autant impliqué, ton aide aura été précieuse. Une page importante se tourne pour nous aujourd'hui, mais je sais que la suivante sera encore plus belle...

Merci à Issa pour le bonheur quotidien que tu nous apportes.

Liste des publications et communications

Publications dans des revues à comité de lecture HCERES et/ou ISI

1. **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* (2017, 21(1), 43-51, SJR : 0,321). DOI 10.1007/s12283-017-0245-y
2. **Astier M**, Watelain E, Borel B, Weissland T, Vallier JM, 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(6), 181-188, IF : 0,327). DOI 10.1016/j.scispo.2016.08.002

Publications soumises dans des revues à comité de lecture HCERES et/ou ISI

1. **Astier M**, Vallier JM, Watelain E, Faupin A. Physiological and biomechanical responses of the Synchronous vs Asynchronous propulsion modes for Wheelchair Basketball Players. *Sports biomechanics.* (soumis le 02 Juillet 2019)
2. **Astier M**, Combet M, Watelain E, Vallier JM, Faupin A. Influence of propulsion mode on mechanical parameters symmetry among wheelchair basketball players. *Science & sports.* (soumis le 01 Avril 2019)
3. **Astier M**, Vallier JM, Watelain E, Faupin A. Comparison of the asynchrone propulsion mode during a field vs treadmill test for Manual Wheelchair Basketball Players. *Sports Biomechanics.* (soumis le 02 Avril 2019)

Communications dans les congrès avec comité de lecture et publications d'actes

1. **Astier M**, Watelain E, Vallier JM, Faupin A. A physiological and biomechanical comparison of over-ground and treadmill during asynchronous wheelchair propulsion. *12^{ème} International Society of Physical and Rehabilitation Medicine World congress. Annals Phys Rehab Med 61S (2018) e1–e102. (communication orale)*
2. **Astier M**, Bascou J, Sauret C, Combet M, Watelain E, Vallier JM, Faupin A. Etude de cas : analyse biomécanique de deux modes de propulsion lors du démarrage et à vitesse stabilisée en fauteuil roulant manuel. *19^{ème} journées francophones en activités physiques adaptées. Science & Sports (2018) 33, S71. (communication orale)*
3. Combet M, **Astier M**, Watelain E, Vallier JM, Pradon D, Faupin A. Étude de la performance et du risque de blessures lors de la propulsion en fauteuil roulant manuel avec raquette de tennis. *19^{ème} journées francophones en activités physiques adaptées. Science & Sports (2018) 33, S53. (communication orale)*
4. Alberca I, Combet M, **Astier M**, Watelain E, Pradon D, Faupin A. Apprentissage des propulsions synchrone et asynchrone en fauteuil roulant manuel. *19^{ème} journées francophones en activités physiques adaptées. Science & Sports (2018) 33, P6. (communication affichée)*

Communications scientifiques internationales

1. **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. *44^{ème} congrès international de la Société de Biomécanique. Poitiers, 28-30 Octobre 2019 (communication orale).*
2. Alberca I, Chénier F, **Astier M**, Pradon D, Faupin A. Analyse de l'impact de l'asymétrie lors de la propulsion avec raquette de badminton. *18^{ème} congrès international de l'ACAPS. Paris, 29-31 Octobre 2019 (communication orale).*
3. **Astier M**, Chénier F, Watelain E, Vallier JM, Pradon D, Faupin A. Performance and risk of injury during manual wheelchair propulsion with a tennis racket. *Congrès VISTA 2019. Amsterdam, 4-7 Septembre 2019 (communication affichée).*
4. Bakatchina S, Pradon D, **Astier M**, Weissland T, Faupin A. Sprint speed and propulsion asymmetry in wheelchair rugby. *Congrès VISTA 2019. Amsterdam, 4-7 Septembre 2019 (communication affichée).*
5. Faupin A, **Astier M**, Combet M. Analyse de la symétrie bilatérale lors de la propulsion asynchrone en fauteuil roulant chez des sujets experts. *17^{ème} congrès international de l'ACAPS. Dijon, 29-31 Octobre 2017 (communication orale).*
6. **Astier M**, Watelain E, Vallier JM, Faupin A. Tests de terrain vs tests en laboratoire : analyse physiologique et biomécanique des modes de propulsion synchrone et asynchrone chez des basketteurs en fauteuil roulant manuel. *17^{ème} congrès international de l'ACAPS. Dijon, 29-31 octobre 2017 (communication orale).*
7. **Astier M**, Weissland T, Pradon D, Watelain E, Vallier J-M, Faupin, A. Analyse biomécanique du mode de propulsion synchrone versus asynchrone chez des basketteurs en fauteuil roulant lors de tests de terrain. *16^{ème} congrès international de l'ACAPS. Nantes, 2015 (Communication orale).*

Communications scientifiques nationales

1. **Astier M**, Watelain É, Vallier JM, Faupin A. Présentation de l'utilisation de la Smartwheel pour l'évaluation des athlètes handisport en fauteuil roulant. *Journées Nationales Handisport. La Chapelle sur Erdre, Avril 2019 (communication orale).*
2. **Astier M**, Watelain É, Vallier JM, Faupin A. Analyse des modes de propulsion chez des basketteurs en fauteuil roulant lors de tests de terrain vs tests en laboratoire. *3^{ème} congrès du CNP-APA. Bobigny, juin 2017 (communication orale).*
3. Combet M, **Astier M**, Faupin A. Recommandations pour optimiser sa propulsion et diminuer le risque de blessures. *3^{ème} congrès du CNP-APA. Bobigny, Juin 2017 (communication affichée).*
4. **Astier M**, Vallier J-M, Watelain E, Faupin A. Analyse physiologique et biomécanique du mode de propulsion asynchrone chez des basketteurs en fauteuil roulant manuel. *Journée de l'Ecole doctorale SMH. Montpellier, 2 juin 2017 (communication affichée).*
5. **Astier M**, Watelain É, Vallier JM, Faupin A. La comparaison des réponses physiologiques et biomécaniques des modes de propulsion synchrone et asynchrone, lors d'un test sur le terrain et sur le tapis roulant. *11^{èmes} journées scientifiques de l'université de Toulon, 25 avril 2017 (communication orale).*
6. Combet M, **Astier M**, Vallier JM, Bascou J, Sauret C, Faupin A. Influence des modes synchrone et asynchrone lors du démarrage et de la propulsion sur certains

paramètres biomécaniques déterminants des risques de troubles musculo-squelettiques, sur la symétrie et sur la stabilité du tronc. *11^{èmes} journées scientifiques de l'université de Toulon, 25 avril 2017 (communication orale).*

7. **Astier M**, Watelain E, Borel B, Weissland T, Vallier J-M, Faupin, A. Performances et perception de l'effort des handibasketteurs lors du Multistage Field Test en modes de propulsion synchrone et asynchrone. *XVIII^{ème} congrès de l'association francophone en activité physique adaptée. Amiens, Mai 2016 (communication orale).*
8. Combet M, **Astier M**, Weissland T, Watelain E, Vallier JM, Faupin A. Analyse biomécanique du sprint et du freinage lors de la propulsion synchrone vs asynchrone en fauteuil roulant manuel chez des athlètes du pôle France handibasket. *XVIII^{ème} congrès de l'association francophone en activité physique adaptée. Amiens, Mai 2016 (communication orale).*
9. **Astier M**, Weissland T, Pradon D, Watelain E, Vallier JM, Faupin A. Analyse biomécanique de la technique de propulsion chez des basketteurs en fauteuil roulant lors de tests de terrain. *28 et 29 Mai 2015, Congrès du CNP APA 2015. (Communication orale).*
10. **Astier M**, Weissland T, Pradon D, Faupin A. Analyse biomécanique de propulsion en fauteuil roulant en situation écologique. *XVII^{èmes} Journées Francophones en APA. 27-29 Novembre 2014 (Communication orale).*

Vulgarisations scientifiques

1. **Astier M**. Question recherche 1 : quel est le mode de propulsion le plus efficace en fauteuil de sport et le moins traumatisant pour les sportifs ? Les experts #6, FFH, Mai-Juin 2019.
2. **Astier M**, Faupin A, Pradon D, Weissland T. Des outils au service de la performance et de la santé des athlètes en fauteuil. *Réflexions Sport #22, INSEP, Avril 2019.*
3. Participation au groupe de travail « la recherche sur les sports fauteuils » organisé par la cellule recherche de la Fédération Française Handisport.
4. Tournage sur le thème du sport et de la science, mis en ligne sur la chaîne Youtube de Science & vie TV : « Comment la technologie révolutionne la pratique du handisport ? ».
5. **Astier M**, Vallier J-M, Watelain E, Faupin A. Basket en fauteuil roulant : performances et blessures des handisportifs. 13 Octobre 2016 : Fête de la science, université de Toulon. (Communication orale).
6. Une vidéo sur la recherche en Handibasket a été tournée et exposée au parcours permanent du Musée National du Sport (<https://drive.google.com/file/d/0B6CCF-3SZtsAaGIpBVpYTXd3eW8/view>).

Comité d'organisation

1. Participation au comité d'organisation XIX^{èmes} Journées d'études francophones en activités physiques adaptées (AFAPA), Toulon, 23-25 Mai 2018.

Liste des figures et tableaux

Figure 1 : Modèle conceptuel illustrant les principaux facteurs influençant l'ergonomie de la performance en Fauteuil Roulant Manuel. Adapté de Woude <i>et al.</i> (1986).	20
Figure 2 : Les différents composants d'un Fauteuil Roulant Manuel pliable de tous les jours (Centre d'Etudes et de Recherche sur l'Appareillage des Handicapés).	27
Figure 3 : Principaux réglages d'un Fauteuil Roulant Manuel de sport.	27
Figure 4 : Effets de deux réglages principaux d'un Fauteuil Roulant Manuel de sport.	29
Figure 5 : Cycle de propulsion en Fauteuil Roulant Manuel selon Vanlandewijck <i>et al.</i> (2001).	31
Figure 6 : Quatre stratégies de propulsion et de recouvrement d'après Chénier (2012).	32
Figure 7 : Représentations des forces appliquées sur la Main Courante.	33
Figure 8 : Représentation schématique du rapport de l'effet mécanique sur le coût musculosquelettique lors de la propulsion en Fauteuil Roulant Manuel.	35
Figure 9 : Variabilité de la puissance développée en propulsion Synchrones (Vegter <i>et al.</i> , 2013)	40
Figure 10 : A à C : asymétrie du mouvement lors de la phase de recouvrement ; D : mouvement symétrique (Pelland-Leblanc <i>et al.</i> , 2014). Illustrations avec l'utilisation de FRM d'athlétisme où la technique de propulsion n'est pas identique à celle du handibasket.	41
Figure 11 : Trouble Musculosquelettique de l'épaule : tendinite de la coiffe des rotateurs. .	43
Figure 12 : Trouble Musculosquelettique du poignet : syndrome du canal carpien.	44
Figure 13 : Troubles Musculosquelettiques du coude : épicondylalgie latérale et épicondylalgie médiale.	44
Figure 14 : Représentation type des courbes des forces selon le temps pour un sujet d'après Boninger <i>et al.</i> (1999).	46
Figure 15 : Ergomètre VP HANDISPORT (HEF Tecmachine, France).	47
Figure 16 : Expérimentation sur tapis roulant (h/p/cosmos saturn® 300/100 r).	48
Figure 17 : La SMARTWheel®2015 Out-Front.	49
Figure 18 : Direction des forces et moments avec la SMARTWheel placée du côté droit (Three-Rivers-Holdings, 2014).	49
Figure 19 : Le Fauteuil Roulant Ergomètre de Terrain (Vaslin <i>et al.</i> , 2011).	50
Figure 20 : Mise en place du test de sprint sur 20 mètres sur un terrain de basketball.	52
Figure 21 : Représentation schématique de la progression des travaux expérimentaux réalisés dans cette thèse.	59
Tableau 1 : Critères de classification du handibasket (France-Handibasket).	24

Tableau 2 : Principaux tests physiques adaptés aux handibasketteurs présentés dans la littérature.....	54
Tableau 3 : Synthèse des paramètres étudiés dans les différentes études réalisées.	165
Tableau 4 : Représentation schématique de l'ensemble des résultats des trois études réalisées.....	168

Liste des abréviations

ARC : pattern de propulsion en forme d'ARC de cercle
Asy : propulsion Asynchrone
DLOP : pattern de propulsion en forme de double boucle (Double LOoP)
EA : angle de lâché lors de la fin de la phase de poussée (End Angle)
 $E_{méta}$: Energie Métabolique
FC : Fréquence Cardiaque
FEF : Fraction Efficace de la Force totale
FFH : Fédération Française Handisport
FP : Fréquence de Poussées
 F_{rad} : Force radiale
FRET : Fauteuil Roulant Ergomètre de Terrain
FRM : Fauteuil Roulant Manuel
 F_{tan} : Force tangentielle
 F_{tot} : Force totale
 F_x : Force antéro-postérieure dans un système de coordonnées à droite
 F_y : Force verticale dans un système de coordonnées à droite
 F_z : Force médio-latérale dans un système de coordonnées à droite
HC : début de la phase de poussée, contact avec la main courante (Hand Contact)
HR : fin de la phase de poussée, relâché de la main courante (Hand Release)
IA : Index d'Asymétrie
IFT30-15 : 30-15 Intermittent Fitness Test
IWBF : Fédération internationale de basket-ball en fauteuil roulant (International Wheelchair Basketball Federation)
MC : Main Courante
MEF : Moment de propulsion efficace (Mechanical Effective Force).
MFT : Multistage Field Test
MFT-8 : Multistage Field Test avec un déplacement en forme de 8
MPST : Muscle Power Sprint Test
 M_x : Moment autour de l'axe de rotation x
 M_y : Moment autour de l'axe de rotation y
 M_z : Moment autour de l'axe de rotation z
 η : Rendement
PA : angle de poussée (Push Angle)
PP : Phase de Poussée proprement dite
PT : Phase de Traction
RoR : Taux d'augmentation de la force lors de l'impact avec la MC (Rate of Rise)
RPE : perception de l'effort (Rating of Perceived Exertion)

RPE-C : perception de l'effort correspondant aux facteurs « centraux » (Rating of Perceived Exertion - Central)
RPE-L : perception de l'effort correspondant aux facteurs « périphériques » (Rating of Perceived Exertion - Local)
RPE-O : perception de l'effort dite « globale » (Rating of Perceived Exertion - Overall)
SA : angle d'attaque lors de l'initiation de la phase de poussée (Start Angle)
SC : pattern de propulsion en forme Semi-Circulaire
SLOP : pattern de propulsion en forme de simple boucle (Simple LOoP)
SW : SmartWheel
Syn : propulsion Synchrone
Tc : Temps de Cycle
TMS : Troubles Musculo-Squelettiques
Tp : Temps de Poussée
Tr : Temps de Recouvrement
V_{moy} : Vitesse moyenne
VMA : Vitesse Maximale Aérobie
W_{méca} : travail mécanique

Table des matières

Résumé	2
Abstract	4
Remerciements	6
Liste des publications et communications	8
Liste des figures et tableaux	11
Liste des abréviations	13
Table des matières	15
1. Introduction générale	17
2. Revue de littérature	21
2.1. Le handibasket	21
2.1.1. Historique et définition	21
a. Historique	21
b. Définition	22
2.1.2. Classification et handicaps	23
a. Classification	23
b. Handicaps et capacités	25
2.1.3. Ergonomie du FRM	26
2.2. Analyse de la propulsion en FRM	29
2.2.1. Rendement	29
2.2.2. Cinématique	30
2.2.3. Dynamique	32
2.2.4. Perception de l'effort	36
2.3. Techniques de propulsion	37
2.3.1. Modes de propulsion	37
2.3.2. Symétrie de la propulsion	38
2.4. Troubles Musculosquelettiques (TMS) et propulsion en FRM	42
2.5. Outils d'analyse de la propulsion en FRM	46
2.5.1. Outils d'analyse	46
a. Ergomètre	46
b. Tapis roulant	48
c. Smartwheel	48
d. Fauteuil Roulant Ergomètre de Terrain (FRET)	50
e. Synthèse	51
2.5.2. Analyse de la performance	51
3. Contributions expérimentales	55
3.1. Problématiques et objectifs	55

3.2.	Études réalisées	60
3.2.1.	Étude 1: Comparison of physiological and biomechanical responses of the Asy propulsion mode during a field test and on the treadmill for Manual Wheelchair Basketball Players.	60
3.2.2.	Étude 2: Physiological and biomechanical responses of the Synchronous and Asynchronous propulsion modes for Wheelchair Basketball Players.	86
3.2.3.	Étude 3: Perceived exertion Responses and performance of two mode of propulsion in the multistage field test with wheelchair basketball players. Science & Sport (2016), 31 : e181:e188.	104
3.2.4.	Étude 4: Effects of synchronous versus asynchronous push modes on performance and biomechanical parameters in elite wheelchair basketball. Sports Eng (2018), 21: 43-51.	114
3.2.5.	Étude 5: Influence of propulsion mode on mechanical parameters symmetry among wheelchair basketball players.	125
3.2.6.	Étude 6: Biomechanical analysis of two modes of manual wheelchair propulsion during start-up and steady state propulsion on symmetry and trunk movements.	147
4.	Discussion Générale	164
4.1.	Tapis – Terrain : comparaison des réponses physiologiques et biomécaniques de la propulsion Asy	165
4.2.	Terrain : comparaison des modes de propulsion Syn et Asy	167
4.3.	Influence des modes de propulsion sur la symétrie et les mouvements du tronc	170
4.4.	Limites et perspectives	172
5.	Conclusion Générale	175
	Bibliographie	177

1. Introduction générale

Le Fauteuil Roulant Manuel (FRM) est une aide technique essentielle et quotidienne de certaines personnes à mobilité réduite. Néanmoins, l'usage fréquent du FRM peut entraîner un surmenage des structures myo-tendineuses, ostéo-articulaires et nerveuses, principalement des articulations des membres supérieurs et du dos. Cet ensemble de facteurs regroupés sous le nom de Troubles Musculo-Squelettiques (TMS) se manifeste le plus couramment par la douleur, mais aussi par la raideur, la maladresse et/ou une perte de force musculaire. Source de souffrances supplémentaires à celles engendrées par la déficience motrice, les TMS réduisent l'autonomie, et ont un coût humain et financier important (Vignier *et al.*, 2008). Contrairement aux membres inférieurs pour la locomotion, les membres supérieurs sont des structures anatomiques qui, phylogénétiquement n'ont pas été préparées pour produire les hauts niveaux de forces et une répétitivité de mouvement élevée nécessaires à la propulsion en FRM (Watelain et Sagawa, 2011).

Pour l'ensemble de la population, l'importance d'un mode de vie physiquement actif est reconnue par différents travaux de recherche et par l'Organisation Mondiale de la Santé depuis environ deux décennies. Il est maintenant communément admis qu'un mode de vie actif est encore plus important pour ceux qui utilisent le FRM comme moyen principal de déplacement. La pratique modérée de sports adaptés joue un rôle important dans la prévention des comorbidités (Vignier *et al.*, 2008).

La propulsion en FRM est considérée comme un mode de locomotion peu rentable et augmentant les risques de TMS (Pope *et al.*, 2001 ; Moffet *et al.*, 2002). De plus en plus d'études sur la propulsion en FRM ont tenté d'améliorer sa compréhension, que ce soit pour la réhabilitation, la vie quotidienne ou la pratique sportive. La recherche joue un rôle grandissant dans les efforts visant à optimiser la propulsion afin de réduire les contraintes physiques et la charge mécanique exercée sur les membres supérieurs. Néanmoins, peu d'études ont tenté d'expliquer et de comprendre ce faible rendement mécanique et, par conséquent, les performances limitées en FRM ainsi que les risques de blessures accrues.

Ces recherches portent plus particulièrement sur trois catégories :

- 1) les problèmes liés aux performances des utilisateurs de FRM,
- 2) les limitations liées au handicap,
- 3) l'ergonomie du FRM.

Pour déterminer les performances lors de la propulsion en FRM, Van der Woude *et al.* (1986) ont proposé trois points fondamentaux de l'interaction FRM-utilisateur :

- a) l'utilisateur, qui produit l'énergie et le travail nécessaire à la propulsion,
- b) la conception et les caractéristiques techniques du FRM,
- c) l'interaction entre le FRM et l'utilisateur, qui détermine l'efficacité du transfert d'énergie entre les deux composantes.

La recherche sur l'efficacité et les performances lors de la propulsion en FRM doit prendre en compte les caractéristiques physiques, notamment l'âge, le poids, la taille, la capacité aérobie, les qualités de force, les compétences, l'expérience et le handicap de l'utilisateur, qui peuvent toutes avoir une incidence importante sur les performances sportives en FRM. Grâce à la pratique et à la formation, les utilisateurs de FRM apprennent souvent à adopter différentes stratégies de poussée qui répondent à leurs besoins et aux différentes conditions de leur sport ou activité quotidienne. La poussée peut être définie selon sa fréquence, à savoir le nombre de poussées ou le nombre total de mouvements des bras droit et gauche effectués par minute, ainsi que par le mode de propulsion, c'est-à-dire si les mains entrent en contact simultanément avec la main courante (MC) (synchrone - Syn) ou alternativement (asynchrone - Asy). La propulsion Syn est la plus couramment observée lors de la propulsion en ligne droite. Elle est caractérisée par le contact des deux mains avec la MC en même temps, les bras travaillent donc ensemble, appliquant ainsi une force au même moment sur la MC. Alors que dans la propulsion Asy, les bras travaillent en alternance, ainsi, à un moment donné, un seul bras à la fois applique une force sur la MC (Goosey-Tolfrey et Kirk, 2003).

La majorité des études porte sur la propulsion Syn car il s'agit du mode de propulsion le plus répandu dans la plupart des situations sportives et des activités de la vie quotidienne. Cependant, les observations des sports en FRM tels que le basketball (Lenton, 2012) et le tennis (Goosey-Tolfrey et Moss, 2005) révèlent que la propulsion Asy est largement utilisée dans ces activités, notamment lors des dribbles en basket ou lors du remplacement en tennis. Il est donc important d'explorer ce mode de propulsion. De même, dans la vie de tous les jours, il a été montré que lors d'une propulsion sur devers, le mode Asy est le plus utilisé (Chenier *et al.*, 2017). Il semblerait que la propulsion Asy implique une amplitude de mouvement différente de celle du mode Syn et présente donc des exigences de performances singulières. Il existe peu de recherches sur les mécanismes de ce mode de propulsion. Il est donc difficile pour les entraîneurs, les professionnels de la rééducation et les fabricants de FRM de savoir ce qu'il y a de mieux à adapter pour obtenir des résultats optimaux.

Les facteurs liés au design et aux configurations du FRM ont également une importance particulière sur les performances dans les sports en FRM, compte tenu en particulier des développements notables dans la conception et dans la manière dont les FRM de sport ont été configurés au cours des dernières années. La conception du FRM de sport a connu un développement important, principalement en raison des progrès de la technologie et des matériaux. De plus, il existe de nombreux réglages possibles d'un FRM de sport. Par exemple, l'angle de carrossage des grandes roues a progressivement augmenté au fil des ans (Polic, 2000 ; Goosey-Tolfrey et Minetti, 2005). Le positionnement vertical et horizontal du siège peut également varier considérablement entre les individus, de même que la taille des grandes roues. En dépit de tous ces développements qui sont maintenant disponibles pour les athlètes, la recherche spécifique aux sports en FRM portant sur le design ainsi que les configurations du FRM et leurs impacts sur l'utilisateur et ses performances, fait défaut. Par conséquent, les athlètes sont obligés de décider comment configurer leur FRM en se basant le plus souvent sur des essais et des erreurs. Bien que les opinions subjectives doivent être prises en compte

(Mason *et al.*, 2010), une compréhension scientifique plus détaillée de la manière dont certaines modifications affectent l'ergonomie des performances en FRM de sport faciliterait la prise de décision des athlètes.

Pour finir, l'interaction entre l'utilisateur et son FRM, appelée interaction utilisateur-FRM, a un impact conséquent sur l'ergonomie des performances en FRM (van der Woude *et al.*, 1986 ; Vanlandewijck *et al.*, 2001). En effet, cette interaction impacte directement les facteurs déterminants de la performance telles que la puissance et l'application des forces, la vitesse de propulsion ou encore l'activité musculaire.

Le modèle conceptuel de Woude *et al.* (1986) (Figure 1) montre la nécessité d'une approche interdisciplinaire en mettant en évidence les facteurs physiologiques et biomécaniques associés à l'interaction FRM-utilisateur qui influent en définitive sur l'ergonomie des performances sportives en FRM. Une combinaison de tous ces facteurs peut avoir une incidence importante sur l'efficacité, la sécurité / santé, le confort et les performances de la propulsion en FRM de sport. Nous analyserons l'influence de certains de ces facteurs, en fonction des différentes techniques de propulsion en FRM, sur la performance et les risques de blessures liés aux contraintes de la discipline.

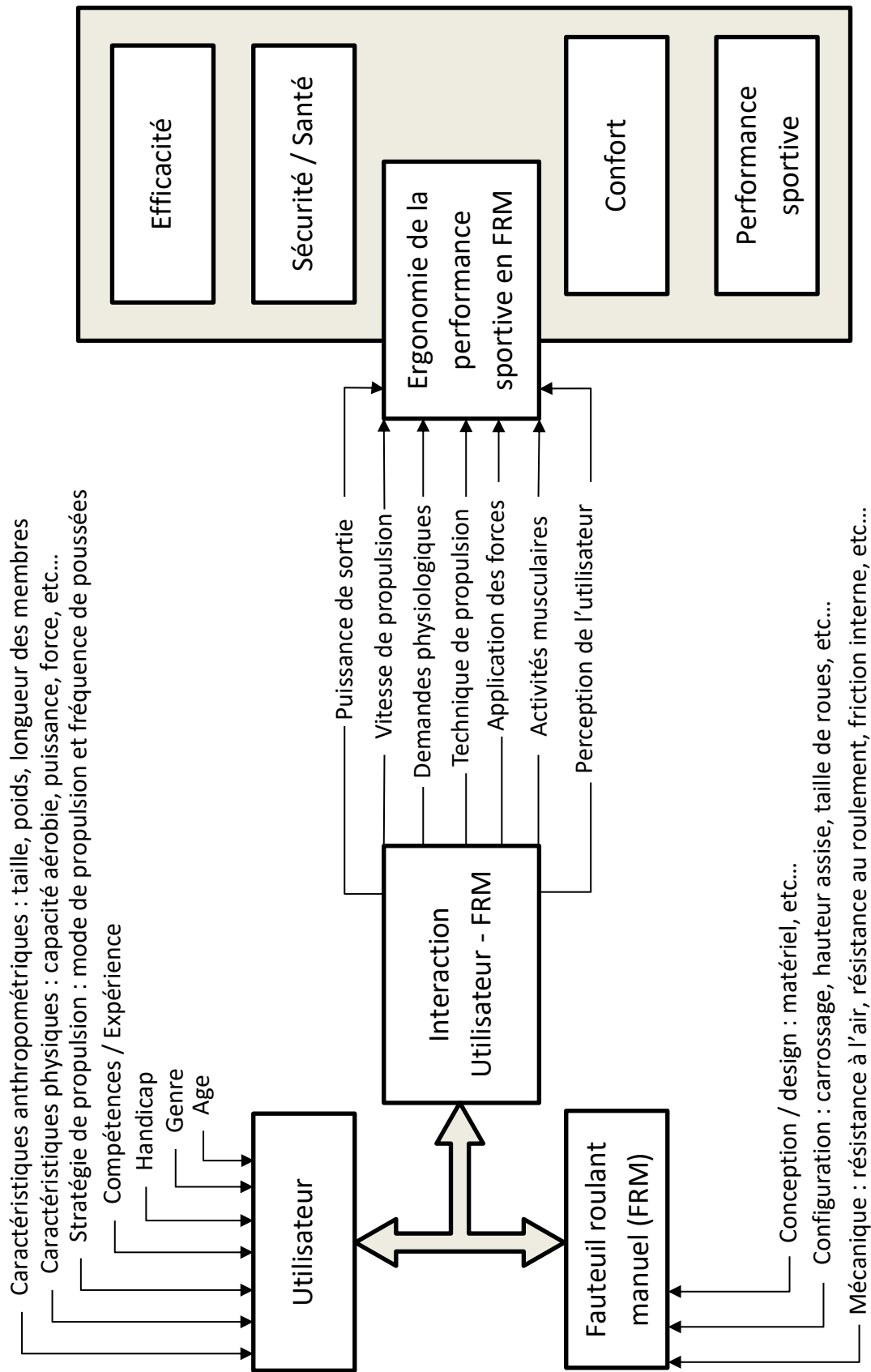


Figure 1 : Modèle conceptuel illustrant les principaux facteurs influençant l'ergonomie de la performance en Fauteuil Roulant Manuel. Adapté de Woude *et al.* (1986).

2. Revue de littérature

2.1. Le handibasket

Le sport en FRM a été imaginé peu après la Seconde Guerre Mondiale pour distraire les soldats blessés et les obliger à avoir une activité physique. Il a ensuite fallu attendre 1960 pour assister aux premiers Jeux Paralympiques. Aujourd'hui les « Paralympiques » sont devenus l'un des événements les plus importants dans le monde, surpassant les Jeux Olympiques d'hiver car se situant au rang de la 2^{ème} manifestation au monde par le nombre de participants (Handisport, 2019). Le parasport connaît, depuis plusieurs années un véritable essor, le nombre de pratiquants augmente régulièrement et de plus en plus de sports sont accessibles au plus grand nombre.

La Fédération Française Handisport (FFH) a pour mission de proposer une activité sportive adaptée à toute personne présentant un handicap physique et/ou sensoriel. Dans le cadre de cette thèse, nous nous concentrerons sur le Handibasket, ce dernier étant le sport le plus pratiqué par les personnes en FRM, mais également un des sports en FRM présentant un risque élevé de développer des blessures (Coutts, 1988 ; Goosey-Tolfrey, 2005).

Le basketball en FRM est probablement le sport le plus populaire chez les personnes en situation de handicap (Handisport, 2019). Selon les estimations de la Fédération internationale de basket-ball en fauteuil roulant (International Wheelchair Basketball Federation - IWBF), le nombre de joueurs dans le monde serait d'environ 30 000.

2.1.1. Historique et définition

a. Historique

Le basketball en FRM, appelé de nos jours plus couramment handibasket, a été joué pour la première fois en 1945 dans deux hôpitaux américains d'administration des anciens combattants de la Seconde Guerre mondiale, aux États-Unis : la station navale de Corona en Californie, et Framingham dans le Massachusetts (IWBF, 2019a).

Indépendamment, en Europe, en 1948, des anciens combattants britanniques ont commencé à jouer au Net-ball (dérivé du basketball) en FRM sous l'autorité du Dr Ludwig Guttmann^a Médecin Chef au Centre de Rééducation à l'hôpital Stoke Mandeville.

Les débuts de ce sport collectif pratiqué en FRM est dû à quelques personnes paraplégiques de ce centre de rééducation neurologique, qui décidèrent un jour, ayant en mains des crosses de hockey sur gazon, de se dépenser un peu physiquement en jouant une partie sans règles définies.

Cette rencontre s'étant terminée par quelques blessures légères occasionnées par des coups

^a Neurochirurgien Allemand, médecin chef au centre de rééducation de l'hôpital à Stoke Mandeville, Angleterre et créateur des Jeux Paralympiques.

de crosses mal dirigés, le Dr Guttmann pensa utiliser cet engouement pour un sport collectif dérivé du basketball : le Net-ball; avec des paniers situés beaucoup plus bas que les paniers réglementaires, des panneaux réduits à leur plus simple expression, sur un terrain de longueur et largeur bien inférieures aux dimensions classiques (France-Handibasket).

Le premier tournoi national de basketball en FRM a eu lieu dans l'Illinois, aux États-Unis, avec six équipes en 1949. La même année, la National Wheelchair Basketball Association a été créée aux États-Unis.

Les Pan Am Jets des États-Unis ont introduit le basketball en FRM en Europe quand ils ont été invités à jouer aux Jeux internationaux de Stoke Mandeville en 1955, devant d'abord se contenter du Net-Ball. Après avoir dominé la compétition, leur performance a initié le passage du Net-Ball au basketball en FRM pour les prochains Jeux. Cette discipline a en effet été proposée aux premiers Jeux paralympiques de Rome en 1960.

Le basketball en FRM fait son apparition en France en 1955, grâce à deux kinésithérapeutes du centre de rééducation motrice de Fontainebleau : M. Michel Boubée et M. Alain Bossion. Les premiers joueurs étant ceux de ce centre où l'on pratiquait, depuis quelque temps déjà, le handball en fauteuil, qui sera vite abandonné devant les difficultés rencontrées pour défendre les buts (France-Handibasket). Les Français furent les premiers à s'adapter aux règlements de basketball existants. À partir de 1959, les dimensions des terrains, paniers, panneaux, sont identiques aux cotes de la Fédération Internationale de Basket-ball Amateur. Le règlement de jeu, qui, au départ, était simpliste, connut de nombreux changements au fil des années pour être, comme c'est le cas actuellement, identique au basketball valide hormis certaines adaptations aménagées du fait de l'utilisation du FRM.

Longtemps seul sport collectif pouvant être pratiqué en FRM, tout en conservant un côté spectaculaire, le handibasket attire maintenant de nombreux adeptes.

b. Définition

La pratique du handibasket consiste en la rencontre de deux équipes de cinq joueurs et se dispute en quatre périodes de dix minutes. Chaque joueur utilise un FRM de sport adapté et réglé individuellement en fonction de sa morphologie et de ses capacités. L'objectif de la rencontre est de marquer dans le panier de l'adversaire et d'empêcher ce dernier de marquer en défendant son panier. Une rencontre est gagnée par l'équipe qui a marqué le plus grand nombre de points à l'expiration du temps de jeu. Les joueurs se déplacent en propulsant manuellement leur FRM. Les équipes sont composées de douze joueurs mais seulement cinq joueurs peuvent être sur le terrain simultanément, ils peuvent être remplacés à tout moment. Les dimensions du terrain (28 m de long sur 15 m de large), la hauteur du panier (3,05 m), la durée de la rencontre, les temps de pause, le nombre de joueurs sont identiques à ceux du basketball valide (France-Handibasket).

Le jeu est un enchaînement de phases offensives et défensives au cours desquelles les joueurs sont soumis à des accélérations et décélérations brutales, des changements de direction fréquents, des shoots, des contacts physiques parfois 'musclés' avec l'adversaire. Les analyses temporelles donnent un aperçu de la nature intermittente des efforts en handibasket

(Coutts, 1992 ; Bloxham *et al.*, 2001). Les activités de sprint représentent environ 28 % du temps de jeu, 22 % d'une partie est jouée à une intensité supérieure au seuil ventilatoire, contre environ 48 % du temps qui est passé au repos (Bloxham *et al.*, 2001), alors que le freinage représente 36 % du temps de jeu (Goosey-Tolfrey et Leicht, 2013b). Toutes les contraintes sont centrées sur les membres supérieurs et majorent le risque d'apparition de pathologies, type TMS (Bayley *et al.*, 1987 ; Hoozemans *et al.*, 2002 ; Moffet *et al.*, 2002 ; Routhier *et al.*, 2004).

2.1.2. Classification et handicaps

a. Classification

Les classifications découlent de la nécessité de garantir l'équité des résultats et d'assurer l'égalité des chances pour les athlètes présentant différents types et degrés de handicap. Un objectif fondamental de la classification est de faire en sorte que le gain ou la perte d'une compétition dépende du talent, de la formation, des compétences, de la forme physique et de la motivation plutôt que de l'inégalité des capacités physiques (Vanlandewijck et Chappel, 1996). Le système de classification doit refléter de manière adéquate les capacités de l'athlète et faire une distinction équitable entre les différentes catégories d'athlètes (Doyle *et al.*, 2004). Les systèmes de classification se sont adaptés aux conditions de pratique des athlètes en situation de handicap. Aucun système de classification n'existait lors de l'introduction des sports en FRM ; il était évident que les compétitions favorisaient les athlètes les moins handicapés, ayant le plus de capacités physiques.

Le handibasket est l'un des sports pour lequel le système de classification fonctionnel est le plus développé (IWBF, 2019b). Avant 1983, tous les systèmes de classification reposaient uniquement sur le niveau d'incapacité neurologique de l'athlète. Des études antérieures sur divers types d'incapacités classées selon des critères de déficiences plutôt que des paramètres fonctionnels ont révélé qu'un système de classification basé sur des évaluations du niveau neurologique favorise souvent les athlètes amputés et paralysés post-poliomyélite, et désavantage les athlètes souffrant de lésions de la colonne vertébrale (Curtis *et al.*, 1995). Le handibasket est ainsi passé d'un système de classification médicale à un système de classification fonctionnelle. Le classement actuel des joueurs de handibasket est basé sur la capacité fonctionnelle des joueurs en matière de techniques de jeu : pousser, pivoter, tirer, rebondir, dribbler, passer et attraper. Ce n'est pas une évaluation du niveau de compétence d'un joueur, mais seulement de sa capacité fonctionnelle à mener à bien sa tâche (IWBF, 2019b).

Chez les joueurs de handibasket, le niveau d'atteinte du tronc affecte directement les capacités fonctionnelles. En effet, les mouvements du tronc et la stabilité du joueur sont déterminant dans sa pratique sportive. Ainsi, ces deux facteurs sont devenus des éléments fondamentaux pour la définition des classes et l'élaboration d'une procédure de tests équitable pour tous (Strohkendl, 1986). Les classes sont définies en fonction du « volume

d'action » des joueurs. Le volume d'action correspond aux extrêmes auxquels la stabilité du tronc d'un joueur lui permet d'atteindre, sans saisir le FRM, avant de basculer. Chaque classe a un volume d'action maximal clairement défini que les joueurs de cette classe doivent montrer (IWBF, 2019b).

Les observations des joueurs pour définir leur classification s'effectuent dans leur environnement de jeu, sur le terrain de basket et dans leur propre FRM de sport. Ce système a fait du handibasket le premier sport à inclure des athlètes avec des handicaps très différents dans une même équipe. Chaque joueur se voit attribuer une classification allant de 1 à 4 points pour la classification internationale et de 1 à 5 points pour la classification française (

Classe 1	Classe 2	Classe 3	Classe 4	Classe 4,5	Classe 5
Atteinte majeure du tronc qui ne permet pas de rotation sans les bras. Équilibre précaire. L'athlète ne peut pas se pencher en avant. Impossible de tendre les bras, ce qui impacte fortement le dribble, le tir à distance et le maniement du fauteuil. Capacités d'interception et de récupération des ballons limitées.	Atteinte sévère du tronc qui limite les possibilités de rotation. Équilibre précaire. L'athlète ne peut se pencher que légèrement en avant. Amplitude des gestes limités, ce qui impacte fortement le dribble, le tir à distance et le maniement du fauteuil. Capacités d'interception et de récupération des ballons limitées.	Handicap qui ne permet pas de se pencher sur les côtés sans tenir le fauteuil. Bonne aisance avec le ballon. Possibilité de manier le fauteuil en force sans perte de stabilité.	Handicap qui ne permet de se pencher et se relever sans les mains que d'un côté, ce qui permet de manière incomplète d'éviter des défenseurs, attraper ou ramasser la balle.	Handicap permanent au niveau des membres inférieurs qui permet de se pencher des deux côtés et en avant avec le ballon.	Valide

Tableau 1), avec des classes intermédiaires de 0,5 points pour les cas qui ne correspondent pas exactement à une classe. Les joueurs de la classe 4,5 ont une incapacité minimale. En France, la classe 5 correspond aux athlètes valides, ces derniers ne pouvant pas participer aux compétitions internationales. La classification attribuée à chaque joueur est importante car le nombre total de points des joueurs de l'ensemble de l'équipe, c'est-à-dire la somme des points des 5 joueurs présents sur le terrain, doit être inférieure ou égale à 14 points.

De nombreux progrès ont été réalisés dans la conception des FRM de sport depuis que le système de classification IWBF a été développé et approuvé en 1982. Comme les chaussures d'athlétisme ou le vélo du cycliste, le FRM est un équipement utilisé en compétition. Il a évolué avec la pratique du handibasket pour permettre aux joueurs d'être mieux maintenus et d'améliorer leurs compétences de jeu (Botvin Madorsky et Curtis, 1984). Les FRM de sport, qui diffèrent considérablement des FRM de ville, aident à réduire l'écart entre les joueurs de handicaps différents. Les athlètes expérimentés apprennent à utiliser et à personnaliser leurs FRM de sport pour améliorer leurs capacités (Doyle *et al.*, 2004). Le FRM devient donc un élément important lorsque la classification est attribuée car elle est effectuée lorsque le joueur est positionné dans son FRM de sport.

Classe 1	Classe 2	Classe 3	Classe 4	Classe 4,5	Classe 5
----------	----------	----------	----------	------------	----------

Atteinte majeure du tronc qui ne permet pas de rotation sans les bras. Équilibre précaire. L'athlète ne peut pas se pencher en avant. Impossible de tendre les bras, ce qui impacte fortement le dribble, le tir à distance et le maniement du fauteuil. Capacités d'interception et de récupération des ballons limitées.	Atteinte sévère du tronc qui limite les possibilités de rotation. Équilibre précaire. L'athlète ne peut se pencher que légèrement en avant. Amplitude des gestes limités, ce qui impacte fortement le dribble, le tir à distance et le maniement du fauteuil. Capacités d'interception et de récupération des ballons limitées.	Handicap qui ne permet pas de se pencher sur les côtés sans tenir le fauteuil. Bonne aisance avec le ballon. Possibilité de manier le fauteuil en force sans perte de stabilité.	Handicap qui ne permet de se pencher et se relever sans les mains que d'un côté, ce qui permet de manière incomplète d'éviter des défenseurs, attraper ou ramasser la balle.	Handicap permanent au niveau des membres inférieurs qui permet de se pencher des deux côtés et en avant avec le ballon.	Valide
--	---	--	--	---	--------

Tableau 1 : Critères de classification du handibasket (France-Handibasket).

b. Handicaps et capacités

Selon la définition de l'Organisation Mondiale de la Santé, la Classification internationale du fonctionnement, du handicap et de la santé, définit le handicap comme un terme générique pour les déficiences, les limitations de l'activité et les restrictions à la participation. Le handicap est l'interaction entre des sujets présentant une affection médicale (paralysie cérébrale, syndrome de Down ou dépression, par exemple) et des facteurs personnels et environnementaux (attitudes négatives, moyens de transport et bâtiments publics inaccessibles, et soutiens sociaux limités, par exemple)(OMS, 2018). Portant sur l'égalité des droits et des chances, la participation et la citoyenneté des personnes handicapées, la loi française du 11 Février 2005 définit le handicap comme « 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, psychiques, d'un polyhandicap ou d'un trouble de santé invalidant ».

Les handibasketteurs appartenant à la classe 4,5 sont principalement des athlètes ayant des troubles orthopédiques, des amputations tibiales, des agénésies ou encore des troubles minimes.

Les handibasketteurs appartenant aux classes 3 et 4 sont principalement des athlètes blessés médullaires ayant une paraparésie, c'est-à-dire une paralysie partielle des membres inférieurs, ou une paraplégie dite « basse », c'est-à-dire une paralysie des membres inférieurs et de la partie basse du tronc, portant sur tout le territoire situé plus bas que la lésion de la moelle qui la provoque. La lésion neurologique est située au niveau lombaire ou sacré. Il en résulte une absence ou un déficit important de la mobilité et des perceptions sensorielles des deux membres inférieurs. Ces athlètes peuvent également être atteints d'amputation fémorale ou encore de poliomyélite. Il s'agit d'une maladie virale qui atteint le système nerveux et crée une inflammation des méninges.

Les handibasketteurs appartenant aux classes 1 et 2 sont principalement des athlètes ayant une paraplégie dite « haute », avec une lésion située au niveau thoracique.

Chez les blessés médullaires, plus l'atteinte est haute au niveau spinal, plus la déficience est importante, notamment au niveau abdominal, affectant ainsi la stabilité posturale et la capacité de propulsion (Gagnon *et al.*, 2009). Sauret *et al.* (2013) ont montré que les actions mécaniques exercées par l'utilisateur pendant la propulsion modifient la résistance au roulement et la stabilité, qui sont influencées par des variations de la charge totale et de sa distribution. Chénier *et al.* (2017) ont mis en avant qu'une mauvaise stabilité du tronc peut affecter la symétrie de propulsion, et réciproquement, qu'une asymétrie de propulsion peut être à l'origine d'une instabilité posturale. Ajuster la position du siège peut améliorer la stabilité. L'adaptation du FRM est personnalisée pour chaque joueur, en tenant compte d'éléments tels que le handicap, la classification ou le poste du joueur. Le FRM devient donc un élément clé de la performance produite par l'athlète.

2.1.3. Ergonomie du FRM

La mobilité est influencée par les caractéristiques du joueur et ses capacités fonctionnelles, mais aussi par les caractéristiques du FRM et la position du sujet dans son fauteuil (Boninger *et al.*, 1999 ; Boninger *et al.*, 2000). En effet, le joueur « petit point », c'est-à-dire réparti dans les catégories entre 1 et 2,5 points, a une hauteur d'assise plus basse associée à une hauteur de dossier plus grande et une inclinaison de l'assise plus importante afin de compenser la perte d'équilibre due à son handicap. Il s'agit de l'inverse pour un joueur « gros point », c'est-à-dire réparti dans les catégories entre 2,5 et 5 points.

Les principaux réglages se font au niveau des différents éléments du FRM (Figure 2). Le premier élément composant le fauteuil est le châssis : il peut être pliant, à cadre rigide ou fixe, en acier, aluminium, carbone ou encore en titane. Pour la pratique du sport, le châssis est souvent à cadre rigide pour permettre de résister aux efforts imposés par l'utilisateur et assurer une meilleure transmission des forces. La fixation des roues arrière varie en fonction des modèles. Elles peuvent être soudées au châssis, proposer un réglage par palier, par platine horizontale ou par essieu rigide. L'axe des roues peut être fixe, vissé ou à démontage rapide. La taille des roues arrière varie de 12 à 28 pouces. Dans la pratique du handibasket, la taille est comprise entre 24 et 27 pouces. Les roues avant mesurent de 3 à 8 pouces, et sont fixées à des fourches qui, avec les tubes de direction peuvent être fixes ou réglables en inclinaison. Les repose-pieds/jambes peuvent être fixes, réglables ou escamotables. Dans un FRM de handibasket, on ne retrouve pas de repose-jambes, et les repose-pieds ou palettes sont fixes. L'assise peut être en toile, rigide, anatomique ou ergonomique. Ses réglages se font sur la largeur, la longueur, la profondeur et l'inclinaison. Le dossier, généralement en toile, peut être fixe, réglable en hauteur, en inclinaison et en tension. Le FRM de ville est équipé de poignées fixes, réglables en hauteur, escamotables ou amovibles ; elles ne sont pas présentes sur un FRM de handibasket. Les accoudoirs courts ou longs peuvent être réglables en hauteur et en largeur, être escamotables, relevables ou amovibles et remplir des fonctions de garde boue ou de protège vêtements. Les FRM de handibasket sont démunis d'accoudoirs afin de

permettre une plus grande amplitude de mouvements mais disposent de protèges vêtements. Enfin, les options principales sont l'appui-tête, le cale-tronc, les roulettes anti-bascules, le tube basculeur et la tablette. Parmi ces options, seules les roulettes anti-bascules sont présentes sur le FRM de handibasket. Il peut il y en avoir une ou deux en fonction du poste de l'athlète et de la hauteur de son assise. On peut également modifier le carrossage des roues arrière ce qui permet, notamment, d'augmenter la stabilité latérale (Veeger *et al.*, 1989 ; Trudel *et al.*, 1997 ; Faupin *et al.*, 2004). Il est aussi possible de faire varier les dimensions des roues arrières et avants ainsi que des mains courantes (van der Woude *et al.*, 2003).

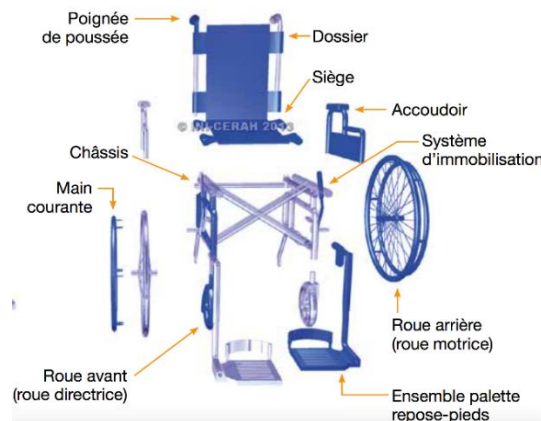


Figure 2 : Les différents composants d'un Fauteuil Roulant Manuel pliable de tous les jours (Centre d'Etudes et de Recherche sur l'Appareillage des Handicapés).

L'optimisation des FRM de sport (Figure 3) est d'autant plus importante que les contraintes liées à la propulsion sont augmentées avec les exigences de la pratique sportive. Comme les équipements sportifs pour valides, les FRM de sport font partie intégrante de la réflexion sur la performance sportive. Dans ce cadre, ils font l'objet de nombreuses recherches et adoptent un design spécifique à chaque discipline sportive (Hughes *et al.*, 1992 ; Vanlandewijck *et al.*, 2001 ; Mason *et al.*, 2013). Les caractéristiques d'un FRM dépendent donc du sport pratiqué et de l'athlète. En handibasket, ils devront répondre principalement à trois objectifs : pivotement, stabilité et réglages différenciables en fonction des postes occupés sur le terrain (Faupin *et al.*, 2004). À la différence des FRM actifs qui recherchent une autonomie maximale et un confort relatif, les FRM de sport privilégient la performance.

- A** : Longueur assise
- B** : Largeur assise
- C** : Hauteur assise
- D** : Angle assise
- E** : Hauteur dossier
- F** : Diamètre roue
- G** : Carrossage



Figure 3 : Principaux réglages d'un Fauteuil Roulant Manuel de sport.

Les réglages du FRM peuvent fortement impacter la capacité de propulsion, la performance et le risque de blessures (Mason *et al.*, 2013). Ainsi, il est essentiel qu'ils soient optimisés en fonction des caractéristiques morphologiques de la personne, de ses capacités et de son activité. Parmi les exemples les plus évidents, la hauteur de la position assise, la taille des roues et le carrossage influencent de manière importante la biomécanique de la propulsion en FRM ainsi que l'agilité de l'athlète (Mason *et al.*, 2013). Bien que certains réglages puissent être favorables à un aspect du jeu, ils peuvent être désavantageux pour d'autres aspects. Les principaux effets décrits dans la littérature sont les suivants :

- **Une assise haute** favorise la disponibilité des joueurs mais diminue l'accessibilité de la MC, ce qui entraîne une perte d'efficacité lors du sprint (Goosey-Tolfrey et Leicht, 2013b).
- L'augmentation du **carrossage** rend le FRM plus stable et plus maniable mais cela se fait au détriment de la vitesse (Mason *et al.*, 2013) et de la capacité à se « faufiler » entre les adversaires par l'augmentation de l'emprise au sol.

Van der Woude *et al.* (1989b) ont montré une concordance entre la **position du siège** et l'efficacité de la propulsion : en plus de diminuer l'efficacité de la propulsion, ils ont constaté que l'augmentation de la hauteur du siège entraîne une augmentation de la fréquence de poussées (Figure 4). Brubaker *et al.* (1984) ont montré que l'ajustement *vers l'avant* des sièges de FRM contribue à une diminution de l'efficacité de la propulsion tandis que, à toutes les hauteurs de sièges testées, les utilisateurs ayant une longueur de bras plus importante ont augmenté l'efficacité de la propulsion par rapport aux utilisateurs ayant une longueur de bras plus courte (Figure 4). Hughes *et al.* (1992) ont également étudié la position du siège en utilisant des ajustements par rapport à la taille de l'utilisateur. L'angle de poussée ainsi que l'amplitude des mouvements au niveau des articulations de l'épaule et du coude lors de la propulsion ont été améliorés mais la fréquence de poussées n'est pas augmentée avec l'élévation de la hauteur du siège (Figure 4). Boninger *et al.* (1999) ont montré que lorsque le siège est ajusté davantage *en arrière*, il en résulte une augmentation de l'angle de poussée, une réduction de la fréquence de poussées et une diminution du taux d'augmentation de force

(RoR) sur la MC. Lorsque le siège est ajusté *vers le bas*, il en résulte une augmentation de l'angle de poussée. Boninger *et al.* (1999) recommandent de positionner le siège le plus loin possible en arrière, tout en veillant à ce que la position reste confortable pour l'utilisateur, cette position permettant de réduire la fréquence de poussées et la pression subit par les bras lors de la propulsion (Figure 4).



Figure 4 : Effets de deux réglages principaux d'un Fauteuil Roulant Manuel de sport.

2.2. Analyse de la propulsion en FRM

L'ensemble des choix des réglages du FRM a un impact sur l'ergonomie de la performance de la propulsion réalisée par l'athlète. Ainsi, il est intéressant d'avoir une approche globale de la performance de la propulsion, que ce soit au niveau du rendement, qui comprend l'analyse physiologique et biomécanique, mais aussi de s'intéresser plus en détail aux aspects cinématiques et dynamiques de la propulsion, tout comme à la perception de l'effort ressenti par l'athlète. C'est ce que nous allons faire dans les parties qui suivent.

2.2.1. Rendement

L'efficacité mécanique représente le rapport entre le travail produit par le sujet et la dépense énergétique qu'il a dépensé pour réaliser une tâche. Ceci est facile à comprendre et à appliquer à des machines, mais devient plus complexe lorsqu'il est lié au mouvement du corps entier et à l'interaction de l'utilisateur humain avec un dispositif mécanique tel qu'un FRM. Dans la littérature, de nombreuses approches sensiblement différentes sont proposées pour quantifier cette efficacité. La définition la plus couramment utilisée pour évaluer la propulsion en FRM est celle de l'efficacité globale ou rendement. Le rendement (η) est défini comme le rapport entre le travail externe lié à la tâche accomplie ou travail mécanique ($W_{méca}$) développé par l'athlète, et l'énergie métabolique ($E_{méta}$) dépensée pour effectuer ce travail. Le rendement est exprimé selon la formule ci-dessous :

$$\eta [\%] = \frac{W_{m\acute{e}ca}}{E_{m\acute{e}ta}} \times 100 \quad (1)$$

L' $E_{m\acute{e}ta}$, exprimée en Joules, correspond au produit de la VO_2 et de l'équivalent respiratoire de l'oxygène, obtenu en utilisant les mesures associées du quotient respiratoire et des tables de conversion standard (Peronnet et Massicotte, 1991). L'utilisation des données de VO_2 pour estimer la dépense énergétique est fondée sur l'hypothèse que la source principale d'énergie provient du métabolisme aérobie. À des intensités d'exercice élevées, cette hypothèse est remise en cause par le fait qu'une plus grande quantité d'énergie provient du métabolisme anaérobie. Il est donc essentiel que, lors de la détermination de l'efficacité de la propulsion en FRM, l'intensité de l'exercice soit fixée à un niveau permettant à tous les participants de mener à bien toutes les tâches tout en maintenant un niveau d'effort sous-maximal et principalement aérobie à l'état d'équilibre (Lenton, 2012).

Di Prampero *et al.* (1979) ont étudié le rendement mécanique de différents modes de déplacements tels que la marche (37 %), le cyclisme (25 %) ou la natation (5 %). En ce qui concerne la propulsion en FRM, plusieurs études ont mesuré le rendement de divers types de FRM et l'influence de variables telle que la vitesse ou la pente sur l'efficacité de la propulsion. Les valeurs de rendement varient entre 2 et 11 % dans des conditions communes aux activités quotidiennes, en fonction du protocole utilisé et du type de FRM utilisé (van der Woude *et al.*, 1986). Dans le cadre de la pratique sportive, le rendement peut atteindre les 12 % (Vanlandewijck *et al.*, 1994 ; Goosey *et al.*, 1998) en fonction de la vitesse de propulsion et de la population étudiée.

L'éventail de valeurs de rendement rapporté dans la littérature renforce l'importance d'un contrôle précis de l'environnement expérimental et des caractéristiques intrinsèques du sujet pour permettre d'expliquer les mécanismes sous-jacents à de telles différences. Il est alors essentiel que le travail mécanique et l'énergie métabolique puissent chacun être déterminés avec précision.

2.2.2. Cinématique

Vanlandewijck *et al.* (2001) distingue deux phases de propulsion, à savoir une phase de poussée et une phase de récupération également appelée phase de recouvrement (Figure 5).

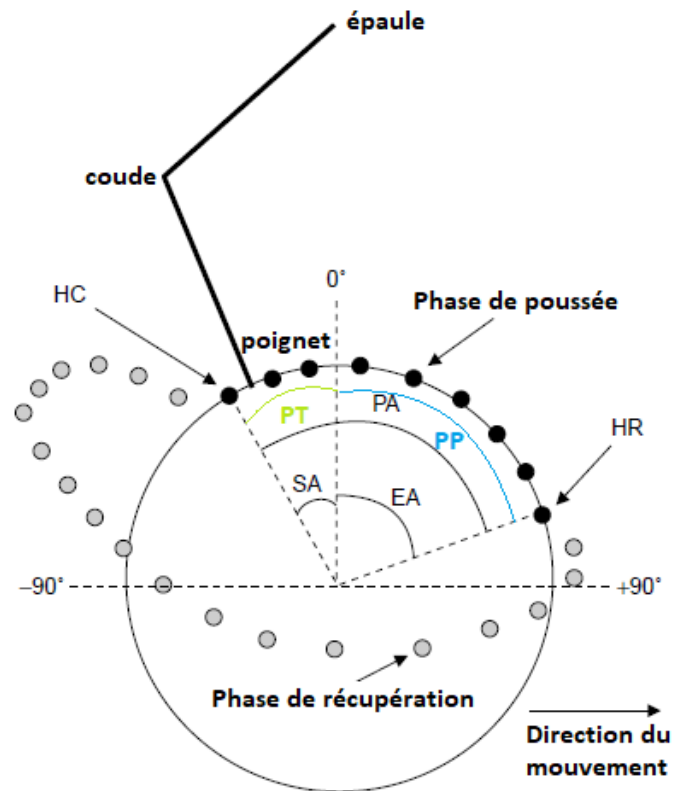


Figure 5 : Cycle de propulsion en Fauteuil Roulant Manuel selon Vanlandewijck *et al.* (2001).

HC : début de la phase de poussée, contact avec la MC ; **HR** : fin de la phase de poussée, relâché de la MC ; **PA** : angle de poussée ; **SA** : angle d'attaque lors de l'initiation de la phase de poussée ; **EA** : angle de lâché lors de la fin de la phase de poussée ; **PT** : phase de traction ; **PP** : phase de poussée proprement dite.

La phase de poussée correspond au temps où la main est en contact avec la MC, et se divise en deux phases : une phase de traction (PT) et une phase de poussée proprement dite (PP). La séparation de ces deux phases se fait lorsque la main passe au point le plus haut de la MC. La phase de récupération ou recouvrement correspond au temps d'absence de contact entre la main et la MC. Au cours de cette phase, l'utilisateur peut adopter différentes stratégies en fonction de sa maîtrise du fauteuil et de son handicap. Shimada *et al.* (1998) ont identifié quatre stratégies de propulsion et de recouvrement (Figure 6) : arc de cercle (ARC), simple boucle (SLOP), double boucle (DLOP) et semi-circulaire (SC).

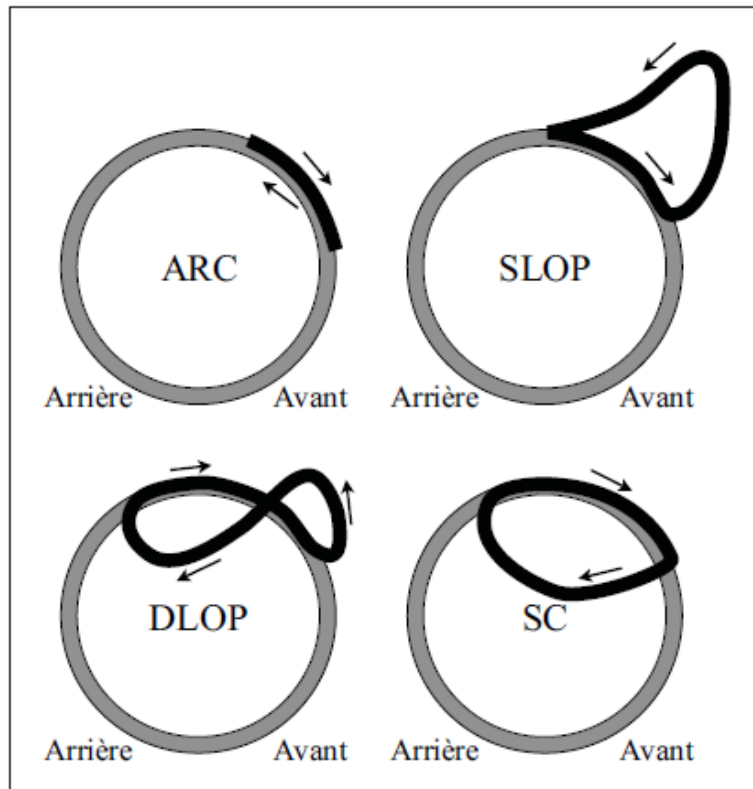


Figure 6 : Quatre stratégies de propulsion et de recouvrement d’après Chénier (2012).
ARC : arc de cercle ; **SLOP** : simple boucle ; **DLOP** : double boucle ; **SC** : semi-circulaire.

Boninger *et al.* (2002) ont montré que la cadence diffère en fonction des patterns, ce qui est directement lié au rapport entre le temps de propulsion et le temps de recouvrement. Dans une autre de leurs études, Boninger *et al.* (2000) ont montré que la fréquence de poussées est corrélée au risque de blessures au niveau du poignet. Le pattern SC est alors considéré comme le moins à risque de développer des blessures, bien que ce ne soit pas le plus utilisé (Boninger *et al.*, 2002). Koontz *et al.* (2009) ont montré que lors du démarrage, seuls les utilisateurs les plus expérimentés utilisent le pattern SC minimisant ainsi les forces. Il semblerait ainsi y avoir un réel intérêt à prendre en compte le pattern de propulsion choisi par l'utilisateur.

2.2.3. Dynamique

Veeger *et al.* (1989 ; 1992b) ont publié de nombreuses études concernant l’analyse de la propulsion en FRM et décrivent la force résultante comme étant la norme de la force totale (F_{tot}) :

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

La force F_x est définie comme antéro-postérieure, la force F_y est verticale et la force F_z est médio-latérale, dans un système de coordonnées à droite (Figure 7).

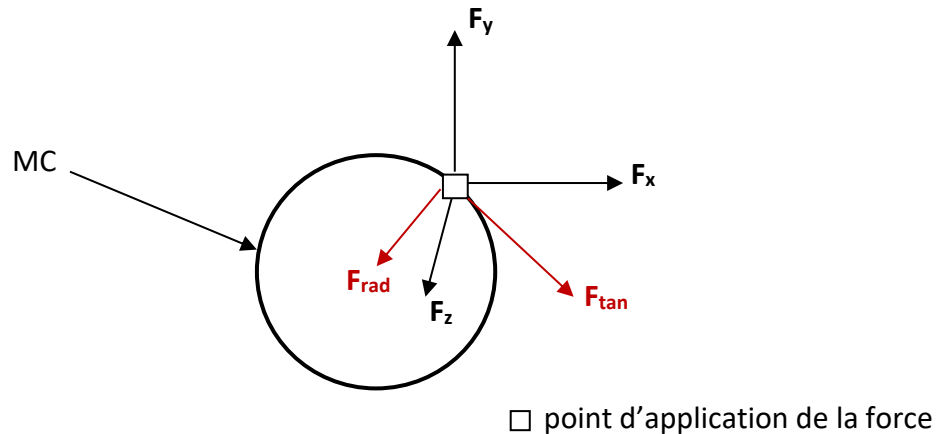


Figure 7 : Représentations des forces appliquées sur la Main Courante.
 F_{tan} : force tangentielle ; F_{rad} : force radiale.

L'efficacité de propulsion peut être définie à partir des paramètres cinétiques tels que les forces appliquées sur la MC, les moments de force, la puissance développée ainsi que la Fraction Efficace de la Force totale (FEF). Sur le plan des actions mécaniques lors de la propulsion en FRM, de nombreux auteurs ont étudié les caractéristiques des efforts extérieurs exercés par la main sur la MC durant la phase de poussée (Vanlandewijck *et al.*, 2001 ; Boninger *et al.*, 2002). Veeger *et al.* (1992b) introduisent le terme FEF, et le définissent comme le ratio entre la composante tangentielle (F_{tan}) des forces à la MC et la F_{tot} :

$$FEF(\%) = \frac{F_{tan}}{F_{tot}} \times 100 \quad (3)$$

Avec F_{tan} étant égal au moment M_z (moment autour de l'axe de rotation z : figure 18) divisé par le rayon de la main courante. Ce paramètre représente donc la proportion de la F_{tot} qui contribue à la propulsion, car la seule composante de la F_{tot} contribuant à la propulsion est tangentielle à la MC (Figure 7). Les composantes radiales et axiales créent, quant à elles, de la friction au niveau de la MC pour que l'utilisateur puisse appliquer une force propulsive (Vanlandewijck *et al.*, 2001).

Le désavantage de la FEF est que cet indice est influencé par le « gripping moment » (Jahanian *et al.*, 2018). En effet, la main peut générer un moment au niveau de la MC pouvant influencer celui produit autour de l'axe de la roue. Si on utilise la FEF, l'amplitude de la F_{tan} est alors surestimée et peut très bien dépasser celle de la F_{tot} mesurée si le « gripping moment » est important et si la force appliquée est faible.

De leur côté, Boninger *et al.* (2002) définissent également un ratio de la F_{tan} sur la F_{tot} (MEF (Mechanical Effective Force) = FEF^2) pour mesurer l'efficacité de la propulsion. Ce ratio de la force efficace est sensiblement différent de celui défini par Veeger *et al.* (1992b).

En général, dans les études publiées, la composante tangentielle varie entre 21 et 73 % de la F_{tot} pour des paraplégiques ou des non-utilisateurs (Robertson *et al.*, 1996 ; Dallmeijer *et al.*, 1998 ; Boninger *et al.*, 1999). Ces valeurs relativement basses attesteraient du caractère non optimal de la direction des trois composantes de la force. En d'autres termes, lors de la propulsion en FRM, les sujets ne dirigeraient pas les forces qu'ils appliquent aux MC dans la direction tangentielle la plus efficace. Ceci pourrait expliquer, dans une certaine mesure, le faible rendement mécanique observé lors de la propulsion en FRM.

Or, de Groot *et al.* (2002a ; 2002b ; 2003 ; 2003a, b ; 2004 ; 2005) ont réalisé tout un ensemble de travaux sur l'apprentissage de la propulsion en FRM montrant notamment qu'un apprentissage de la technique de propulsion n'avait pas pour effet d'augmenter la FEF. Parmi ces travaux, ces auteurs ont analysé la relation entre l'efficacité de la direction des forces et le rendement mécanique brut (De Groot *et al.*, 2002a ; de Groot, 2003). Dans cette expérimentation, la consigne donnée aux sujets (non-utilisateurs de FRM) était d'essayer d'améliorer la FEF sur les MC grâce à un feedback visuel. Malgré une amélioration de la FEF conforme à la consigne, les résultats physiologiques révèlent néanmoins que celle-ci n'a pas eu d'effet positif sur le rendement mécanique brut. Ce résultat va dans le sens des résultats obtenus à partir de la simulation proposée par Rozendaal et Veeger (2000) et Rozendal *et al.* (2003). En effet, ces auteurs estiment que la direction des forces appliquées sur les MC ne doit pas être nécessairement tangentielle pour être la plus optimale qu'il soit. Ainsi, certains auteurs considèrent, sur des bases théoriques, que la propulsion nécessiterait une direction des forces plus verticale afin de créer un coefficient de frottement suffisamment élevé entre la MC et la main (Vanlandewijck *et al.*, 1997 ; van der Woude *et al.*, 2001).

Malgré cette divergence de point de vue, la FEF apparaît, dans la communauté scientifique, comme un critère important pour jauger de l'efficacité de la propulsion. Ce critère a d'ailleurs largement été utilisé pour évaluer l'efficacité de la technique de propulsion (Boninger *et al.*, 2002), de l'apprentissage (de Groot, 2003), de l'entraînement (Veeger *et al.*, 1992b), de la charge de travail (Veeger *et al.*, 1991), de la vitesse (Veeger *et al.*, 1992a) ou encore des réglages du FRM (Kotajarvi *et al.*, 2004).

Ainsi, comprendre l'efficacité mécanique de la propulsion en FRM passe par la compréhension de l'intensité et de la direction des forces appliquées ainsi que la période du cycle au cours duquel elles agissent. Robertson *et al.* (1996) ont montré que les F_{tan} diffèrent entre les utilisateurs de FRM inexpérimentés et expérimentés lorsque la vitesse est sous-maximale et constante. Ils ont montré que les utilisateurs expérimentés de FRM ont :

- 1) une phase de poussée plus longue (période de contact avec la MC),
- 2) des forces maximales réduites pour une même vitesse de propulsion,
- 3) des forces maximales atteintes plus tard lors de la phase de poussée,
- 4) un cycle de propulsion plus long.

Toutefois, il n'est pas encore clairement établi dans la littérature si l'amplitude des forces développées est liée à l'expérience de la propulsion et/ou à l'amélioration des techniques de propulsion. Cependant, plus récemment, Rozendaal *et al.* (2003) ont étudié par simulation la

direction de la FEF, et leurs résultats suggèrent que les utilisateurs expérimentés en FRM optimisent leur schéma de force en équilibrant l'effet mécanique et le coût musculosquelettique, en orientant leurs forces de manière à obtenir un effet maximal avec un 'coût musculosquelettique' minimal.

Pour une condition cinématique donnée et une amplitude de force donnée (déterminée expérimentalement), les contours du rapport effet sur coût, R , peuvent être dessinés sous forme de graphique polaire de R contre la direction de la force (Figure 8). Un contour en R allongé indique une direction de force fortement préférable. Il est déconseillé de viser la direction où R a son maximum exact, où de légères erreurs de direction dues à des perturbations externes peuvent entraîner une diminution de R .

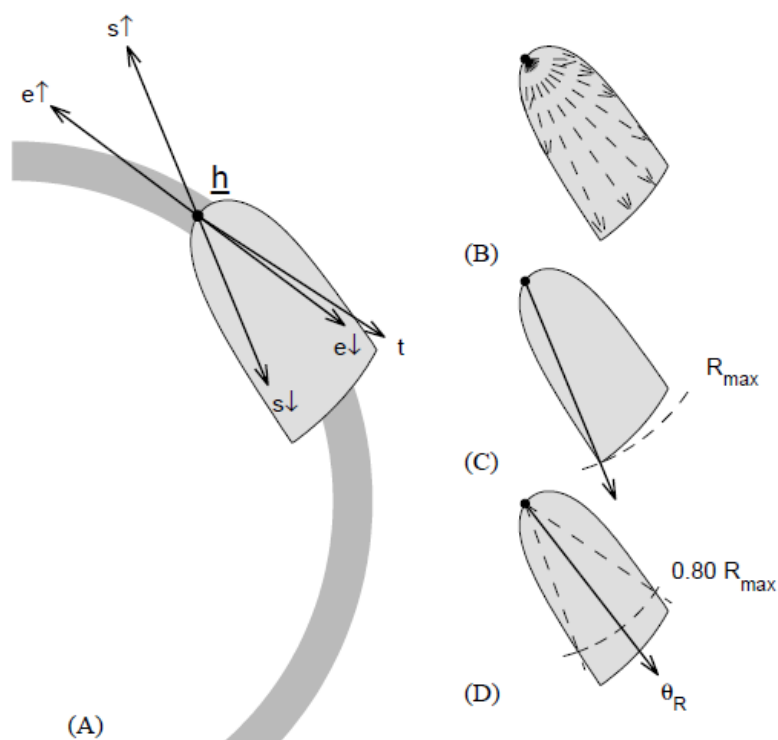


Figure 8 : Représentation schématique du rapport de l'effet mécanique sur le coût musculosquelettique lors de la propulsion en Fauteuil Roulant Manuel.

(A) Contour R (zone grise) partant de la position de la main h , avec les directions caractéristiques indiquées. t : F_{tan} ; s : force appliquée suivant la direction de l'épaule ; e : force appliquée suivant la direction du coude (B). Les contours R sont obtenus en indiquant la valeur d'effet – coût R pour une direction donnée de la force dans la direction correspondante (flèches brisées) et en reliant les points d'extrémité. (C) Lorsque la direction du maximum R est visée, de petites erreurs d'orientation de la force (flèche) peuvent entraîner une diminution considérable de la valeur du R . (D) Diriger la force vers le centre de la région où les valeurs R sont 'acceptablement grandes' (80 % du maximum) est une stratégie plus adéquate.

2.2.4. Perception de l'effort

Toute production d'un effort exerce une contrainte plus ou moins importante sur le plan physique et psychologique. La perception de l'effort par l'athlète est considérée comme une mesure « psychophysique » ou « psychophysiologique » (Delignières, 1993). Son évaluation permettrait de mieux comprendre les effets des modes de propulsion. Les échelles de notation sont l'outil le plus largement utilisé dans l'étude de la perception de l'effort et l'échelle de Borg à 15 points (Borg, 1990) est la plus employée. L'échelle psychométrique de mesure de la perception de l'effort, intitulée Rating of Perceived Exertion Scale ou Borg RPE Scale, a été proposée dans le but d'établir une référence interindividuelle d'évaluation de ce paramètre. La version définitive de l'échelle (Borg RPE 6-20 Scale) repose sur 15 graduations calquées sur la plage de variation linéaire de la fréquence cardiaque (FC ; 60-200 bpm) en référence à la relation RPE – FC (*i.e.* RPE = 10 x FC ; Borg *et al.*, 1987) car l'évaluation de l'effort perçu est fortement corrélée aux indicateurs physiques d'effort tels que la fréquence cardiaque, la consommation d'oxygène, le lactate sanguin et la fréquence respiratoire (Pandolf, 1983). Selon les normes de l'American College of Sports Medicine, les valeurs de l'effort perçu ont été classées ainsi :

- très léger : <9
- léger : 9-11
- modéré : 12-13
- vigoureux : 14-17
- quasi maximal à maximal : ≥18

Le sujet est également apte à différencier des perceptions somatiques particulières à partir d'une même échelle RPE de référence. Plus précisément que la perception de l'effort dite « globale » (RPE-O), peuvent aussi être évalués les facteurs « centraux » (RPE-C) correspondant aux sensations du système cardiorespiratoire (par exemple, la fréquence cardiaque et l'absorption d'oxygène), et « périphériques » (RPE-L) liés à une perception de tension dans les muscles ou les articulations en exercice (par exemple, la fatigue musculaire locale) (Pandolf, 1983).

Bien que son application soit pertinente dans le cadre de tâches physiques sollicitant les membres supérieurs (Paulson *et al.*, 2013), la perception subjective de l'effort lors de la propulsion en FRM est un domaine qui a reçu très peu d'attention dans la littérature. Parmi les travaux disponibles, les évaluations de l'effort perçu ont été examinées en fonction de la taille de la MC et de la vitesse de propulsion (Gayle *et al.*, 1990), de la combinaison des stratégies de propulsion et des FP (Goosey-Tolfrey et Kirk, 2003) et du degré de coordination entre la respiration et les mouvements rythmiques des bras (Fabre *et al.*, 2006). Il est également montré que les scores de RPE présentent une relation curviligne avec la FP (Goosey *et al.*, 2000), et sont associés à la FP choisie par l'utilisateur. Le RPE semble ainsi étroitement associée à la consommation d'oxygène et/ou l'efficacité mécanique avec la FP. En revanche, Fabre *et al.* (2006) ont montré une augmentation de l'évaluation des scores de RPE avec une

FP accrue, mais aucune différence avec une FP diminuée par rapport à la FP spontanée. Il semblerait que la perception de l'effort soit induite par les facteurs périphériques et influencerait la sélection de la FP lors de la propulsion en FRM. Cependant, les conclusions actuelles sont essentiellement tirées du cyclisme et du handbike (Goosey *et al.*, 2000 ; Fabre *et al.*, 2006). Il est supposé que l'évaluation de l'effort perçu serait non seulement un outil utile pour fournir des informations sur la relation avec la stratégie de poussée, mais surtout que les scores différenciés pourraient permettre de déterminer si les facteurs centraux ou périphériques contribuent davantage aux changements observés dans l'efficacité mécanique.

2.3. Techniques de propulsion

2.3.1. Modes de propulsion

De nombreuses études se sont penchées sur la propulsion en FRM. Goosey-Tolfrey et Kirk (2003) identifient deux principaux modes de propulsion :

- le mode de propulsion Syn dans lequel les bras travaillent ensemble, appliquant ainsi une force au même moment sur la MC,
- le mode de propulsion Asy dans lequel les bras travaillent en alternance, ainsi, à un moment donné, un seul bras à la fois applique une force sur la MC.

S'il est montré dans la littérature que la performance et le risque de blessures sont influencés par les modes de propulsion, des divergences existent encore quant aux conséquences du choix de l'une ou de l'autre des modalités de propulsion sur certains paramètres biomécaniques comme physiologiques (Lenton, 2012 ; Faupin *et al.*, 2013).

Selon Faupin *et al.* (2013), la vitesse maximale moyenne et la puissance de poussée sont plus élevées en Syn vs Asy, et ce quel que soit l'angle de carrossage. Cependant, la variation du profil de vitesse est inférieure en Asy vs Syn, quel que soit l'angle de carrossage. De même, il est montré un rapport supérieur du temps de propulsion sur le temps de cycle (T_p/T_c) et une FP supérieure en Syn vs Asy et inversement, et des valeurs du temps de cycle (T_c) et du temps de propulsion (T_p) inférieures en Syn pour une vitesse moyenne (V_{moy}) supérieure. Le mode Asy, où les forces sont appliquées par un bras à la fois sur les MC, permettrait une plus grande continuité de l'application des forces, réduisant de ce fait le risque de développer des TMS.

Glaser *et al.* (1980) ont montré des rendements plus élevés en Asy vs Syn. Goosey-Tolfrey et Kirk (2003) ont, quant à eux, mis en avant que les paramètres physiologiques et la perception de l'effort sont influencés non seulement par le mode de propulsion mais également par la FP. Ainsi, lorsque la cadence est faible, il semblerait que le mode Syn soit plus économique et moins stressant physiologiquement ; néanmoins, lorsque la FP augmente, le mode Asy apparaît comme préférable d'un point de vue physiologique. Pour Lenton *et al.* (2014), le mode Asy apparaît comme plus efficace en termes de FEF, mais également plus contraignant en termes de F_{tot} et de RoR. Lenton *et al.* (2008) ont également montré que les réponses physiologiques et les indices d'efficacité mécanique sont influencés par la

combinaison du mode de propulsion, de la FP et de la vitesse. Lovell *et al.* (2011) ont montré que la propulsion Asy entraînait une meilleure coordination musculaire par rapport à la propulsion Syn associée à une FP pouvant être plus élevée, notamment lors du démarrage. Ils ont également montré que les schémas de mouvements Asy du bas du corps associés à la marche, à la course ou au vélo influençaient et permettaient une meilleure coordination des schémas de mouvements similaires (Asy) du haut du corps (Zehr *et al.*, 2009).

La propulsion Asy est caractérisée par des mouvements latéraux du FRM, appelés mouvements de « steering », dus au fait que les forces ne sont pas appliquées au même moment sur les MC. En effet, lorsque les forces sont appliquées sur la MC droite, le FRM va dévier vers la gauche, et inversement. Ces mouvements de steering existent également lors de la propulsion Syn car le sujet doit constamment contrôler son FRM pendant la propulsion. Nous supposons que les mouvements de steering les plus importants se retrouvent lors de la propulsion Asy en raison de l'alternance de ce mode de propulsion, même si, à notre connaissance, aucune étude n'a quantifié ce phénomène. De plus, l'ensemble des études citées précédemment a été réalisé en laboratoire où les mouvements latéraux du FRM en condition Asy sont neutralisés. À notre connaissance, il y a très peu de données sur la propulsion Asy en situation écologique.

2.3.2. Symétrie de la propulsion

Bien que la symétrie ait été largement étudiée dans le domaine de la marche (Kaufman *et al.*, 1996 ; Bhave *et al.*, 1999 ; Perttunen *et al.*, 2004) ou du cyclisme (Daly et Cavanagh, 1976 ; Smak *et al.*, 1999), peu d'études se sont intéressées à la symétrie de propulsion en FRM. En effet, il semblerait qu'une asymétrie notamment due aux différences bilatérales anthropométriques existe lors la marche, et que plus les écarts sont importants, plus l'asymétrie constatée est grande (Kaufman *et al.*, 1996 ; Bhave *et al.*, 1999 ; Perttunen *et al.*, 2004). Ainsi, il se pourrait que les différences anthropométriques au niveau des membres supérieurs soient à l'origine d'une asymétrie de la propulsion. Cependant, à notre connaissance, aucune étude ne s'est intéressée à ce phénomène.

En cyclisme, on pourrait penser que le pédalage est symétrique et que chaque membre effectue 50 % du travail total, cependant il semblerait que ce ne soit pas le cas. Daly et Cavanagh (1976) se sont intéressés à l'influence de la latéralité sur les asymétries de pattern de pédalage pour différentes puissances et ont calculé un index d'asymétrie à partir du ratio suivant :

$$Index\ d'Asymétrie\ (IA) = \frac{Travail\ du\ membre\ dominant}{Travail\ du\ membre\ non\ dominant} \times 100\ (\%) \quad (4)$$

Ainsi, ils ont montré qu'il existe des différences significatives d'environ 14 % du niveau de force appliquée entre les deux pédales. Ils ont également rapporté des différences significatives d'asymétries en fonction de la cadence de pédalage. Il semblerait que le membre dominant effectue une grande partie du travail lorsque le sujet pédale à une faible cadence

(40 tours/minute). Cependant, lors de l'emploi de cadences plus élevées, c'est le membre non dominant qui travaillerait plus pour rétablir la symétrie.

Smak *et al.* (1999) ont identifié deux principales origines d'une asymétrie lors du pédalage :

- musculaire : un des membres présente des qualités de force, d'endurance et/ou de résistance à la fatigue plus importantes que l'autre,
- technique, liée au contrôle moteur : inconsciemment ou pas, le cycliste n'applique pas les mêmes forces à droite et à gauche, alors que ces deux membres ont des qualités de force équivalentes.

Le pédalage en cyclisme présentant des caractéristiques de propulsion Asy, les conclusions pourraient être extrapolées aux membres supérieurs lors de la propulsion Asy en FRM.

La propulsion en FRM est généralement décrite comme une tâche symétrique due aux difficultés de mesures bilatérales (Boninger *et al.*, 1999). Néanmoins, des études ont montré que, en supposant une symétrie entre les membres supérieurs lors de l'évaluation de la propulsion en FRM, des erreurs peuvent se produire conduisant à des résultats non représentatifs de la propulsion en FRM. C'est notamment le cas de Boninger *et al.* (2002) qui ont montré que les patterns de propulsion peuvent différer entre les membres droit et gauche.

Vegter *et al.* (2013) ont utilisé deux roues instrumentées (Smartwheel et Optipush) afin de déterminer la variabilité des forces transmises d'une roue à l'autre. Malgré une variabilité importante, ils ont constaté de faibles différences de mesures sur une période d'une minute et une corrélation élevée entre les deux roues. Ils ont également montré comment les différences de puissance moyenne entre gauche et droite peuvent influencer sur la direction (Figure 9). En effet, ils ont étudié la propulsion Syn, où les forces sont appliquées au même moment sur les MC, et montrent que lorsque la puissance développée est supérieure d'un côté par rapport à l'autre, se traduisant ainsi par une asymétrie, on observe alors des mouvements latéraux du FRM gênant la propulsion en ligne droite.

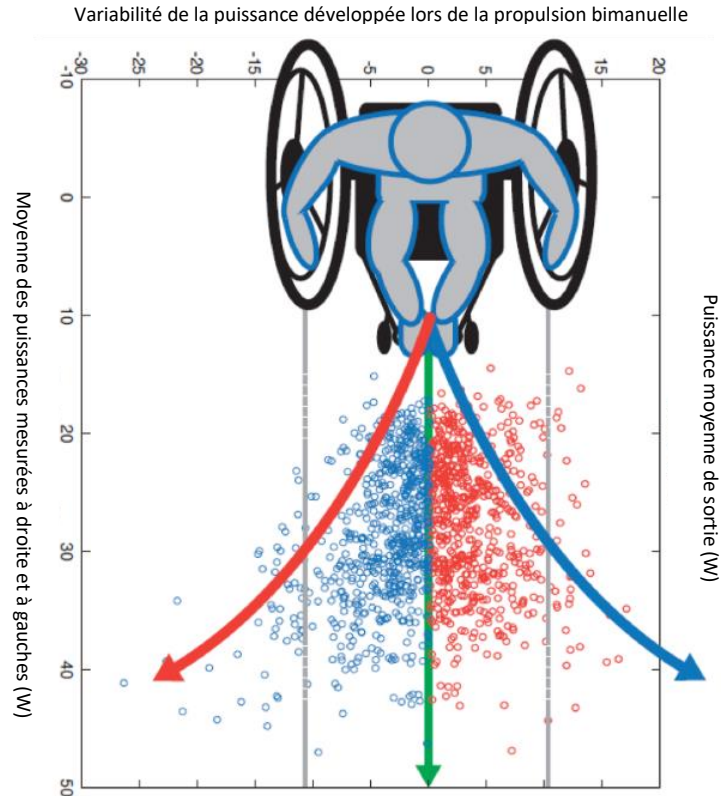


Figure 9 : Variabilité de la puissance développée en propulsion Synchrone (Vegter *et al.*, 2013)

Cette asymétrie dans la propulsion en FRM serait d'autant plus importante dans les conditions pénibles, lorsque les résistances au roulement ou la vitesse augmentent (Hurd *et al.*, 2008, 2009 ; Soltau *et al.*, 2015 ; Chenier *et al.*, 2017). En effet, Soltau *et al.* (2015) ont étudié la symétrie de propulsion à différentes vitesses et ont montré que les variables cinématiques, cinétiques et spatio-temporelles semblent être plus importantes du côté du membre dominant. Ils ont également montré qu'une asymétrie est à l'origine d'une propulsion constante difficile à cause de l'augmentation du coût énergétique. Hurd *et al.* (2008, 2009) ont étudié l'asymétrie à partir de différentes surfaces intérieures et extérieures, et en condition de laboratoire. Ils ont montré que l'asymétrie est plus importante sur des terrains extérieurs, lorsque la résistance au roulement augmente. Comme pour Soltau *et al.* (2015), les variables étudiées apparaissent comme supérieures du côté de la main dominante.

Chénier *et al.* (2017) ont, quant à eux, proposé un indice de symétrie continu (ISI) afin de comparer une variable enregistrée simultanément des deux côtés grâce à des roues instrumentées. L'ISI est défini comme l'aire absolue entre les deux courbes de la variable évaluée, normalisée par la somme des aires absolues sous les deux courbes :

$$ISI = \frac{\int_{t_1}^{t_2} |D-ND| dt}{\int_{t_1}^{t_2} |D| dt + \int_{t_1}^{t_2} |ND| dt} \quad (5)$$

où D et ND sont la variable évaluée sur les membres dominant et non dominant, respectivement, et où t_1 et t_2 représentent le début et la fin de la période de temps pendant laquelle l'ISI est calculé. L'ISI est compris dans un intervalle compris entre 0 et 1. Une valeur de 0 signifie que la variable est toujours instantanément symétrique. Une valeur de 1 signifie l'inverse : à chaque instant, l'un des membres est à zéro ou les deux côtés correspondent au signe opposé (par exemple, une main pousse tandis que l'autre tire). Ils ont montré, lors de tests réalisés en ligne droite sur une plateforme inclinée latéralement, que l'asymétrie augmente avec l'inclinaison, s'expliquant par des moments nettement supérieurs pour la main du côté de la pente qui doit alors corriger la trajectoire pour continuer à propulser en ligne droite.

Goosey-Tolfrey *et al.* (2018) utilisent une autre méthode de calcul de la symétrie de propulsion. Ces auteurs définissent l'asymétrie de propulsion comme étant la différence absolue entre les valeurs pics de M_z entre les deux roues :

$$\text{Asymétrie} = |M_z\text{-R} - M_z\text{-L}|(5)$$

Également, il semblerait qu'une diminution de l'asymétrie de propulsion (Chapitre 2.3.2) ait un impact favorable sur le risque de blessures (Hurd *et al.*, 2008 ; Chenier *et al.*, 2017), due à un meilleur équilibre des forces produites par les membres supérieurs.

Schnorenberg *et al.* (2014) se sont davantage intéressés à l'analyse du mouvement, et ont montré, lors de tests de 15 mètres en ligne droite à vitesse spontanée (auto-choisie), une asymétrie au niveau des angles articulaires des membres supérieurs droit et gauche (Figure 10).



Figure 10 : A à C : asymétrie du mouvement lors de la phase de recouvrement ; D : mouvement symétrique (Pelland-Leblanc *et al.*, 2014). Illustrations avec l'utilisation de FRM d'athlétisme où la technique de propulsion n'est pas identique à celle du handibasket.

Cette asymétrie dans le mouvement est parfois incontrôlable et directement reliée à la lésion responsable du handicap. Par contre, dans bien des cas, elle dérive de vieilles habitudes et pourrait être corrigée si l'athlète pouvait en prendre connaissance et avoir une rétroaction ou biofeedback favorable à sa correction (Pelland-Leblanc *et al.*, 2014).

Cependant, l'ensemble de ces études ont été réalisées en condition de propulsion Syn et nous ne connaissons pas à ce jour d'étude ayant analysé la symétrie lors de la propulsion Asy, tandis que la symétrie de la marche et du cyclisme, qui sont eux-aussi des mouvements Asy, ont déjà été largement étudiées.

2.4. Troubles Musculosquelettiques (TMS) et propulsion en FRM

En France, on compte près de 360 000 utilisateurs de FRM, et parmi eux, 30 à 60 % souffrent de TMS (Lepoutre *et al.*, 2011).

Les TMS sont particulièrement étudiés dans la littérature dans le cadre du travail. Ils sont définis par l'assurance maladie comme des pathologies multifactorielles qui perturbent la vie quotidienne car ils sont gênants, douloureux, et peuvent être invalidants. Ils sont nombreux et regroupent un ensemble d'affections pouvant toucher les muscles, les articulations, les tendons, les nerfs et les os. Ils peuvent apparaître rapidement mais s'installent le plus souvent de façon progressive après une longue période de sollicitations intensives des parties du corps atteintes.

Des facteurs de risques biomécaniques ont été identifiés (Routhier *et al.*, 2004) :

- les gestes répétitifs
 - les efforts excessifs
 - les postures contraignantes
- } retrouvés dans l'utilisation d'un FRM

Les TMS sont très présents dans les activités professionnelles, mais on les observe aussi fréquemment chez les utilisateurs de FRM pour qui la propulsion et le freinage sollicitent les membres supérieurs de façon importante. Les utilisateurs de FRM ont donc un risque plus élevé de développer des pathologies du membre supérieur (Bayley *et al.*, 1987). Cette incidence plus élevée est en partie due à des charges répétées et importantes subies par les membres supérieurs durant la propulsion en FRM (Bayley *et al.*, 1987). Les tâches consistant à tirer et pousser (Hoozemans *et al.*, 2002), à atteindre ou dépasser le niveau de la tête (Pope *et al.*, 2001), et l'élévation des bras (Moffet *et al.*, 2002) sont les tâches les plus couramment associées à des douleurs de l'épaule et à des TMS.

Certains auteurs ont cherché à montrer comment la variabilité individuelle de propulsion en FRM est associée à des douleurs au niveau de l'épaule (Sosnoff *et al.*, 2015). Ces auteurs ont montré que les sujets ayant des douleurs au niveau des épaules présentent une variabilité cinématique de propulsion plus importante que ceux ne présentant pas de douleur ; les sujets semblent modifier leurs patterns de propulsion lorsqu'ils appliquent une pression sur la MC pour rester dans une zone « sans douleur ». D'autres ont montré que les paramètres biomécaniques de la propulsion représentent un facteur important associé à des blessures au niveau du poignet dues aux mouvements répétitifs (Boninger *et al.*, 1999). En effet, la propulsion en FRM est une tâche répétitive qui requiert un développement de force important dans les phases de traction et de poussée s'effectuant dans des amplitudes articulaires

extrêmes au niveau de l'épaule et du poignet, augmentant ainsi le risque de blessures. De plus, il semblerait qu'une propulsion asymétrique puisse contribuer au développement de douleurs, voire de pathologies, notamment car elle peut avoir un impact sur la distribution des charges au niveau des épaules (Hurd *et al.*, 2008 ; Chenier *et al.*, 2017). Kim *et al.* (2002) ont montré que le démarrage et le freinage sont à l'origine de contraintes articulaires importantes dues aux forces développées dans ces phases. Pour finir, Desroches *et al.* (2010) proposent trois configurations des articulations (propulsion, stabilisation et résistance) qui sont directement liées à la puissance des articulations. La configuration de stabilisation au niveau des articulations pourrait expliquer, au moins en partie, le faible rendement mécanique lors de la propulsion du FRM et pourrait permettre d'estimer le risque de blessure au niveau des articulations du poignet, du coude et de l'épaule.

Les pathologies les plus courantes chez les utilisateurs de FRM sont les tendinites des muscles de la coiffe des rotateurs (Figure 11) et le syndrome du canal carpien (Figure 12), qui augmentent les limitations fonctionnelles, voire diminuent l'autonomie de la personne. On peut également observer des TMS au niveau du coude, notamment l'épicondylalgie latérale et l'épicondylalgie médiale (Figure 13), mais sa prévalence est beaucoup plus faible. Au niveau de l'épaule, la coiffe des rotateurs est constituée de l'ensemble des tendons des muscles de l'épaule qui permettent l'élévation du bras (sous-scapulaire, petit rond, sous-épineux, sus-épineux). La tendinite des muscles de la coiffe des rotateurs (Figure 11) est due à un surmenage de ces tendons provoquant leur inflammation. L'altération des fibres tendineuses peut conduire à une rupture tendineuse. Le syndrome du canal carpien (Figure 12), au niveau de la main, se manifeste par des troubles sensitifs liés à la compression du nerf médian lors de son passage dans le canal carpien.

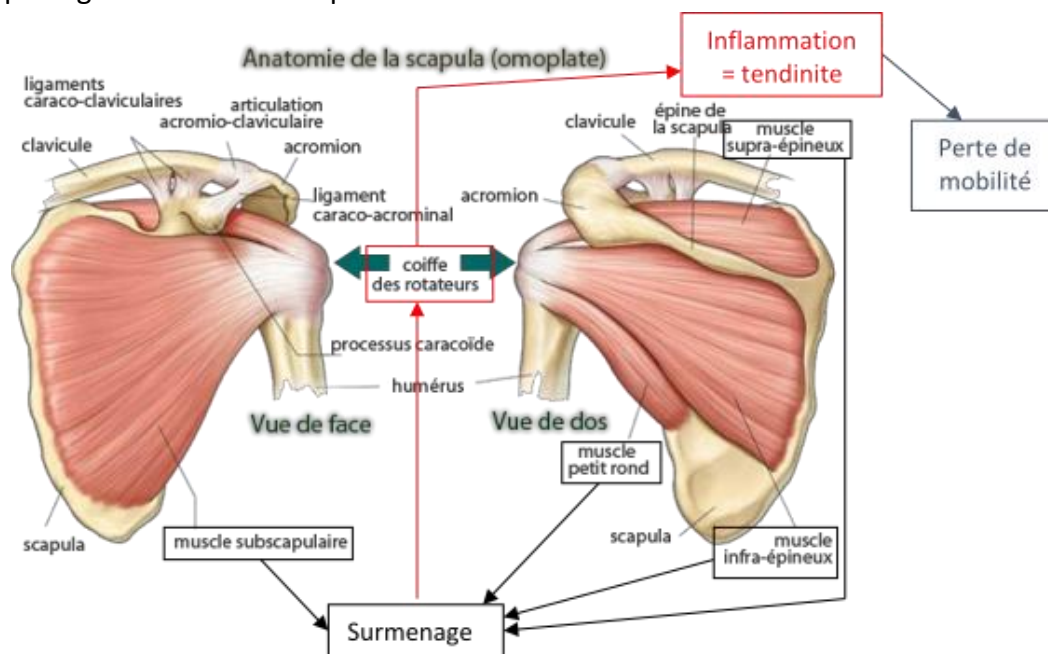


Figure 11 : Trouble Musculosquelettique de l'épaule : tendinite de la coiffe des rotateurs^b.

^b <http://reflexions.ulg.ac.be>

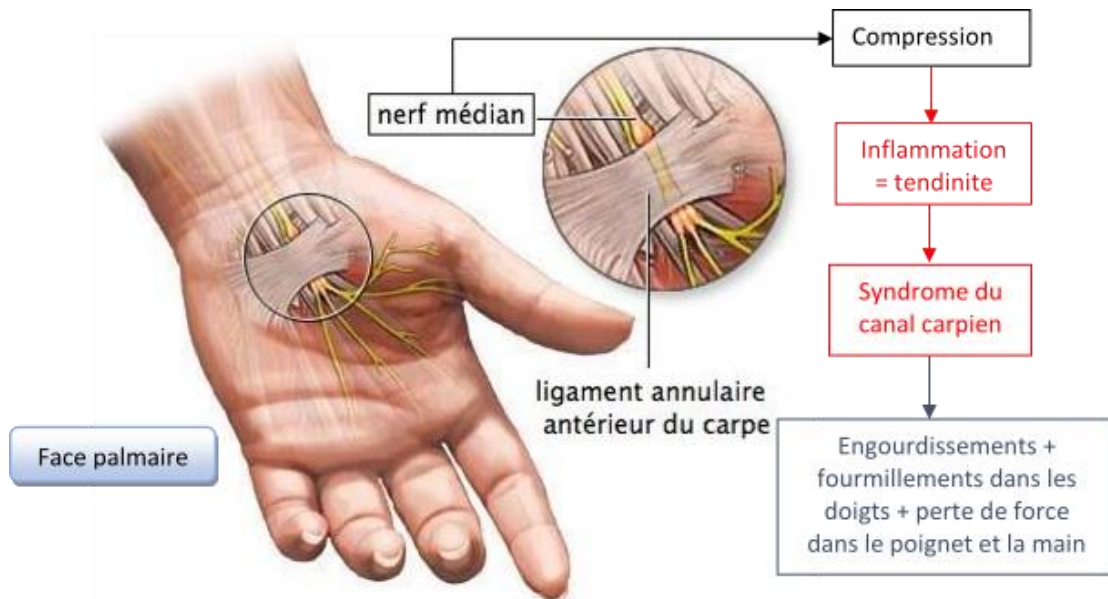


Figure 12 : Trouble Musculosquelettique du poignet : syndrome du canal carpien^c.

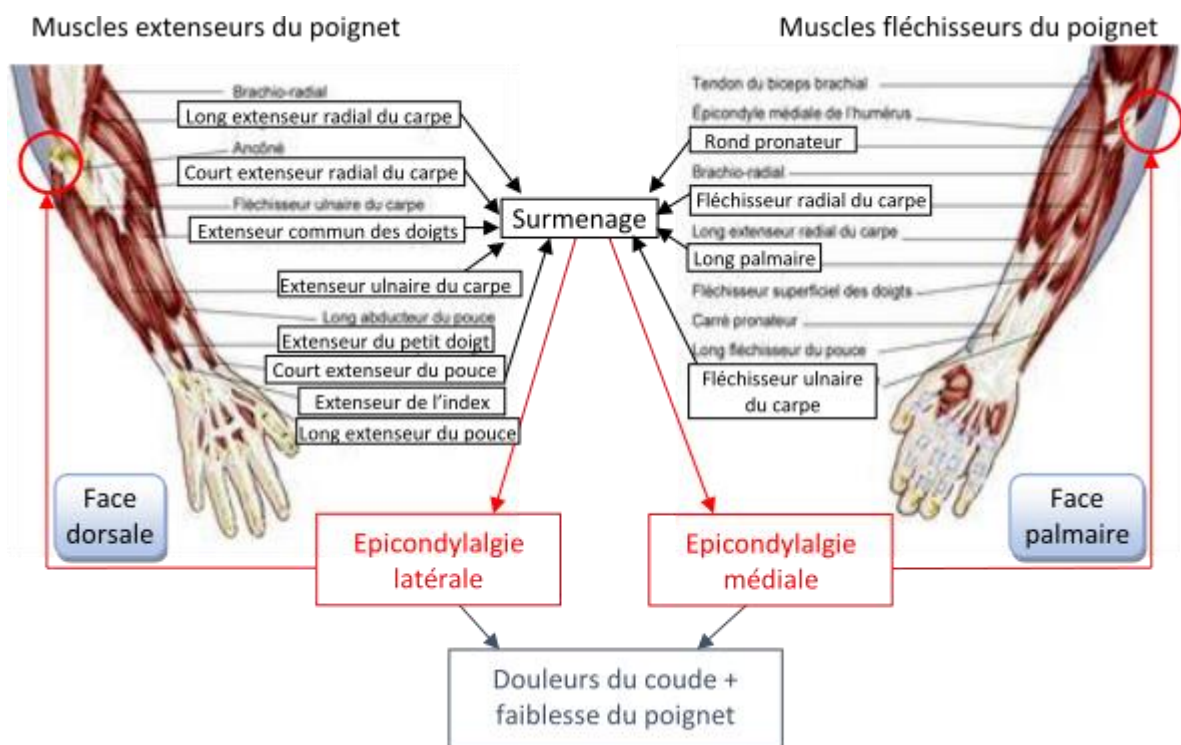


Figure 13 : Troubles Musculosquelettiques du coude : épicondylalgie latérale et épicondylalgie médiale^d.

^c <http://www.chirurgiemain.fr/pathologies/maladie-de-la-main/syndrome-canal-carpien/>

^d <http://techniquerollin.com>

Plusieurs recommandations formulées dans des directives cliniques du Consortium for Spinal Cord Medicine ont été spécifiquement liées à la propulsion du FRM et à la prévention de la douleur du membre supérieur et des blessures, à savoir :

- réduire la fréquence des tâches répétitives des membres supérieurs,
- réduire les forces nécessaires pour accomplir les tâches des membres supérieurs,
- utiliser des mouvements longs et lisses qui limitent les impacts élevés sur la MC.

Il semblerait également qu'une diminution de l'asymétrie de propulsion (Chapitre 2.3.2) ait un impact favorable sur le risque de blessures (Hurd *et al.*, 2008), due à un meilleur équilibre des forces produites par les membres supérieurs. Schnorenberg *et al.* (2014) ont montré que chez les jeunes utilisateurs de FRM, les mouvements de propulsion sont caractérisés par des angles élevés au niveau des articulations du poignet et de l'épaule dans les trois plans de l'espace, ainsi que par des forces articulaires importantes. Ces auteurs ont mis en évidence que les positions angulaires extrêmes et les forces pics importantes accentuent le risque de développer des TMS par l'augmentation de la charge articulaire des membres supérieurs lors de la propulsion FRM. Ils ont également montré des différences dans l'amplitude articulaire entre les côtés dominants et non-dominants, accentuant l'asymétrie de propulsion et les risques de TMS. Warner *et al.* (2018) ont montré l'existence d'asymétries dans la cinématique scapulaire chez les sportifs en FRM. Ces auteurs ont mis en évidence que l'inclinaison postérieure de la scapula est supérieure du côté dominant et peut augmenter l'espace sous-acromial, réduisant ainsi le risque de développer des TMS et pouvant expliquer l'absence de douleur et de TMS observé.

Ainsi, la littérature permet de répertorier assez facilement les nombreux auteurs qui se sont intéressés aux paramètres cinématiques. En revanche, celle-ci est nettement plus pauvre quant aux travaux relatifs à l'évaluation des forces et moments articulaires au poignet lors de la propulsion en FRM (Rodgers *et al.*, 1994 ; Boninger *et al.*, 1997 ; Boninger *et al.*, 1999). En s'interrogeant sur les liens entre les paramètres biomécaniques lors de la phase de poussée, le fonctionnement du nerf médian et certaines caractéristiques anthropométriques, Boninger *et al.* (1999) ont déterminé tout un ensemble de variables cinétiques clés. Pour cela, leur FRM était équipé de la Smartwheel (Chapitre 2.5.1.c.). Parmi celles-ci, il y a notamment le couple maximum, correspondant au moment de force appliqué sur les MC le plus élevé, et le taux maximum d'augmentation de la force (en termes anglo-saxons « maximum Rate of Rise » ou RoR). La Figure 14 représente certains paramètres de force (F_{tot} , F_{tan} , Force radiale et axiale) en fonction du temps. Le taux maximum d'augmentation de la force a été défini comme un paramètre cinétique clé dans la détection des risques de blessures (O'Connor *et al.*, 2002 ; Sisto *et al.*, 2004), notamment au niveau du poignet (Boninger *et al.*, 1999). Par ailleurs, il a été montré que ces variables étaient stables et permettaient de détecter des différences à différentes vitesses (Boninger *et al.*, 1997).

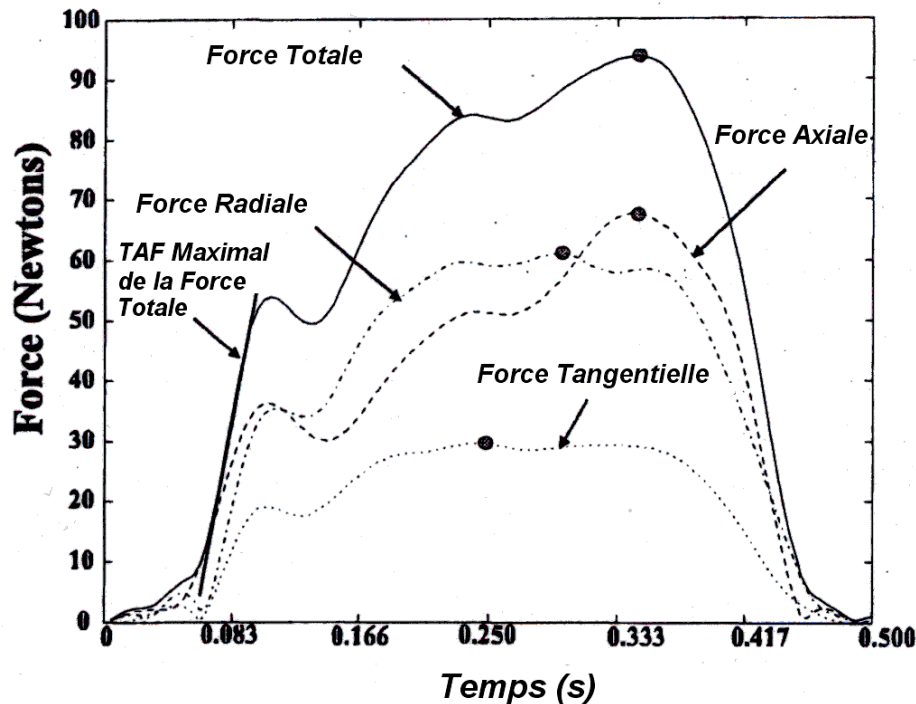


Figure 14 : Représentation type des courbes des forces selon le temps pour un sujet d'après Boninger *et al.* (1999).

Les ronds représentent les forces maximales. La ligne pleine correspond au taux maximum d'augmentation de la force totale.

2.5. Outils d'analyse de la propulsion en FRM

En laboratoire ou en situation écologique, plusieurs outils d'analyse de la propulsion existent, tous présentant des avantages et des inconvénients. Les plus présents dans la littérature sont les ergomètres, les tapis roulants et les roues instrumentées auxquels peuvent être ajoutés un fauteuil instrumenté développé par un consortium français, le FRET. Tous ces outils permettent de recueillir les forces exercées par l'utilisateur du FRM lors de sa propulsion, données nécessaires à l'évaluation de la performance de l'athlète.

2.5.1. Outils d'analyse

a. Ergomètre

Les ergomètres à rouleaux (Figure 15) sont utilisés afin de mesurer les paramètres physiologiques et la puissance développée lors d'un exercice en FRM. Ils sont constitués d'une plateforme sur laquelle est fixée deux rouleaux tournants chacun autour d'un axe et sur lesquels reposent les roues arrière du FRM. Ces rouleaux génèrent alors une force de réaction aux forces appliquées par le sujet sur les MC, sous la forme d'une résistance et parfois d'une inertie (Chénier, 2012). Le cadre du FRM est fixé à l'ergomètre et les sujets simulent la locomotion en appliquant des efforts sur les mains courantes, entraînant la rotation des roues arrière du FRM et des rouleaux. Le réalisme de la propulsion en FRM varie selon le type d'ergomètre utilisé. Theisen *et al.* (1996) ont décrit les caractéristiques d'un ergomètre à

rouleaux constitué d'une plateforme, où le FRM est immobilisé et équipé de deux rouleaux supportant chacun une roue arrière du FRM, ce qui permet de reproduire la propulsion au plus proche de la réalité de terrain. La plateforme de l'ergomètre peut être inclinée afin de simuler une pente. Aujourd'hui, certains ergomètres permettent également de modifier le réglage angulaire des deux ensembles de rouleaux afin de garder un bon rendement de « roulage » avec des fauteuils équipés de roues à fort carrossage tels que les FRM de sport. Faupin *et al.* (2013) ont utilisé un ergomètre à rouleaux pour comparer les propulsions Syn et Asy à partir de différents carrossages chez des handisportifs de haut niveau. Le principal avantage de ce type d'ergomètre est qu'il permet d'étudier les sujets avec leur propre FRM et de recueillir la puissance développée séparément pour chaque roue, permettant ainsi de déterminer la symétrie de la propulsion. Cependant, ils ne permettent pas de simuler au mieux les conditions de terrain, ce qui limite l'interprétation et la validité des résultats. En effet, lors de l'utilisation des ergomètres à rouleaux, la résistance de roulement est supposée être constante tout le long du cycle de propulsion. Or, le déplacement du tronc et du membre supérieur pendant le cycle de propulsion affecte dynamiquement la friction entre le sol et le fauteuil (De Saint Remy *et al.*, 2003 ; Sauret *et al.*, 2009), ce qui modifie la résistance au roulement, tout comme l'orientation des roues avant qui n'est pas prise en compte. De même, ce type d'outil neutralise les mouvements latéraux du FRM, notamment en condition Asy. Le sujet n'a donc pas à corriger sa trajectoire et peut se concentrer uniquement sur sa propulsion.

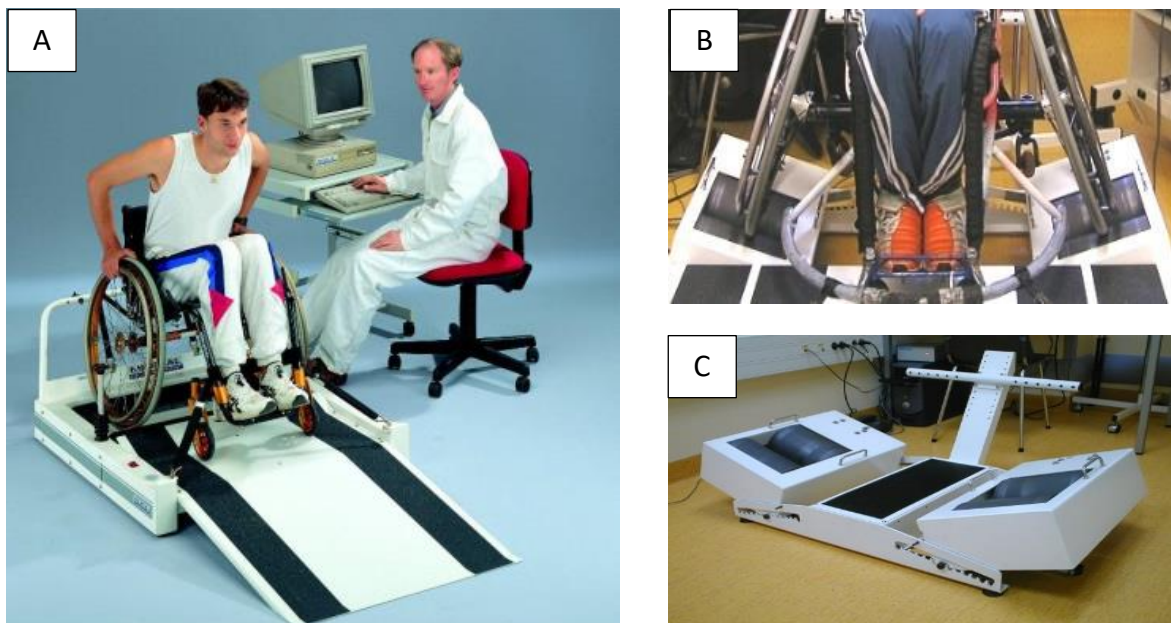


Figure 15 : Ergomètre VP HANDISPORT (HEF Tecmachine, France).

A - Ergomètre à rouleaux communs aux deux roues arrière offrant une résistance de roulement et une inertie commune (Devillard *et al.*, 2001). B et C - Ergomètre à rouleaux indépendants offrant une résistance de roulement et une inertie propre à chaque rouleau.

b. Tapis roulant

Les expérimentations sur tapis roulant (Figure 16) sont également courantes en laboratoire et, comme les ergomètres à rouleaux, permettent d'analyser les paramètres biomécaniques et la puissance développée par le sujet lors de la propulsion avec son propre FRM. Le tapis roulant est le plus réaliste des ergomètres stationnaires puisque les variations de résistance et d'accélération, dues au mouvement du tronc et du membre supérieur, sont partiellement reproduites (Martin *et al.*, 2002). Il est possible pour le sujet de propulser en mode Syn et Asy. Ainsi, la comparaison de ces modes de propulsion est envisageable mais les mouvements de steering ne sont pas pris en compte car le FRM du sujet est attaché (Chénier, 2018); le sujet ne corrige donc pas sa trajectoire. La locomotion en FRM sur un tapis roulant n'est pas aisée et elle est souvent étudiée à vitesse faible. Ainsi, une phase d'apprentissage est nécessaire et, à notre connaissance, aucune étude n'a vérifié que les patrons moteurs étaient identiques sur tapis roulant et en situation réelle.

Par ailleurs, le tapis peut être incliné pour simuler les pentes, et, contrairement à l'ergomètre à rouleaux, les quatre roues sont prises en compte dans la résistance au roulement. Cependant, ce type d'ergomètre seul ne permet pas la collecte séparée de données des roues arrière droite et gauche, et limite la propulsion à une ligne droite.



Figure 16 : Expérimentation sur tapis roulant (h/p/cosmos saturn® 300/100 r).

c. Smartwheel

Il existe plusieurs roues instrumentées équipées de capteurs dynamométriques, permettant de mesurer les forces et moments de force dans les 3 dimensions, appliqués au niveau de la MC (Figure 17). Ce type d'outil, généralement couplé à un capteur de vitesse, est utilisé lors de tests de terrain ou d'expérimentation sur tapis roulant afin d'étudier les paramètres cinétiques. De nombreux auteurs utilisent une roue instrumentée pour analyser les paramètres biomécaniques de la propulsion qui rendent compte de la performance, de l'efficacité et du risque de blessures (Boninger *et al.*, 2004 ; Koontz, 2005 ; Hurd *et al.*, 2008 ; Vegter *et al.*, 2013 ; Soltau *et al.*, 2015).

La SMARTWheel (SW) est une roue instrumentée de 24 ou 26 pouces de diamètre (Three-Rivers-Holdings, 2014). Le prototype original de la SW a été conçu pour aider les

professionnels de la santé à mieux comprendre les effets physiologiques et physiques de la propulsion en FRM sur le corps (Asato *et al.*, 1993 ; Cooper *et al.*, 1997 ; Cowan *et al.*, 2008). La SW utilise la technologie bluetooth et est reliée à un ordinateur permettant d’afficher visuellement les différents paramètres de la propulsion en FRM. Elle offre un moyen de recueillir des données à une fréquence de 240 Hertz en utilisant un logiciel spécifique pour aider à l'amélioration des performances pour les athlètes en FRM.



Figure 17 : La SMARTWheel®2015 Out-Front.

La SW permet de recueillir directement de nombreuses données (Boninger *et al.*, 2004), telles que la force F_x (antéro-postérieure), la force F_y (verticale) et la force F_z (médio-latérale), dans un système de coordonnées à droite, et les moments M_x et M_y (moments autour de l'axe de la roue, respectivement le long des axes x et y) et le moment M_z (moment autour de l'axe de rotation z) qui est le moment responsable de l'accélération angulaire de la roue (Figure 18).

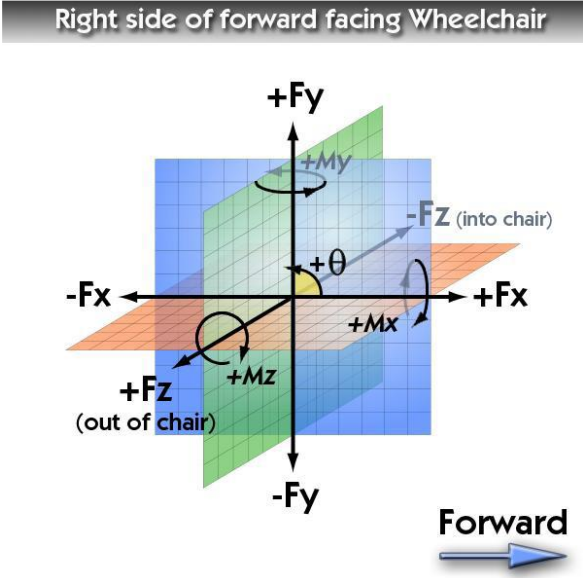


Figure 18 : Direction des forces et moments avec la SMARTWheel placée du côté droit (Three-Rivers-Holdings, 2014).

L'inconvénient de ce type d'outils est sa masse, supérieur à celle d'une roue de FRM et la configuration de la MC qui peut être différente de celle du sujet. Cependant, ce type de matériel permet au sujet d'utiliser son propre FRM et peut permettre de recueillir simultanément les données des deux roues afin d'analyser la symétrie de propulsion.

d. Fauteuil Roulant Ergomètre de Terrain (FRET)

Le Fauteuil Roulant Ergomètre de Terrain (FRET) (Figure 19) est un fauteuil instrumenté équipé de deux roues dynamométriques à six composantes fonctionnant sur le principe défini dans les travaux réalisés par Yves Couétard (1993 ; 2000), et dont les MC sont équivalentes au plateau d'effort d'une plateforme de force traditionnelle. Les deux roues dynamométriques permettent de mesurer simultanément et de manière synchronisée les efforts appliqués des deux côtés du FRET au cours de déplacements sur le terrain. Un dynamomètre fixé sous le siège permet de mesurer tous les efforts appliqués par le sujet sur le FRM au niveau de l'assise. Afin d'étudier les paramètres cinématiques du FRET, un accéléromètre 3D et deux capteurs potentiométriques de position angulaire ont été fixés sur le fauteuil. L'ensemble de ces capteurs permet de mesurer les accélérations et les déplacements du FRET (Dabonneville *et al.*, 2005). Il permet donc de mesurer et de calculer un grand nombre des paramètres mécaniques de la locomotion en FRM. Les données mesurées par ces capteurs sont transmises par wifi à un ordinateur distant, laissant les mouvements du FRET indépendants du système d'acquisition.

Le FRET reproduit fidèlement les conditions de propulsion d'un FRM standard, cependant son poids étant important en raison de l'instrumentation (40 kg vs 7 à 9 kg pour un bon FRM de sport), les résistances au roulement et l'inertie sont augmentées, et le sujet est contraint de générer plus d'efforts que s'il propulsait son propre fauteuil. Ce type d'outil permet de réaliser des tests sur le terrain et de recueillir de nombreuses données cinétiques, cependant, il est plus particulièrement pertinent dans le cadre d'une propulsion sous-maximale à vitesse stabilisée, sa configuration permettant difficilement de réaliser des tests maximaux ou à grandes variations de vitesses.



Figure 19 : Le Fauteuil Roulant Ergomètre de Terrain (Vaslin *et al.*, 2011).

e. Synthèse

Ces outils, les plus utilisés dans l'analyse de la propulsion en FRM, Mason *et al.* (2014) les ont utilisés pour comparer les réponses physiologiques et biomécaniques. Les expérimentations se sont déroulées avec la Smartwheel, sur tapis roulant, ergomètre à rouleaux et terrain, à trois vitesses sous-maximales (1.1, 1.6 et 2.2 m.s⁻¹) en condition Syn. Ils ont montré que les réponses physiologiques sont proches dans les trois conditions, mais que de nombreux paramètres biomécaniques sont plus importants sur tapis roulant, tels que le RoR, la FC, la VO₂ et la Ftot. Stephens et Engsberg (2010) ont comparé les modèles de propulsion entre le terrain et le tapis roulant et ont montré qu'ils diffèrent. Ainsi, le type d'outils utilisé dans l'analyse de la propulsion est à prendre en compte dans la comparaison des données entre plusieurs études.

2.5.2. Analyse de la performance

L'analyse de la performance sportive doit prendre en compte la logique interne de l'activité pratiquée par l'athlète. Dans le cadre du handibasket, Bloxham *et al.* (2001) ont décomposé la pratique d'un point de vue énergétique de la manière suivante :

- environ 28 % de la partie active d'un match est réalisée en condition anaérobie de forte intensité, tels que des sprints et une compétition pour le ballon,
- et 22 % d'un match est joué à une intensité supérieure, entre le seuil ventilatoire et VMA.

Ils estiment à environ 48 % le temps consacré au repos. Il semble donc important de pouvoir évaluer l'athlètes sur ses capacités aérobies et anaérobies mais également sur ses compétences en handibasket (Tableau 2).

Pour cela, plusieurs tests de sprint existent dans la littérature (Astier *et al.*, 2019). Pour les handibasketteurs, les distances sont comprises entre 5 et 35 m en fonction de l'âge, de la classification ou de la pathologie. Certains sprints intègrent des changements de direction et parfois la réalisation de tirs (Brasile, 1986 ; Yanci *et al.*, 2015). D'autres comprennent 5 à 20 répétitions associés à des phases de repos de 10 à 30 s (Traballesi *et al.*, 2009 ; Goosey-Tolfrey *et al.*, 2010) ; ces répétitions permettent de mesurer la fatigue et la reproductibilité des sprints par l'athlète. La puissance de l'athlète peut s'évaluer par le *Muscle Power Sprint Test* (MPST) de Verschuren *et al.* (2013), qui consiste en 6 répétitions de sprint de 15 m enchainées toutes les 10 s. La puissance développée par l'athlète se calcule à partir de l'équation suivante :

$$\text{Puissance (W)} = \frac{\text{masse totale (sujet+FRM)} \times \text{distance}^2}{\text{temps}} \quad (6)$$

Le test de terrain *20M Sprint Capacity Test* est un test de sprint sur 20 m en ligne droite, permettant d'évaluer la capacité anaérobie de l'athlète (Tableau 2). Ce test permet de

mesurer la durée ainsi que la vitesse maximale (aspect essentiel de la performance d'un athlète sur le terrain) atteinte par l'handisportif, ainsi que l'efficacité de sa propulsion sur le sprint de 20 m. Ce test permet de recueillir des données délivrant des indications sur la capacité d'un athlète à échapper au marquage de l'adversaire, d'accélérer pour défendre sur un adversaire, ou de battre un adversaire à un endroit particulier sur le terrain. Le protocole du *20M Sprint Capacity Test* est adapté des tests de performance sur le terrain proposés par Brasile (1986) et Vanlandewijck *et al.* (1995). Le joueur se positionne derrière la ligne de départ et débute le test dès qu'il se sent prêt (Figure 20). Il doit parcourir la distance de 20 m le plus rapidement possible. Chaque joueur a deux tentatives dans un délai de deux minutes. Le meilleur résultat est retenu.

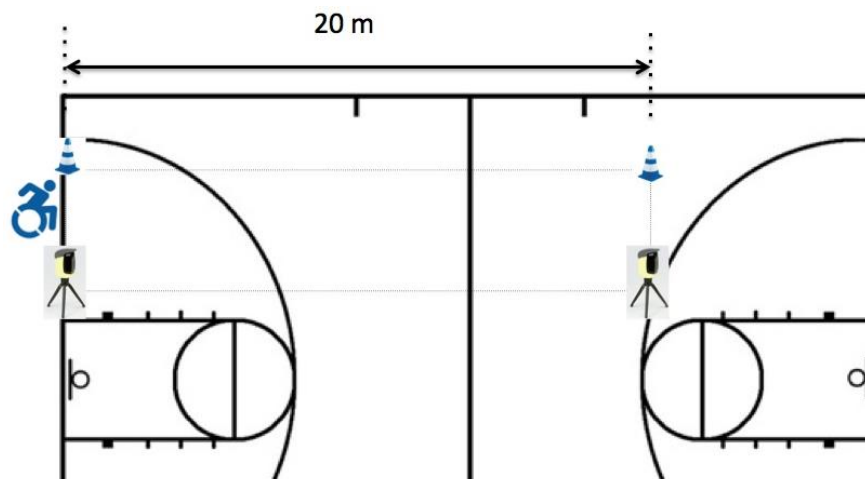


Figure 20 : Mise en place du test de sprint sur 20 mètres sur un terrain de basketball.

Les tests aérobies permettent d'évaluer une distance totale parcourue pour une durée fixe (ou une durée d'épuisement pour une vitesse fixe), une vitesse maximale aérobie (VMA) ou d'estimer la consommation d'oxygène maximale de manière indirecte (Vanderthommen *et al.*, 2002 ; Vinet *et al.*, 2002). Ils peuvent être soit intermittents (Buchheit, 2008 ; Castagna *et al.*, 2008), soit continus (Vanlandewijck *et al.*, 1999 ; Vanderthommen *et al.*, 2002 ; Vinet *et al.*, 2002 ; Mason *et al.*, 2014). Les vitesses peuvent être fixes ou par palier, ce qui permet à l'expérimentateur de s'adapter en fonction des capacités du sujet. Les tests proposant un déplacement en cercle présentent l'avantage d'utiliser une petite surface de salle et offrent peu de difficulté de maniement du FRM contrairement aux tests navettes. Cependant, il faut faire attention à l'influence du sens de rotation en fonction de la pathologie du sujet. En effet, le côté préférentiel de l'athlète est souvent moins déficitaire sur le plan musculaire, proprioceptif et de l'équilibre que le côté controlatéral. Une double passation avec changement de sens de rotation pourrait palier à ce problème. Dans ce sens, Weissland *et al.* (2015) ont adapté le *Multi stage Field Test* (MFT) avec un déplacement en forme de 8 (MFT-8). L'alternance des virages (droite et gauche) associée aux oscillations du haut du corps nécessaires à chaque croisement du parcours en 8 sollicitent davantage le système respiratoire et musculaire pour manier le FRM que le protocole MFT classique. Le MTF-8 serait

préférable au MFT pour une plus grande sollicitation du métabolisme aérobie (Weissland *et al.*, 2015).

Les tests navettes introduisent une composante technique et anaérobie plus importante en raison de la présence des freinages et des demi-tours, et s'adressent à des sujets plus expérimentés dans le maniement du FRM. Les distances de navette sont comprises entre 10 m pour le *Yo-yo test* de Castagna *et al.* (2008) et 40 m pour le *30-15 Intermittent Fitness Test* (IFT30-15) de Buchheit *et al.* (2008), avec des vitesses initiales allant de 5 à 8,5 km.h⁻¹ et des incréments par minute variables de 0,32 à 0,5 km.h⁻¹. La contrainte du maniement du FRM et la part anaérobie due aux freinages et aux relances à chaque changement de direction engendrent des limitations sur le terrain comparativement aux réponses physiologiques plus exhaustives obtenues en laboratoire (Goosey-Tolfrey et Leicht, 2013a). En effet, l'importante contribution musculaire indispensable à chaque relance de début de palier et le délai nécessaire pour atteindre la vitesse imposée peuvent entraîner l'arrêt prématuré pour les joueurs limités en explosivité au démarrage.

En rapport avec la discipline sportive, certains auteurs ont proposé des batteries de tests de terrain avec ou sans ballon associant sprint, dribble, shoot, slalom et endurance pour caractériser les performances entre les différentes classes de handicap (Brasile, 1986 ; Sassi *et al.*, 2009 ; Yanci *et al.*, 2015).

En fonction des outils utilisés par les chercheurs, ces tests permettent d'accéder aux paramètres cinétiques et cinématiques de la propulsion en FRM et ainsi d'estimer la performance de l'athlète. Ces tests sont aussi bien réalisables en laboratoire, sur ergomètre à rouleaux ou sur tapis roulant, que sur le terrain. Les expérimentations en laboratoire permettent de mieux contrôler l'environnement du sujet mais ne rendent pas complètement compte de la réalité du terrain. Equipés de roues instrumentées, ces tests permettent d'obtenir les paramètres biomécaniques de la propulsion en FRM. Avec l'utilisation d'un analyseur de gaz ambulaire type Cosmed K4b² (COSMED, Italy) et/ou d'un cardiofréquence-mètre, ces tests permettent de suivre l'évolution des paramètres physiologiques de l'athlète.

Type	Nom du test	Références	Description
Aérobie	MFT	Vanderthommen <i>et al.</i> (2002)	Test d'endurance progressif type Vameval. Rotation autour d'un rectangle de 15m de côté avec les coins coupés. Evolution par paliers (départ initial à une vitesse de 6 km.h ⁻¹ , puis incrémentation de 0,37 km.h ⁻¹ par palier).
	Shuttle run	Vanlandewijck <i>et al.</i> (1999)	Test d'endurance progressif type navette. Allers-retours sur 25m. Evolution par paliers (départ initial à une vitesse de 2,36 m.s ⁻¹ puis incrémentation de 0,14 m.s ⁻¹).
	IFT30-15	Buchheit (2008)	Allers-retours sur 40 m pendant 30 s puis 15 s de récupération active. Evolution par paliers (départ initial à une vitesse de 8 km.h ⁻¹ puis incrémentation de 0,5 km.h ⁻¹).
	Yo-Yo	Castagna <i>et al.</i> (2008)	Navette de 10 m effectués à des vitesses croissantes avec une récupération active de 10 s entre chaque passage jusqu'à l'épuisement.
	Léger-Boucher adapté	Vinet <i>et al.</i> (2002)	Rouler sur la piste tartan à une allure donnée (la valeur de base est déterminée selon le niveau de l'athlète), qui augmente de 1 km.h ⁻¹ toutes les 2 min, jusqu'à épuisement du sujet.
	Figure en huit	Mason <i>et al.</i> (2014)	Sur un terrain de 28 x 15m, l'athlète parcourt la figure en respectant la vitesse imposée (4, 6 et 8 km.h ⁻¹).
Anaérobie	Test de Wingate	Vanlandewijck <i>et al.</i> (1999)	1 sprint de 30 s.
	Sprints 5 x 20 m	Trabalesi <i>et al.</i> (2009)	5 sprints sur 20 m en ligne droite.
	Sprint de 35 m	Coutts (1994)	1 sprint sur 35 m.
	20m Sprint Capacity Test	Brasile (1986); Vanlandewijck <i>et al.</i> (1995)	1 sprint de 20 m sur une ligne droite, issu du WSPT.
	Sprints 15 x 20 m	Goosey-Tolfrey <i>et al.</i> (2010)	15 répétitions de sprints de 20m en ligne droite.
	MPST	Verschuren <i>et al.</i> (2013)	6 répétitions de sprint de 15 m enchainées toutes les 10 s.
	Test du huit avec ou sans ballon	Brasile (1986)	Pendant 1 min, le joueur se déplace autour des 2 cônes positionnés à 5 m l'un de l'autre. Le joueur doit contrôler le ballon tout en contournant les cônes.
Compétences en handibasket	Agility T-test	Sassi <i>et al.</i> (2009)	3 tests avec 3 min de récupération entre chacun. Déplacement en étoile le plus rapidement possible. Distance totale parcourue : 36,56 m.
	Pick-up the ball	Yanci <i>et al.</i> (2015)	Départ arrêté. Une fois lancé, l'athlète récupère un ballon (2 fois mains droites, 2 fois mains gauche) et doit aller marquer un panier. Au moins 3 min de repos entre les essais.
	WSPT	Brasile (1986)	<u>Tir en course</u> : 2 cônes sont positionnés sur la ligne à 3 points, l'athlète pousse son fauteuil avec le ballon et va marquer. Il se déplace d'un cône à l'autre. <u>Test de zone de shoot</u> : Positionner sur la ligne des lancers francs, le joueur tire autant de paniers en deux minutes. <u>Test de précision</u> : Un carré de 30 cm est dessiné sur le mur du gymnase à une hauteur de 1,2 m. L'athlète a 2 min pour toucher le plus de fois la cible sans que la balle ne rebondisse avant d'atteindre la cible. L'athlète doit alterner les passes derrière une ligne à 4 m de la cible et derrière une autre ligne à 8 m.

Tableau 2 : Principaux tests physiques adaptés aux handibasketteurs présentés dans la littérature.

3. Contributions expérimentales

3.1. Problématiques et objectifs

Le handibasket est pratiqué par des sportifs en FRM dont la déficience a un impact direct sur leurs capacités physiques et donc leurs performances. L'évaluation des capacités physiques des sportifs de haut niveau est un élément essentiel de leur carrière, leur permettant de maintenir voire améliorer leurs performances ainsi que de limiter les risques de blessure. Cette évaluation s'effectue de manière systématique chez les sportifs de haut niveau valides, ce qui n'est pas encore le cas chez tous les handisportifs de haut niveau, le plus souvent par manque de temps ou de moyens. Or, cette évaluation est indispensable au maintien voire à l'évolution des performances sportives. Dans le cadre de la pratique du handibasket, l'évaluation des athlètes doit également porter sur les différents paramètres de la propulsion, à savoir cinétiques, cinématiques et de rendement, qui ont un impact direct sur les performances ainsi que sur les risques de blessures de ces athlètes.

Ainsi, ce projet a pour objectif d'étudier les différentes techniques de propulsion en FRM chez des handisportifs dans l'optique de contribuer à améliorer la performance et de réduire les facteurs de risques de blessure liés aux contraintes de la discipline. Une des originalités de ce projet est l'utilisation d'une roue de FRM instrumentée permettant de mesurer et de calculer de nombreux paramètres biomécaniques de la propulsion en FRM dans des situations réelles de pratiques sportives.

Actuellement, il existe de nombreux tests réalisables en FRM pour sportifs (Tableau 2), permettant notamment de comparer les modes de propulsion Syn et Asy. Ces tests sont plus ou moins longs, complexes ou faciles à réaliser. Le choix des tests est à effectuer en fonction des objectifs des sportifs et des entraîneurs. Certains sont réalisables sur terrain, ergomètres à rouleaux ou sur un tapis roulant. Or, à ce jour, nous ne savons pas si les mesures effectuées sont comparables en fonction du support du test ni si les tests effectués en laboratoire sont représentatifs de la réalité de la pratique sur le terrain ? De plus, lors des tests déjà effectués, les paramètres mesurés sont le plus souvent soit physiologiques, soit biomécaniques, et intègrent rarement la perception de l'effort. À notre connaissance, seuls Mason *et al.* (2014) se sont intéressés à l'ensemble des paramètres cités et ont comparé les réponses des athlètes sur les différents supports. Or, cette étude a été réalisée uniquement pour la propulsion synchrone. Qu'en est-il pour le mode de propulsion asynchrone ? À notre connaissance, aucun auteur ne s'est intéressé à l'étude du mode de propulsion Asy sur ces deux supports. De plus, il n'a pas encore été montré que la technique de propulsion Asy était la même sur un tapis roulant et sur le terrain, notamment en raison du mouvement de **steering** sur le terrain, correspondant aux mouvements latéraux du FRM, qui ne sont pas considérés dans la littérature. L'objectif de l'étude 1 (chapitre 3.2.1) est donc de comparer les réponses physiologiques et biomécaniques des athlètes lors du mode de propulsion Asy sur le terrain

et sur tapis roulant. Nous émettons l'hypothèse que le tapis roulant ne reproduit pas rigoureusement les conditions de terrain pour le mode Asy à cause du contrôle de la trajectoire, réalisé en partie par la fixation du FRM sur le tapis roulant.

Si nous savons que les athlètes utilisent principalement **deux modes de propulsion** lors de leur pratique, peu d'études à ce jour ont porté sur l'évaluation de ces modes de propulsion chez des handisportifs. En effet, la majorité des études sur ce sujet sont réalisées généralement avec des cohortes de sujets valides, ayant des capacités abdominales complètes, afin d'obtenir des groupes homogènes et de limiter le biais du handicap (Lenton *et al.*, 2008 ; 2009 ; 2014) et sont réalisées en laboratoire, afin de maîtriser l'environnement. Or, il semble important d'évaluer le mode de propulsion Asy par des tests de terrain, qui permettent de rendre compte de la réalité des réponses de l'athlète lors de sa pratique du handibasket et également chez des handisportifs dont le handicap peut influencer la technique de propulsion.

La pratique du handibasket comprend environ 28 % de la partie active d'un match en condition anaérobie de forte intensité, tels que le sprint et la compétition pour le ballon, alors que 22 % d'un match est joué à une intensité supérieure entre le seuil ventilatoire et la VMA (Bloxham *et al.*, 2001). Il semble donc important de pouvoir évaluer les capacités physiques de l'athlète selon ces différentes composantes. Ainsi, l'objectif de l'étude 2 (chapitre 3.2.2) est de *comparer les réponses physiologiques, biomécaniques et la perception de l'effort des athlètes, en modes Syn ou Asy, lors d'un test de terrain en condition sous-maximal*. Nous émettons l'hypothèse qu'en raison du steering, la propulsion Asy sur le terrain engendre des valeurs de VO₂ et du rendement plus importante, et influence les autres paramètres biomécaniques et la perception de l'effort.

L'évaluation de la **capacité aérobie** est essentielle pour les entraîneurs car ces données peuvent être utilisées directement pour planifier et personnaliser la préparation physique et l'entraînement. De nombreux auteurs ont mis en évidence que la capacité aérobie des joueurs de handibasket était fortement corrélée aux tâches de maniement du FRM (Hutzler, 1993 ; Vanlandewijck *et al.*, 1999 ; Weissland *et al.*, 2015). Dans la littérature, les réponses physiologiques des athlètes en FRM lors des propulsion Syn et Asy ont montré une grande disparité et une controverse existe concernant le rendement des athlètes en FRM (Glaser *et al.*, 1980 ; Goosey-Tolfrey et Kirk, 2003 ; Lenton *et al.*, 2014). Or, l'ensemble de ces études a été réalisé sur ergomètre à rouleaux. À notre connaissance, aucune étude n'a encore porté sur la mesure des performances des joueurs en FRM lors des propulsions Syn et Asy dans le cadre d'un test d'endurance progressif sur le terrain. Ainsi, l'objectif de l'étude 3 (chapitre 3.2.3) est de *comparer les performances et la perception de l'effort des deux modes de propulsion et d'examiner les relations entre les propulsions Syn et Asy lors d'un test d'endurance progressif, le MFT*. Nous émettons l'hypothèse que les scores au MFT, la VMA et la perception de l'effort sont supérieurs lors de la propulsion Syn par rapport à la propulsion Asy.

Il semble également important de pouvoir évaluer la **capacité anaérobie** des athlètes dans des conditions similaires à celle de la pratique du handibasket compte tenu de la proportion

importante du temps de jeu passé dans cette filière. Vanlandewijck *et al.* (2001) ont mis en évidence que les capacités de démarrer et de sprinter à partir d'une position arrêtée sont considérées comme des éléments importants de la performance. Ces capacités ont été rarement étudiées dans la littérature et l'ensemble des études sont réalisées en laboratoire (Faupin *et al.*, 2013 ; Lenton *et al.*, 2014). À notre connaissance, aucune étude comparée n'a encore porté sur la mesure des performances des joueurs en FRM en condition anaérobie lors des propulsions Syn et Asy dans le cadre d'un test sur le terrain. Ainsi, l'étude 4 (chapitre 3.2.4) a pour objectif de *comparer les deux modes de propulsion et leurs effets sur les performances des sprints, la production de force et la fréquence de poussées*. Nous émettons l'hypothèse que la propulsion Syn est plus efficace et que la propulsion Asy est moins contraignante, en termes de RoR et de fréquence de poussées, pour les articulations des membres supérieurs.

Une des pistes pour comprendre les différentes réponses des propulsions Syn et Asy sur le terrain est l'analyse de la **symétrie** de propulsion. En effet, d'après Schnorenberg *et al.* (2014), une propulsion asymétrique peut impliquer une augmentation de forces exercées plus importantes d'un côté que de l'autre, contribuant ainsi à un déséquilibre articulaire entraînant une augmentation du risque de blessure des membres supérieurs. De plus, Gagnon *et al.* (2016) ont montré que l'asymétrie pouvait favoriser les mouvements du tronc et causer une instabilité posturale pendant la propulsion, entraînant une fatigue musculaire et un risque accru de TMS. L'asymétrie est également liée à un ensemble de facteurs qui peuvent affecter les performances de l'athlète. Ainsi, la quantification de la symétrie de propulsion peut aider les entraîneurs et les athlètes à réduire le risque de blessure, à améliorer les performances, à permettre une individualisation de l'entraînement voire à ajuster les configurations du FRM pour améliorer les performances (Goosey-Tolfrey *et al.*, 2018). À notre connaissance, aucune étude n'a effectué cette quantification pour les propulsions Syn et Asy. Ainsi, l'étude 5 (chapitre 3.2.6) a pour objectif *d'analyser la symétrie des deux modes de propulsion et particulièrement son influence pendant le démarrage et la propulsion à vitesse stabilisée chez les handisportifs*. Nous émettons l'hypothèse que la propulsion Syn est plus symétrique que la propulsion Asy, où les mouvements latéraux du FRM sont plus importants, et que cette asymétrie est plus importante lors du démarrage.

Enfin, pour terminer cette présentation de travaux, peu d'études ont été menées sur le **contrôle du tronc** lors de la propulsion. Gagnon *et al.* (2016) ont montré qu'une augmentation de la force des membres supérieurs et du tronc, ainsi qu'une stabilité améliorée, peuvent optimiser la propulsion et certainement réduire la fatigue des muscles périphériques ainsi que le risque de blessure. Sauret *et al.* (2013) ont montré que la stabilité antéropostérieure dépend de la technique de propulsion du sujet. Cependant, dans ces études, seule la propulsion Syn a été analysée. L'objectif de l'étude 6 (chapitre 3.2.7) est *d'analyser l'influence des modes Syn et Asy lors du démarrage et de la propulsion sur les paramètres biomécaniques déterminant la symétrie de propulsion et la stabilité du tronc sur le terrain*. Nous émettons comme hypothèse que la propulsion Asy, où les mouvements de steering sont importants, est asymétrique et induit une stabilité du tronc inférieure par rapport à la propulsion Syn, que ce

soit pour le démarrage ou lors de la propulsion à vitesse stabilisée. Un résumé de la progression des travaux expérimentaux est présenté à la Figure 21.

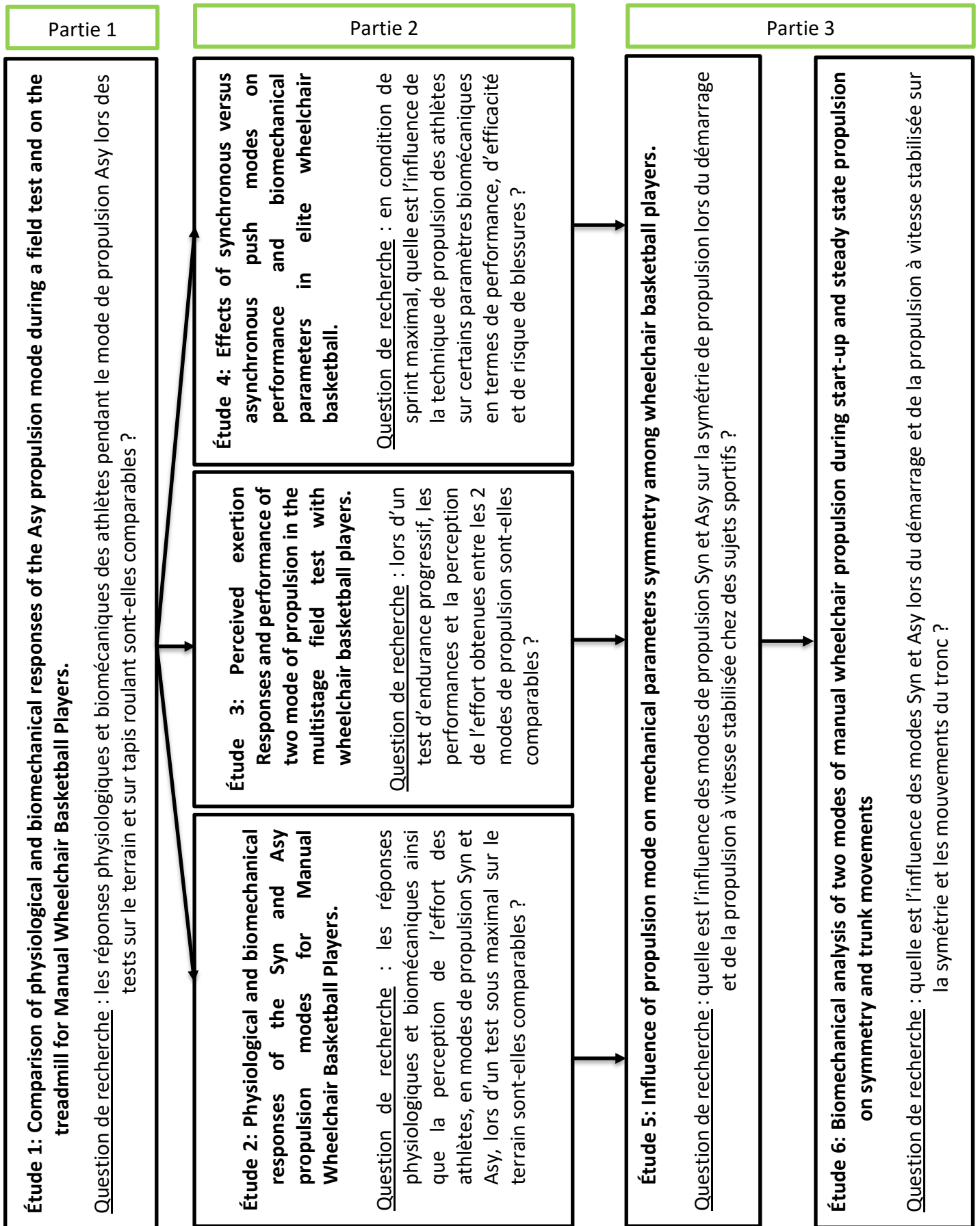


Figure 21 : Représentation schématique de la progression des travaux expérimentaux réalisés dans cette thèse.

3.2. Études réalisées

Parmi les six études réalisées dans le cadre de ce travail de thèse, deux d'entre elles (3 et 4) ont déjà données lieu à des publications, les quatre autres (1, 2, 5 et 6) ont données lieu à des communications et sont en cours d'analyse plus approfondie pour publication. La version intégrale de la publication sera présentée dans ce chapitre.

3.2.1. Étude 1: Comparison of physiological and biomechanical responses of the Asy propulsion mode during a field test and on the treadmill for Manual Wheelchair Basketball Players.

(12^{ème} International Society of Physical and Rehabilitation Medicine World congress. Annals Phys Rehab Med 61S (2018) e1–e102 ; soumis dans la revue Sports Biomechanics)

Pour comparer les modes de propulsion Syn et Asy pour handibasketteurs, de nombreux tests physiques sont décrits dans la littérature. Ils sont réalisables dans différents lieux, à savoir sur le terrain, sur ergomètres à rouleaux ou sur un tapis roulant. Or, à ce jour, nous ne savons pas si les mesures effectuées dans ces différents lieux sont comparables ni si les tests effectués en laboratoire sont représentatifs de la réalité de la pratique sur le terrain ? De plus, lors des tests déjà effectués, les paramètres mesurés sont le plus souvent soit physiologiques, soit biomécaniques, et intègrent rarement la perception de l'effort. À notre connaissance, seuls Mason *et al.* (2014) se sont intéressés à l'ensemble des paramètres cités et ont comparé les réponses des athlètes sur les différents supports. Or, cette étude a été réalisée uniquement pour la propulsion Syn. Qu'en est-il pour le mode de propulsion Asy ? La technique de propulsion Asy est-elle la même sur un tapis roulant et sur le terrain ? En effet, les mouvements de steering sur le terrain, correspondant aux mouvements latéraux du FRM, ne sont pas pris en compte dans la littérature, et à ce jour, nous ne connaissons pas leur influence sur la propulsion Asy. Ainsi, cette étude a pour objectif de répondre à la question de recherche suivante :

Les réponses physiologiques et biomécaniques des athlètes pendant le mode de propulsion Asy lors des tests sur le terrain et sur tapis roulant sont-elles comparables ?

Nous émettons l'hypothèse **H1** que le tapis roulant ne reproduit pas rigoureusement les conditions du terrain pour le mode Asy à cause du contrôle de la trajectoire, réalisé en partie par la fixation du FRM sur le tapis roulant.

Résumé

Objectif : La rééducation ou l'entraînement des athlètes en FRM est effectué sur différentes surfaces, à savoir le tapis de course ou directement sur le terrain. La comparaison des réponses physiologique et biomécanique des modes de propulsion Syn et Asy a été effectuée en laboratoire, sur ergomètre à rouleaux. L'étude du mode Syn sur le tapis et sur le terrain a déjà fait l'objet de quelques études. À notre connaissance, aucun auteur ne s'est intéressé à l'étude du mode de propulsion Asy sur ces deux supports. De plus, il n'a pas encore été démontré que la technique de propulsion Asy était la même sur un tapis roulant et sur le terrain, notamment en raison du mouvement de steering sur le terrain, correspondant aux mouvements latéraux du FRM, qui ne sont pas considérés dans la littérature. Le but de cette étude est de comparer les réponses physiologiques et biomécaniques des athlètes lors du mode de propulsion Asy sur le terrain et sur le tapis roulant. Nous émettons l'hypothèse que le tapis roulant ne reproduit pas rigoureusement les conditions de terrain pour le mode Asy à cause du contrôle de la trajectoire, réalisé en partie par la fixation du FRM sur le tapis roulant.

Matériels et méthode : Onze joueurs de handibasket ont participé à cette étude. Les deux sessions expérimentales (sur le terrain et sur le tapis roulant) ont été réalisées dans un ordre randomisé à 8 km.h⁻¹. Sur le terrain, ils ont parcouru la figure en huit de Mason *et al.* (2014). Le FRM est équipé d'une roue instrumentée permettant de mesurer des paramètres biomécaniques (F_{tot} , F_{tan} , puissance, RoR). Chaque sujet est équipé d'un analyseur de gaz ambulatoire Cosmed K4b² (COSMED, Italy), permettant d'obtenir des paramètres physiologiques. Des mesures de perception de l'effort sont également effectuées. Le test de Wilcoxon est utilisé pour l'analyse statistique, associé à la corrélation de Bland & Altman.

Résultats : Le tapis roulant induit un temps de poussée diminué avec une fréquence de poussées plus élevée que sur le terrain. Les analyses Bland & Altman montrent une faible concordance entre les tests sur le tapis et le terrain pour la fréquence de poussées, avec un faible biais et une faible association (biais = - 0.21 ; $r = - 0.09$). Pour le temps de poussée, ces analyses montrent une bonne concordance entre les tests sur tapis roulant et sur le terrain, avec un biais modéré combiné à une faible association (biais = 0.08 ; $r = 0.53$). La VO_2 est nettement plus élevée sur le terrain que sur le tapis roulant. Les analyses Bland & Altman montrent une faible concordance entre les tests sur tapis roulant et sur le terrain, avec un biais substantiel associé à une faible corrélation (biais = 1.65 ; $r = 0.19$). En revanche, la perception de l'effort ne semble pas être influencée par le type de test effectué.

Conclusion : Ces résultats peuvent s'expliquer par la présence du steering sur le terrain, qui induit une utilisation accrue des muscles du tronc pour la stabilité. Par conséquent, une adaptation du tapis roulant pour le FRM ou un test sur le terrain sont recommandés pour évaluer le mode de propulsion Asy.

1 **Comparison of the asynchrone propulsion mode during a field vs**
2 **treadmill test for Manual Wheelchair Basketball Players**

3

4 Marjolaine Astier^{a,b*}, Jean-Marc Vallier^a, Éric Watelain^c, Arnaud Faupin^a

5 ^aLAMHESS, Université de Toulon, La Garde, France ; ^bComité Régional Handisport

6 ^{PACA}, Marseille, France ; ^cIAPS, Université de Toulon, La Garde, France.

7 **Comparison of the asynchrone propulsion mode during a field vs** 8 **treadmill test for Manual Wheelchair Basketball Players**

9 The asynchronous mode of propulsion (Asy) correspond to an alternating arm
10 working. The aim of this study is to compare biomechanical and physiological
11 responses of athletes during Asy propulsion mode on the field vs treadmill test.
12 Eleven wheelchair basketball players participated in this study. The two
13 experimental sessions (overground and treadmill) were performed in a
14 randomized order at 8 km.h-1. The manual wheelchair is equipped with an
15 instrumented wheel allowing measuring biomechanical parameters. Each subject
16 is equipped with a K4, allowing to obtain physiological parameters. Perceived
17 responses measurements are also done. The Wilcoxon test is used for statistical
18 analysis, associate to Bland & Altman correlation. Results show that treadmill
19 involves less push time (PT) with a higher push frequency than overground, field
20 test involves higher VO₂, and perceived exertion responses do not seem to be
21 influenced by the test condition. Although the rolling resistance is higher for
22 treadmill, VO₂ and PT are superior on the overground. This can be explained by
23 the presence of steering on the field, which induces an increased use of the trunk
24 muscles for stability. Therefore, an adaptation of wheelchair treadmill or field
25 test is recommended to evaluate the asynchronous mode of propulsion.

26 Keywords: wheelchair sports; asynchronous mode of propulsion; field test;
27 overground test; steering

28 **Introduction**

29 The rehabilitation or training of athletes in manual wheelchair (MWC) is performed on
30 different floor, namely the treadmill or overground. Athletes usually used two main
31 modes of wheelchair propulsion who are described in the literature, namely the
32 synchronous mode (Syn) in which the arms work together, and the asynchronous mode
33 (Asy) in which the arms work alternately (Goosey-Tolfrey & Kirk, 2003).
34 The first physiological analysis of the two modes of propulsion was carried out only in
35 the laboratory (Glaser, Sawka, Young, & Suryaprasad, 1980), with able bodies
36 volunteers. Gross caloric output, pulmonary ventilation, heart rate (HR) values and

37 power output were examined on a wheelchair ergometer. They reported significantly
38 greater efficiencies in the Asy mode than in the Syn mode, due to the decrease of
39 wasted movements.

40 Goosey-Tolfrey et Kirk (2003) compared the physiological and the Rating of Perceived
41 Exertion (RPE) responses of the two modes of propulsion on wheelchair ergometers
42 with submaximal exercises in able-bodied participants. They showed that the Asy
43 strategy appeared to elicit reduced levels of physiological, in terms of HR, blood lactate
44 concentration, and perceived levels of stress.

45 Finally, Lenton *et al.* (2014) compared physiological and biomechanical responses of
46 both Syn and Asy mode of propulsion, on a wheelchair roller ergometer with
47 submaximal exercises in able-bodied participants. They showed that Asy propulsion
48 offers no kinetic or physiological advantage during hand-rim wheelchair propulsion.

49 To our knowledge, no author has been interested in the study of the Asy mode of
50 propulsion on treadmill compared to overground. For the Syn mode of propulsion, some
51 authors have been interested in the biomechanical analysis on treadmill *vs* overground
52 (Kwarciak, Turner, Guo, & Richter, 2011; Stephens & Engsberg, 2010). Kwarciak *et al.*
53 (2011) found no statistically significant differences between the two conditions of
54 biomechanical parameters (i.e. contact angle, peak force, average force, and peak axle
55 moment). Conversely, Stephens & Engsberg (2010) found statistically higher
56 propulsion patterns parameters in treadmill compared to overground session with
57 tetraplegia participants.

58 Finally, Mason *et al.* (2014) compared the physiological and biomechanical responses
59 of the Syn mode of propulsion on the field *vs* treadmill. Mason *et al.* (2014) revealed
60 that physiological demand was replicated when compared overground sports wheelchair
61 propulsion with the 1 % treadmill gradient at 8 km.h⁻¹. However, wheelchair propulsion

62 biomechanics during overground propulsion were not altogether comparable to
63 treadmill.

64 Moreover, it has not yet been demonstrated that the Asy propulsion technique was the
65 same on a treadmill and in the field (Vegter, Lamoth, de Groot, Veeger, & van der
66 Woude, 2013). Notably because of the steering movement in the field, corresponding to
67 the lateral movements of the MWC that are not considered in the literature.

68 The aim of this study is to compare physiological and biomechanical responses of
69 athletes during the Asy propulsion mode on the field test and on the treadmill. We
70 hypothesize that treadmill does not rigorously reproduce field conditions for the Asy
71 mode because of a steering control achieved partly by the attachment of the chair on the
72 treadmill.

73 **Method**

74 *Participants*

75 Eleven male subjects all members of a French wheelchair basketball team playing in the
76 first national division, participated in the study. When participating in international
77 events, players are classified into eight levels (from 1 to 4.5), based on the International
78 Wheelchair Basketball Federation (IWBF, 22 Mars 2018).

79 All participants were fully informed of any risks before giving their written informed
80 consent to participate in these experiments. The experimental procedures were approved
81 by the local hospital ethics committee and complied with the ethical standards of the
82 1975 Helsinki Declaration.

83 *Materials*

84 All participants used their own manual sport wheelchair. For each wheel, the tire
85 pressure was 8 bars. The manual sport wheelchair was instrumented with a SmartWheel

86 (SW) (Three Rivers Holdings, Arizona, USA) on the dominant hand side, weighing 4.7
87 kg. To offset the extra weight of the SW load cells (Cowan, Boninger, Sawatzky,
88 Mazoyer, & Cooper, 2008) and the greater moment of inertia that follows, in
89 accordance with the Mason *et al.* (2012) method, a 2-kg weight was positioned around
90 the hub on the non-dominant hand side.

91 A 24-inch-diameter or a 26-inch-diameter SW (Holdings, 2014), which has been used in
92 many studies (Asato, Cooper, Robertson, & Ster, 1993; Cowan et al., 2008), was used.
93 This instrumented wheel, that measures three dimensional forces and moments applied
94 to the hand rim during propulsion, and its characteristics and properties have been
95 described elsewhere (Asato et al., 1993; Cooper, Robertson, VanSickle, Boninger, &
96 Shimada, 1997; Robertson, Boninger, Cooper, & Shimada, 1996).

97 Physiological measurements were done breath-by-breath throughout both tests using
98 Cosmed K4b² (COSMED, Italy) ambulatory systems. In addition, HR was recorded
99 beat-to-beat and averaged every 5 seconds, using the polar RC3 GPS™ training
100 computer (Polar, Kempele, Finland).

101 ***Testing procedure***

102 The two experimental sessions (overground and treadmill) were performed in a
103 randomized order at 8 km.h⁻¹. Before a standardized warm-up and immediately after
104 each session, a capillary blood sample was collected from the earlobe. Blood lactate
105 concentration [La] was determined using Lactate pro 2 (Arkray, Japan).

106 ***Overground sessions***

107 Participants had completed three warm-up laps of “figure of eight” course (Mason et al.,
108 2014) (Figure 1) to become familiar with the test and the sports hall, and to eliminate
109 the likelihood of a learning effect during the experimental sessions.

110 The test speed of 8 km.h⁻¹ was indicated by a series of audio beeps. After the warm-up
111 session, participants were required to achieve the 4-minute test. During the last 30
112 seconds, physiological and biomechanical parameters were recorded.

113 *Treadmill session*

114 After a standardized 3-minute warm-up, participants were performed a 4-minute trial at
115 8 km.h⁻¹. During the last 30 seconds, physiological and biomechanical parameters were
116 recorded. The motor driven treadmill (H/P Cosmos Saturn, Nussdorf-Traunstein,
117 Germany) was inclined at 1 degree and was equipped with a “wheelchair stabilizer” that
118 extends from the handrail and attaches to the front of the wheelchair, to prevent the
119 wheelchair from rolling off the back of the treadmill.

120 *Measurements*

121 *Biomechanical measurements*

122 The SW is an instrumented wheel that measures three dimensional forces and moments
123 applied to the hand rim during propulsion (Asato et al., 1993; Cooper et al., 1997). Its
124 characteristics and properties have been described elsewhere (Cooper et al., 1997;
125 Robertson et al., 1996). SW collects kinetic data via an infrared wireless transmitter at
126 240 Hz, using the research mode setting. All kinetic data are filtered using the SW
127 manufacturer’s 32-tap Finite Impulse Response low-pass digital filter with a cut-off
128 frequency of 20 Hz. This process allows filtered forces and moments applied for each
129 Push Frequency (PF) to be determined. For each push phase of the propulsion cycle, the
130 SW provides the unilateral Forces (F) and Moments (M) in the three wheel-based
131 reference planes, F_x – horizontally forward; F_y –vertically downward; F_z – horizontally
132 inwards; and M_z - referring to the moment produced around the hub in the plane of the
133 wheel (Asato et al., 1993; Cooper et al., 1997).

134 The total force, F_{tot} , applied to the hand rim was found from (Cooper et al., 1997):

135
$$F_{tot} [N] = \sqrt{F_x^2 + F_y^2 + F_z^2}$$

136 In addition, the rate of force development, RoR , was found from (Boninger, Cooper,
137 Baldwin, Shimada, & Koontz, 1999):

138
$$RoR [N \cdot s^{-1}] = \frac{dF_{tot}[N]}{dt [s]}$$

139 Veeger *et al.* (D. H. Veeger, Van der Woude, & Rozendal, 1989) describe the effective
140 fraction of the total force, FEF , expressed as a percentage, as the ratio of the tangential
141 force, F_{tan} , contributing directly to the rotation of the wheels, and the F_{tot} applied to the
142 hand rim. The effective fraction of the total force, FEF , was found from (Cooper et al.,
143 1997):

144
$$FEF [\%] = \frac{F_{tan}[N]}{F_{tot}[N]} \cdot 100$$

145 This FEF is defined from a purely mechanical point of view by Boninger *et al.*
146 (Boninger, Cooper, Shimada, & Rudy, 1998) as the efficiency of the forces applied to
147 the hand rims that contributes to the wheelchair propulsion.

148 The average power, P_{mean} , was calculated from (Niesing et al., 1990):

149
$$P_{prop} [W] = \omega [rad \cdot s^{-1}] \cdot M_z [N \cdot m]$$

150 where, ω is the angular velocity of the wheel and M_{zmean} is the mean torque applied to
151 the wheel axis.

152 P_{mean} is used to represent the fluctuation of the power according to time and to compare
153 this fluctuation according to the test place.
154 The propulsion power, P_{prop} , corresponding to the power developed during the
155 propulsion phase, was found from (Niesing et al., 1990):

$$156 \quad P_{prop} [W] = \omega [rad.s^{-1}] \cdot M_z [N.m]$$

157 where, ω is the angular velocity of the wheel and M_z is the positive torque applied to the
158 wheel axis forward.

159 Temporal parameters of propulsion cycle (Figure 2), including Push Time (PT),
160 Recovery Time (RT), Cycle Time (CT) and Push Frequency (PF) were also obtained by
161 the SW. PT corresponds to the time during which the hand exerts a positive M_z around
162 the wheel axle, RT was equivalent to the time between the end of one pulse and the
163 beginning of the next push, and CT was found from (Lenton, van der Woude, Fowler, &
164 Goosey-Tolfrey, 2009):

$$165 \quad CT [s] = PT [s] + RT [s]$$

166 PF , expressed in pushes per second ($pushes.s^{-1}$), is described as the total number of arm
167 movements on one wheel per second.

168 The Rolling Resistance (RR), expressed in Newton (N), was calculated for both
169 sessions. On the treadmill, RR was calculated using a resistance test (van der Woude, de
170 Groot, Hollander, van Ingen Schenau, & Rozendal, 1986), where participants were
171 seated in their wheelchair with their hands resting on their knees, while the treadmill
172 was elevated by 1 degree and the speed was adjusted at 8 $km.h^{-1}$. A strain gauge force

173 transducer was attached to the front of the wheelchair, which was then connected to the
174 front of the treadmill to calculate the drag force exerted in our specific conditions.
175 During field trial, resistance was calculated using a deceleration test. Participants have
176 performed four pushes before letting the wheelchair stop. The rate of deceleration, as
177 determined from the SW, was multiplied by the mass of the wheelchair-user
178 combination to calculate resistance (Vinet et al., 1998).

179 *Physiological measurements*

180 Heart Rate (*HR*), expressed in beats per minute ($\text{beats}\cdot\text{min}^{-1}$), was recorded beat-to-beat
181 and averaged every 5 seconds, and was selected during each last 30 seconds trial.

182 Oxygen uptake (VO_2), expressed in liter per minute ($\text{L}\cdot\text{min}^{-1}$), were calculated during
183 each last 30 seconds trial, using Cosmed K4b2.

184 Mechanical efficiency (M_{eff}) was calculated using mean power derived from the SW,
185 VO_2 and energy equivalent of oxygen, from

$$186 \quad M_{eff} [\%] = \frac{P_{mean} \times 60 \times 2}{VO_2 \times \text{energy equivalent of oxygen}} \cdot 100$$

187 P_{mean} was recorded over the last 30 seconds by the SW. In the equation, the
188 multiplication by 60 to have P_{mean} over a minute, and also by 2 to have it for the two
189 upper members; this allowed us to get a P_{mean} expressed in Joules per minute
190 ($\text{Joules}\cdot\text{min}^{-1}$). Then, P_{mean} was divided by VO_2 , expressed in liter per minute, and
191 finally, multiplied by the energy équivalent of oxygen to convert the $\text{L}\cdot\text{min}^{-1}$ by
192 $\text{Joules}\cdot\text{min}^{-1}$ (Cavanagh & Kram, 1985a, 1985b).

193 Capillary blood samples lactates [La] were taken from earlobe before, [La]_b, and
194 immediately after the end of the test, [La]_a, to evaluate the concentration of lactate in
195 the blood.

196 *Perceived Responses Measurements*

197 At the end of each test, players have reported their RPE using the Borg scale (Borg,
198 1990). RPE values were classified, according to the American College of Sports
199 Medicine standard, as very light (< 9), light (9-11), moderate (12-13), vigorous (14-17),
200 and near maximal to maximal (≥ 18). Differentiated measurements were taken for
201 perceptions of overall (total body), peripheral (muscular) and central (cardiorespiratory)
202 exertion. Before the testing began, full instructions regarding each of the three RPE
203 measurements were provided to the participants (R. J. Robertson et al., 2000), with the
204 added verbal information that all three measurements were entirely separate from each
205 other.

206 Delignières *et al.* (1994) have constructed and validated a rating scale for the
207 assessment of difficulty in informational tasks. This scale, known as DP-15 (Perceived
208 Difficulty Scale at 15 steps), was built on the same principles as the RPE scale. DP-15
209 had 7 verbal labels, and was constructed according to the principles of Borg's RPE
210 scale. The steps were numbered from 1 to 15. The central dimension fit the label "a bit
211 difficult". Other labels were distributed symmetrically, both quotations. Participants
212 have reported their DP-15 score at the end of each test.

213 *Statistical analysis*

214 Data for all measured variables were presented as means and Standard Deviations (\pm
215 SD). The distribution of each variable and homogeneity of variance were not satisfied.
216 The Wilcoxon signed-rank test was applied to compare the difference between
217 overground *vs* treadmill on the variables. The level of significance was set at $p < 0.05$.
218 Pearson correlation coefficients (r values) were calculated to determine the association
219 between the treadmill and field test for each significant value. The r values obtained
220 were interpreted according to the guidelines proposed by Bland and Altman (1986) :

221 poor ($r \leq 0.20$), fair ($r = 0.21-0.40$), moderate ($r = 0.41-0.60$), good ($r = 0.61-0.80$) and
222 very good association ($r = 0.81-1.00$). For significant values, the Bland and Altman test
223 (1986) was applied to observe concordance and bias between two values sets. For visual
224 confirmation, scatter plots of each variable were created. The plots include a line of
225 equality (slope of 1 and intercept of 0) to evaluate the similarity of the variables. Bland
226 and Altman plots were generated to determine absolute agreement, along with the 95 %
227 limits of agreement (mean difference ± 1.96 standard deviation of the difference),
228 between the treadmill and field test for significant values. Each point on Bland and
229 Altman plots represents the mean (x -axis) and the difference (y -axis) of significant
230 values for each propulsion trial.

231 All statistical analyses were performed using Statistica software© (Statsoft, Inc; Tulsa,
232 *Oklahoma, USA, version 10.0*) and XLStat© for the Bland & Altman plot (Addinsoft;
233 Paris, France, version 2018).

234 **Results**

235 The means and Standard Deviations (SDs) of the anthropometric data (age, mass,
236 height, disability) are given in Table 1.

237 ***Biomechanical parameters***

238 Table 2 shows means and SDs of biomechanical parameters. RR and PF are
239 significantly higher on treadmill *vs* field.

240 Figure 3 (A, B, C and D) shows poor agreement and concordance between treadmill and
241 field tests for both values. For RR, Bland and Altman analysis shows a substantial bias
242 combine to a poor association (bias = -3.99; $r = -0.49$). For PF, Bland and Altman
243 analysis shows a low bias combine to a poor association (bias = -0.21; $r = -0.09$).
244 Field test involves higher temporal parameters compared to treadmill (Table 2), but this

245 difference is only significant for PT. Bland and Altman plot shows good agreement
246 between treadmill and field tests for PT (Figure 3E and 3F), with a measured bias
247 associate to a moderate association (bias = 0.08; $r = 0.53$).

248 *Physiological parameters*

249 Table 3 shows means and SDs of physiological parameters. VO_2 is significantly higher
250 on the field vs treadmill.

251 Figure 4 shows poor agreement between treadmill and field tests for mean VO_2 value,
252 with a substantial bias associate to a poor correlation (bias = 1.65; $r = 0.19$). Field test
253 involves no significant difference for mechanical efficiency, HR and [La] between
254 treadmill and field test (Table 3).

255 *Perceived exertion responses*

256 Participants have expressed no significant difference for RPE and DP-15 between field
257 and treadmill (Table 4).

258 **Discussion and Implications**

259 The aim of this study is to compare athletes' responses during the Asy propulsion mode
260 on the field test vs on the treadmill. To our knowledge, this present study is the first to
261 assess both physiological and biomechanical parameters of Asy propulsion mode, and
262 to compare them on the treadmill vs overground.

263 The principal results show that: (1) treadmill involves less PT with a higher PF than
264 overground, (2) field test involves higher VO_2 , (3) perceived exertion responses do not
265 seems to be influenced by the test condition. That answers the hypothesis that treadmill
266 does not reproduce field conditions for the Asy mode.

267 ***Biomechanical parameters***

268 During Asy mode of propulsion in submaximal test with highly trained wheelchair
269 basketball athletes, this study confirms that some biomechanical parameters varied
270 depending on treadmill or overground test place.

271 Temporal parameters during Asy mode of propulsion seem to be affected by the test
272 place. Indeed, statistical analysis show a significant higher PT on the field, associate to
273 a non-significant higher RT and CT compare to treadmill. For PT, Bland and Altman
274 plot shows good agreement between treadmill and field tests, with a measured bias
275 associate to a moderate association. This means that temporal parameters vary in the
276 same direction, but treadmill underestimates PT, with a rather considerable bias. On
277 treadmill, the PT is maybe shorter because the subject does not have to control and
278 correct the direction at the end of the propulsive phase, because of the wheelchair
279 attachment. These results are in agreement with those found by Chénier *et al.*(2018),
280 that show that the fact to attach the MWC allows the user to not have to control the
281 direction and speed of his wheelchair. Therefore, the athlete can arrive more quickly to
282 the aerial phase. This seems to allow him a higher RoR and FEF, despite a lack of
283 significant difference. Many studies have shown that the increase in RR leads to an
284 increase in PT (Lenton, Fowler, van der Woude, & Goosey-Tolfrey, 2008; Mason et al.,
285 2014; van der Woude et al., 1988; van der Woude, Veeger, Dallmeijer, Janssen, &
286 Rozendaal, 2001; H. E. Veeger, van der Woude, & Rozendal, 1992), which is contrary
287 to our results.

288 Furthermore, this study reveals that PF is significantly higher on the treadmill *vs*
289 overground for the Asy mode of propulsion. Consequently, wheelchair basketball
290 players push longer but less frequently for the Asy mode of propulsion on the field *vs*
291 treadmill. These results can be explained by the fact that propulsion in the field requires
292 more energy to propel the manual wheelchair at the same speed compare to the

293 treadmill propulsion. This lost energy can be used for directional changes, which
294 include steering.

295 This is corroborated by the results of the propulsive forces (F_{tot} and F_{tan}) by the subjects
296 during Asy mode of propulsion, which are more important in the field although they are
297 not significant, and they are also associated with a higher FEF in the treadmill. These
298 differences could also be due to the fact that Asy propulsion should require various
299 levels of active and passive work to stabilize the trunk and accelerate the arms, resulting
300 in changes to energy cost, and hence improved or reduced efficiency of propulsion
301 (Lenton et al., 2009). These results are in agreement with those of Kwarciak *et al.*(2011)
302 which found no significant difference for the peak and the average forces between the
303 two conditions but for the Syn mode of propulsion.

304 Despite a RR significantly greater in the field compared to the treadmill, power does not
305 seem to be influenced by the test place. These results are in contradiction with those of
306 Van der Woude *et al.*, which show that, during wheelchair propulsion, power output
307 and, subsequently, physiological demand are affected by a number of resistive forces
308 including RR, internal friction and air resistance (van der Woude et al., 2001).

309 ***Physiological parameters***

310 For the Syn mode of propulsion, Mason *et al.* (2014) show that the use of the treadmill
311 with a slope of 1 % at 8 km.h⁻¹ allow to reproduce the physiological demand of
312 wheelchair sports propulsion in the field. In our study, for Asy mode of propulsion, VO₂
313 is significantly higher on the field vs treadmill and Bland & Altman blots show a poor
314 agreement between data. The use of the treadmill does not seem to reproduce the field
315 conditions for the Asy mode. Moreover, the increase in VO₂ is associate to a decrease in
316 RR, which is not consistent with the previous studies (Lenton et al., 2008; Mason et al.,
317 2014; van der Woude et al., 1988; van der Woude et al., 2001; H. E. Veeger et al.,

318 1992), which show that the increase of the RR leads to an increase in the forces
319 produced thus an increase of the VO_2 . This result can be explained by the fact that the
320 Asy mode of propulsion induce steering movements that are expensive in terms of
321 energy which therefore increases VO_2 . This steering is neutralized on the treadmill
322 because of the attachment of the MWC, which allows lower VO_2 despite a higher RR.
323 Moreover, the subject does not have to control and correct the direction on treadmill, so
324 the lack of steering leads to a lower trunk control.
325 For other physiological parameters, field test involves no difference for mechanical
326 efficiency, HR and [La] compared to treadmill. These lacks of differences in the results
327 are similar to the study of Goosey & Kirk (2003) which do not find any significant
328 difference in physiological parameters for Asy propulsion on roller ergometer despite a
329 difference in PF. For these authors, these lacks of difference cannot be explained at
330 present and a closer examination at the trunk movement is required.

331 ***Perceived exertion responses***

332 Participants have expressed no significant difference for RPE and DP-15 between field
333 and treadmill, despite significant difference for physiological parameter. This study
334 shows an increased RR on treadmill and a VO_2 increased on overground without
335 difference of RPE, whereas a difference of RPE should be found. Therefore, the
336 perception is neutralized by different information. Kong *et al.* (2012) show that the
337 speed perception differs depending on the treadmill or overground which is in
338 contradiction with our results. RPE seems less sensitive than physiological and
339 biomechanical parameters to differences. In other words, it is better to use physiological
340 or biomechanical parameters to detect fine evolutions.

341 **Conclusion**

342 During Asy mode of propulsion in submaximal test with highly trained wheelchair
343 basketball athletes, this study shows that treadmill involves a higher PF and RR with a
344 lower PT and VO₂ than overground, while RPE do not seems to be influenced by the
345 test. However, many studies show that with a higher RR, these two parameters should
346 be increased. This difference in results can be explained by the presence of steering on
347 field test, which induces a necessarily greater PT to produce more force to correct the
348 change of direction, and a higher energy cost, in terms of VO₂, to obtain the same speed
349 of movement of the manual wheelchair. Treadmill and field test do not achieve the same
350 results for the same athlete. To have a treadmill test closer to overground, it would take
351 a carpet wider than 2 meters to not be obligated to have to attach the wheelchair to
352 avoid to getting out of the treadmill band.

353 **References**

354

- 355 Asato, K. T., Cooper, R. A., Robertson, R. N., & Ster, J. F. (1993). SMARTWheels:
356 development and testing of a system for measuring manual wheelchair
357 propulsion dynamics. *IEEE Trans Biomed Eng*, *40*(12), 1320-1324. doi:
358 10.1109/10.250587
- 359 Bland, J. M., & Altman, D. G. (1986). Statistical methods for assessing agreement
360 between two methods of clinical measurement. *Lancet*, *1*(8476), 307-310
- 361 Boninger, M. L., Cooper, R. A., Baldwin, M. A., Shimada, S. D., & Koontz, A. (1999).
362 Wheelchair pushrim kinetics: body weight and median nerve function. *Arch*
363 *Phys Med Rehabil*, *80*(8), 910-915
- 364 Boninger, M. L., Cooper, R. A., Shimada, S. D., & Rudy, T. E. (1998). Shoulder and
365 elbow motion during two speeds of wheelchair propulsion: a description using a
366 local coordinate system. *Spinal Cord*, *36*(6), 418-426
- 367 Borg, G. (1990). Psychophysical scaling with applications in physical work and the
368 perception of exertion. *Scand J Work Environ Health*, *16 Suppl 1*, 55-58
- 369 Cavanagh, P. R., & Kram, R. (1985a). The efficiency of human movement--a statement
370 of the problem. *Med Sci Sports Exerc*, *17*(3), 304-308
- 371 Cavanagh, P. R., & Kram, R. (1985b). Mechanical and muscular factors affecting the
372 efficiency of human movement. *Med Sci Sports Exerc*, *17*(3), 326-331
- 373 Chenier, F., Champagne, A., Desroches, G., & Gagnon, D. H. (2018). Unmatched speed
374 perceptions between overground and treadmill manual wheelchair propulsion in
375 long-term manual wheelchair users. *Gait Posture*, *61*, 398-402. doi:
376 10.1016/j.gaitpost.2018.02.009

- 377 Cooper, R. A., Robertson, R. N., VanSickle, D. P., Boninger, M. L., & Shimada, S. D.
378 (1997). Methods for determining three-dimensional wheelchair pushrim forces
379 and moments: a technical note. *J Rehabil Res Dev*, 34(2), 162-170
- 380 Cowan, R. E., Boninger, M. L., Sawatzky, B. J., Mazoyer, B. D., & Cooper, R. A.
381 (2008). Preliminary outcomes of the SmartWheel Users' Group database: a
382 proposed framework for clinicians to objectively evaluate manual wheelchair
383 propulsion. *Arch Phys Med Rehabil*, 89(2), 260-268. doi:
384 10.1016/j.apmr.2007.08.141
- 385 Delignières, D., Brisswalter, J., & Legros, P. (1994). Influence of physical exercise on
386 choice reaction time in sport experts: the mediating role of resource allocation.
387 *Journal of Human Movement Studies*, 27, 173-188
- 388 Glaser, R. M., Sawka, M. N., Young, R. E., & Suryaprasad, A. G. (1980). Applied
389 physiology for wheelchair design. *J Appl Physiol Respir Environ Exerc Physiol*,
390 48(1), 41-44. doi: 10.1152/jappl.1980.48.1.41
- 391 Goosey-Tolfrey, V. L., & Kirk, J. H. (2003). Effect of push frequency and strategy
392 variations on economy and perceived exertion during wheelchair propulsion.
393 *Eur J Appl Physiol*, 90(1-2), 154-158. doi: 10.1007/s00421-003-0875-6
- 394 Holdings, T. R. (2014). SmartWheel Users Guide.
395 IWBF. (22 Mars 2018). *International Wheelchair Basketball Federation*.
- 396 Kong, P. W., Koh, T. M., Tan, W. C., & Wang, Y. S. (2012). Unmatched perception of
397 speed when running overground and on a treadmill. *Gait Posture*, 36(1), 46-48.
398 doi: 10.1016/j.gaitpost.2012.01.001
- 399 Kwarciak, A. M., Turner, J. T., Guo, L., & Richter, W. M. (2011). Comparing handrim
400 biomechanics for treadmill and overground wheelchair propulsion. *Spinal Cord*,
401 49(3), 457-462. doi: 10.1038/sc.2010.149
- 402 Lenton, J. P., Fowler, N., van der Woude, L., & Goosey-Tolfrey, V. L. (2008).
403 Efficiency of wheelchair propulsion and effects of strategy. *Int J Sports Med*,
404 29(5), 384-389. doi: 10.1055/s-2007-965569
- 405 Lenton, J. P., van der Woude, L., Fowler, N., & Goosey-Tolfrey, V. (2009). Effects of
406 arm frequency during synchronous and asynchronous wheelchair propulsion on
407 efficiency. *Int J Sports Med*, 30(4), 233-239. doi: 10.1055/s-0028-1105949
- 408 Lenton, J. P., van der Woude, L., Fowler, N., Nicholson, G., Tolfrey, K., & Goosey-
409 Tolfrey, V. (2014). Hand-rim forces and gross mechanical efficiency in
410 asynchronous and synchronous wheelchair propulsion: a comparison. *Int J*
411 *Sports Med*, 35(3), 223-231. doi: 10.1055/s-0033-1345178
- 412 Mason, Lenton, J., Leicht, C., & Goosey-Tolfrey, V. (2014). A physiological and
413 biomechanical comparison of over-ground, treadmill and ergometer wheelchair
414 propulsion. *J Sports Sci*, 32(1), 78-91. doi: 10.1080/02640414.2013.807350
- 415 Mason, B. S., Van Der Woude, L. H., Tolfrey, K., Lenton, J. P., & Goosey-Tolfrey, V.
416 L. (2012). Effects of wheel and hand-rim size on submaximal propulsion in
417 wheelchair athletes. *Med Sci Sports Exerc*, 44(1), 126-134. doi:
418 10.1249/MSS.0b013e31822a2df0
- 419 Niesing, R., Eijskoot, F., Kranse, R., den Ouden, A. H., Storm, J., Veeger, H. E., . . .
420 Snijders, C. J. (1990). Computer-controlled wheelchair ergometer. *Med Biol Eng*
421 *Comput*, 28(4), 329-338
- 422 Robertson, Boninger, M. L., Cooper, R. A., & Shimada, S. D. (1996). Pushrim forces
423 and joint kinetics during wheelchair propulsion. *Arch Phys Med Rehabil*, 77(9),
424 856-864

- 425 Robertson, R. J., Moyna, N. M., Sward, K. L., Millich, N. B., Goss, F. L., & Thompson,
426 P. D. (2000). Gender comparison of RPE at absolute and relative physiological
427 criteria. *Med Sci Sports Exerc*, 32(12), 2120-2129
- 428 Stephens, C. L., & Engsberg, J. R. (2010). Comparison of overground and treadmill
429 propulsion patterns of manual wheelchair users with tetraplegia. *Disabil Rehabil*
430 *Assist Technol*, 5(6), 420-427. doi: 10.3109/17483101003793420
- 431 van der Woude, L. H., de Groot, G., Hollander, A. P., van Ingen Schenau, G. J., &
432 Rozendal, R. H. (1986). Wheelchair ergonomics and physiological testing of
433 prototypes. *Ergonomics*, 29(12), 1561-1573. doi: 10.1080/00140138608967269
- 434 van der Woude, L. H., Hendrich, K. M., Veeger, H. E., van Ingen Schenau, G. J.,
435 Rozendal, R. H., de Groot, G., & Hollander, A. P. (1988). Manual wheelchair
436 propulsion: effects of power output on physiology and technique. *Med Sci*
437 *Sports Exerc*, 20(1), 70-78
- 438 van der Woude, L. H., Veeger, H. E., Dallmeijer, A. J., Janssen, T. W., & Rozendaal, L.
439 A. (2001). Biomechanics and physiology in active manual wheelchair
440 propulsion. *Med Eng Phys*, 23(10), 713-733
- 441 Veeger, D. H., Van der Woude, L., & Rozendal, R. (1989). The effect of rear wheel
442 camber in manual wheelchair propulsion. *J Rehabil Res Dev*, 26(2), 37-46
- 443 Veeger, H. E., van der Woude, L. H., & Rozendal, R. H. (1992). Effect of handrim
444 velocity on mechanical efficiency in wheelchair propulsion. *Med Sci Sports*
445 *Exerc*, 24(1), 100-107
- 446 Vegter, R. J., Lamothe, C. J., de Groot, S., Veeger, D. H., & van der Woude, L. H.
447 (2013). Variability in bimanual wheelchair propulsion: consistency of two
448 instrumented wheels during handrim wheelchair propulsion on a motor driven
449 treadmill. *J Neuroeng Rehabil*, 10, 9. doi: 10.1186/1743-0003-10-9
- 450 Vinet, A., Bernard, P. L., Ducomps, C., Selchow, O., Le Gallais, D., & Micallef, J. P.
451 (1998). A field deceleration test to assess total wheelchair resistance. *Int J*
452 *Rehabil Res*, 21(4), 397-401
- 453

454 Table 1. Means \pm SD and individual anthropometric characteristics (age, height, mass),
 455 wheel size used on own wheelchair, disability grouped according to the International
 456 Wheelchair Basketball Federation (IWBF) classification (IWBF, 22 Mars 2018)

Participants	Height (m)	Age (years)	Mass (kg)	Disability	IWBF point classification	Wheel size
1	180	39	75	Orthopedic	4.5	26
2	187	34	81	Spinal cord injury	1	24
3	176	54	64	Spinal cord injury	2.5	24
4	193	31	78	Orthopedic	4.5	26
5	162	50	68	Poliomyelitis	3	26
6	168	39	71	Poliomyelitis	2.5	24
7	186	38	76	Spinal cord injury	1.5	24
8	183	35	70	Spinal cord injury	2	24
9	180	27	65	Spinal cord injury	1	24
10	170	33	90	Spinal cord injury	1	24
11	183	30	70	Spinal cord injury	2.5	26
Means \pm SD	179 \pm 9	37 \pm 8	73 \pm 7	-	2.4 \pm 1.2	26=4 ; 24=7

457 Table 2. Summary of biomechanical parameters (mean \pm SD). *n*: total number of
 458 subjects. **p*<0.05
 459

	Treadmill	Field	n	% difference	<i>p</i> -value
RR	22.00 \pm 5.64*	18.00 \pm 4.86*	10	18.2	0.002
F _{tot} (N)	46.65 \pm 14.59	54.33 \pm 23.58	10	14.1	0.333
F _{tan} (N)	38.06 \pm 12.48	39.61 \pm 14.30	10	3.9	0.444
FEF (%)	82.08 \pm 12.02	77.03 \pm 18.34	10	6.1	0.575
P _{mean} (W)	19.69 \pm 2.56	22.12 \pm 7.49	10	10.9	0.284
P _{prop} (W)	73.53 \pm 17.38	65.98 \pm 21.00	10	10.3	0.284
RoR (N.s ⁻¹)	1753.08 \pm 484.93	1503.24 \pm 516.73	10	14.2	0.114
PT (s)	0.27 \pm 0.05*	0.35 \pm 0.08*	11	22.8	0.006
RT (s)	0.93 \pm 0.27	0.94 \pm 0.26	11	0.7	0.657
CT (s)	1.20 \pm 0.27	1.30 \pm 0.28	11	7.7	0.131
PF (pushes.s⁻¹)	1.83 \pm 0.38*	1.62 \pm 0.36*	11	11.5	0.005

460

461 Table 3. Summary of physiological parameters. * $p < 0.05$

	Treadmill	Field	n
Mechanical efficiency (%)	10.82 ± 2.48	10.32 ± 3.47	11
HR (beats.min ⁻¹)	127.07 ± 20.13	126.29 ± 16.97	10
[La] _b (mmol.L ⁻¹)	1.84 ± 0.95	1.83 ± 1.08	11
[La] _a (mmol.L ⁻¹)	2.71 ± 3.32	2.79 ± 2.61	11
VO₂ (L.min⁻¹)	10.84 ± 1.73*	12.49 ± 1.93*	11

462

463

464 Table 4. Summary of perceived exertion responses (Borg, 1990).

	Treadmill	Field	n
Overall	12 ± 3	12 ± 3	11
Central	12 ± 2	12 ± 3	11
Peripheral	11 ± 3	11 ± 3	11
DP-15	7 ± 3	8 ± 3	11

465

466 **Figure captions**

467 Figure 1. The “figure of eight” course used to assess performance during over-ground
 468 trials. The test was set out around the dimensions of a basketball court (28×15 m). Solid
 469 arrows represent the “linear section” of the course (Mason et al., 2014).

470 Figure 2. Graphical representation of Mz during the cycle phases.

471 Figure 3. r values, correlation scatter graph and line of equality ($y = x$) to show the
 472 proximity of the points to being equal across the treadmill and overground conditions
 473 for the mean rolling resistance (A), push frequency (C) and push time (E); Bland and
 474 Altman plot of the difference between the treadmill and field conditions for the mean
 475 rolling resistance (B), push frequency (D) and push time (F).

476 Figure 4. r value, correlation scatter graph and line of equality ($y = x$) to show the
 477 proximity of the points to being equal across the treadmill and overground conditions
 478 for the mean VO₂ (A) and Bland and Altman plot of the difference between the
 479 treadmill and field for the mean VO₂ (B).

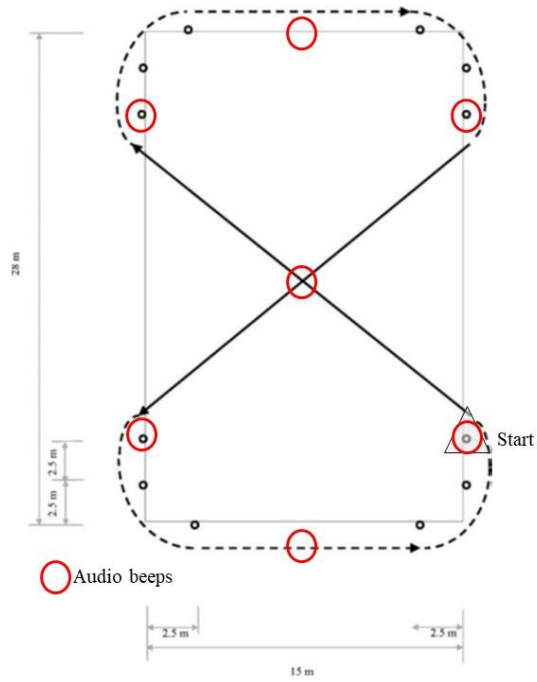


Figure 1. The “figure of eight” course used to assess performance during over-ground trials. The test was set out around the dimensions of a basketball court (28×15 m). Solid arrows represent the “linear section” of the course (Mason et al., 2014)

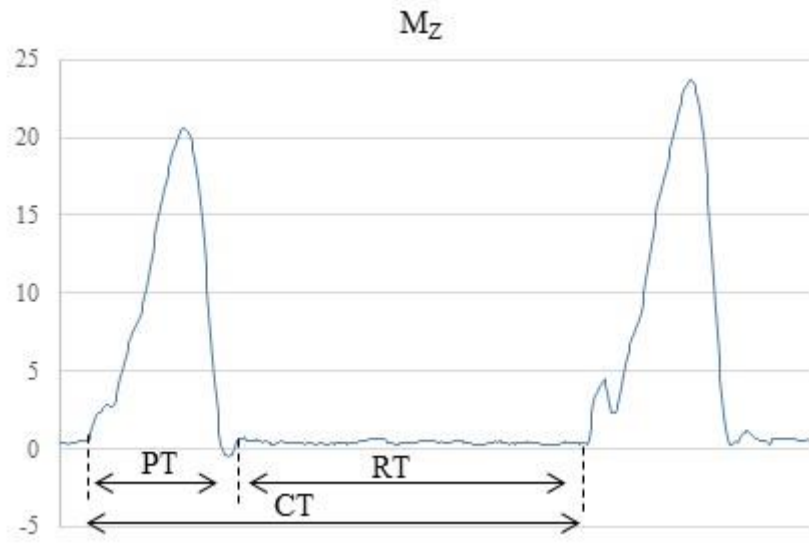
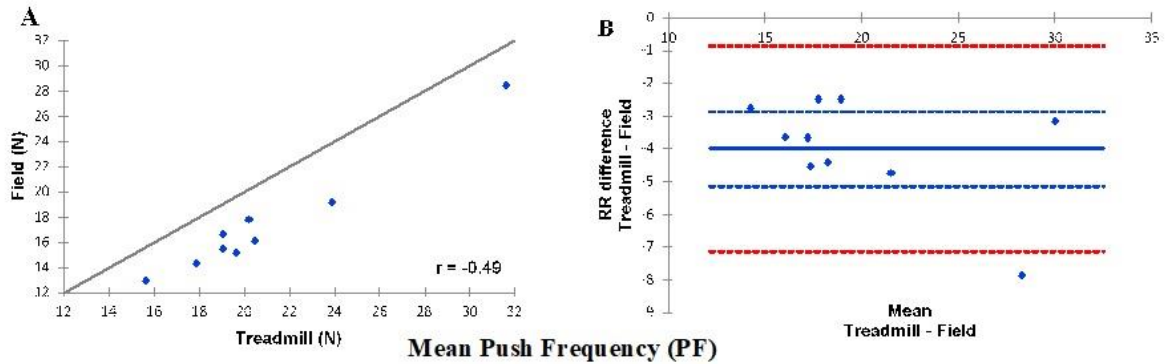
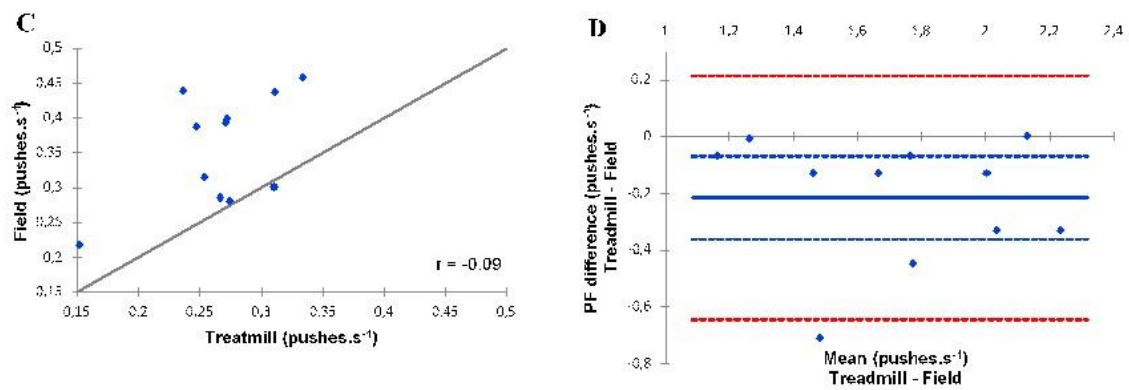


Figure 2. Graphical representation of M_z during the cycle phases.

Mean Rolling Resistance (RR)



Mean Push Frequency (PF)



Mean Push Time (PT)

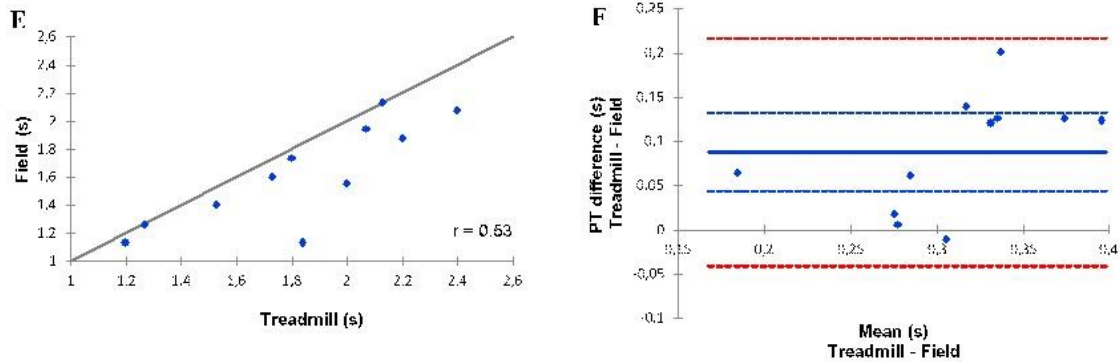


Figure 3. r values, correlation scatter graph and line of equality ($y = x$) to show the proximity of the points to being equal across the treadmill and overground conditions for the mean rolling resistance (A), push frequency (C) and push time (E); Bland and Altman plot of the difference between the treadmill and field conditions for the mean rolling resistance (B), push frequency (D) and push time (F).

Mean VO₂

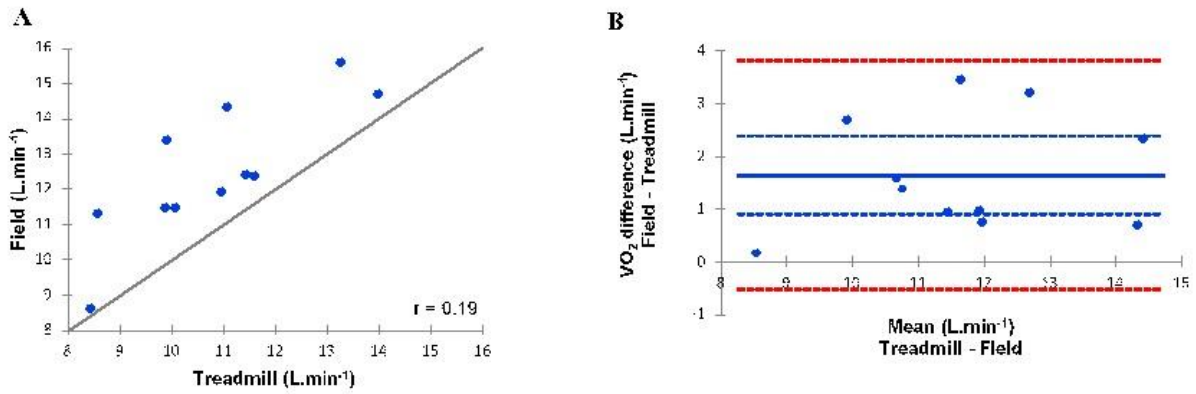


Figure 4. r value, correlation scatter graph and line of equality ($y = x$) to show the proximity of the points to being equal across the treadmill and overground conditions for the mean VO₂ (A) and Bland and Altman plot of the difference between the treadmill and field for the mean VO₂ (B).

3.2.2. Étude 2: Physiological and biomechanical responses of the Synchronous and Asynchronous propulsion modes for Wheelchair Basketball Players.

(16^{ème} congrès international de l'ACAPS. Nantes, 2015 ; soumis dans la revue Sports Biomechanics)

Contrairement à la propulsion Syn, la précédente étude met en évidence que l'analyse de la propulsion Asy n'est pas préconisée en laboratoire car elle ne reproduit pas fidèlement les conditions de terrain, notamment à cause de la présence du steering qui est neutralisé lors de l'attache du FRM sur le tapis roulant. Ces mouvements de steering obligent l'athlète à corriger sa trajectoire pour qu'elle soit le plus rectiligne possible. En fonction de ses capacités résiduelles, il utilise de manière accrue ses muscles du tronc pour la stabilité, ce qui induit une dépense énergétique plus importante et des paramètres biomécaniques modifiés par rapport à une propulsion sur le tapis roulant où le steering est neutralisé.

Ainsi, il semble important d'évaluer le mode de propulsion Asy par des tests de terrain, qui permettent de rendre compte de la réalité des réponses de l'athlète lors de sa pratique du basketball en FRM.

La pratique du handibasket comprenant environ 28 % du temps actif en condition anaérobie de forte intensité, tels que le sprint et la compétition pour le ballon, et 22 % d'un match est joué à une intensité supérieure entre le seuil ventilatoire et la VMA (Bloxham *et al.*, 2001). Il semble donc important de pouvoir évaluer les capacités physiques de l'athlète selon ces différentes composantes. Ainsi, cette étude a pour objectif de répondre à la question de recherche suivante :

Les réponses physiologiques et biomécaniques ainsi que la perception de l'effort des athlètes, en modes de propulsion Syn ou Asy, lors d'un test sous maximal sur le terrain sont-elles comparables ?

Nous émettons l'hypothèse **H2** qu'en raison du steering, la propulsion Asy sur le terrain engendre des valeurs de VO_2 et du rendement plus importante, et influence les autres paramètres biomécaniques et la perception de l'effort.

Résumé

Objectif : De nombreuses études se sont concentrées sur la comparaison du mode de propulsion Syn vs Asy mais, à notre connaissance, tous les tests ont été effectués dans des conditions sous-maximales. De plus, toutes ces études ont été réalisées sur un ergomètre à rouleau ou un tapis roulant, afin de calculer les performances et les paramètres physiologiques. Cependant, ces résultats ne sont pas représentatifs de la réalité sur la pratique, d'où l'importance d'une étude en situation écologique, avec des tests de terrain. De plus, l'ensemble de ces études est réalisé avec des sujets sains et leurs résultats sont contradictoires. A notre connaissance, aucune étude ne s'est intéressée simultanément aux paramètres physiologiques et biomécaniques lors de tests de terrain pour les deux modes de propulsion. Le but de cette étude est de comparer les réponses physiologiques et biomécaniques et la perception de l'effort des athlètes, en modes Syn vs Asy, lors d'un test de terrain en condition sous-maximal.

Matériels et méthode : Onze joueurs de handibasket ont effectué deux sessions expérimentales (Syn et Asy) dans un ordre aléatoire. Ils ont parcouru la figure en huit de Mason *et al.* (2014) à la vitesse de 8 km.h⁻¹. Le FRM est équipé d'une roue instrumentée, la Smartwheel, permettant de mesurer des paramètres biomécaniques. Chaque sujet est équipé d'un analyseur de gaz ambulaire Cosmed K4b² (COSMED, Italy), permettant d'obtenir des paramètres physiologiques. Des mesures de perception de l'effort sont également effectuées. Le test de Wilcoxon est utilisé pour l'analyse statistique.

Résultats : À l'exception du paramètre d'efficacité, les paramètres de forces et de puissance sont plus élevés en Syn vs Asy, mais cette différence n'est significative que pour la fréquence de poussées ($p < 0.05$). Le mode de propulsion Asy implique un temps de cycle, un temps de poussée, un temps de recouvrement et une fréquence de poussée plus élevés que le mode de propulsion Syn, et cette différence est significative pour le temps de cycle et le temps de repos ($p < 0.01$). Les valeurs de fréquence cardiaque, VO₂ et VE sont significativement plus élevées en Asy vs Syn ($p < 0.05$), et l'efficacité mécanique est significativement plus élevée en Syn vs Asy ($p < 0.05$). Le test sur le terrain n'entraîne aucune différence significative pour le lactate et la fréquence respiratoire entre les modes de propulsion Syn et Asy. La perception de l'effort ne semble pas non plus être influencée par le mode de propulsion.

Conclusion : Lors d'un test de propulsion sur le terrain, le FRM peut se déplacer librement. Pendant la propulsion Asy, les mouvements de steering influencent grandement les paramètres biomécaniques et physiologiques de l'utilisateur, car ils impliquent un meilleur contrôle du FRM. Cela induit une augmentation des mouvements du tronc, entraînant une augmentation de la VO₂ associée à une augmentation de la fréquence cardiaque. De plus, l'efficacité mécanique du mode Asy est réduite en raison de la dispersion d'énergie pour la correction de la trajectoire du FRM. Le mode Asy pourrait donc désavantager les joueurs en FRM présentant des lésions hautes de la moelle épinière ou ayant une asymétrie fonctionnelle avec un côté dominant et un déficit du côté controlatéral en termes de force, d'équilibre, de sensibilité et de coordination.

Physiological and biomechanical responses of the Synchronous vs Asynchronous propulsion modes for Wheelchair Basketball Players.

Marjolaine ASTIER ^{1,2} *, Jean-Marc Vallier¹, Didier Pradon³, Éric Watelain⁴, Arnaud Faupin¹

¹UFR Sciences et Techniques des Activités Physiques et Sportives (STAPS), LAMHESS, EA 6312, Université de Toulon, La Garde, France ; ²Comité Régional Handisport PACA, Marseille, France ; ³CHU Raymond Poincaré, GRCTH, EA 4497, CIC 1429, Garches, France ; ⁴UFR Sciences et Techniques des Activités Physiques et Sportives (STAPS), IAPS, Université de Toulon, La Garde, France.

*Corresponding author: Marjolaine ASTIER, UFR Sciences et Techniques des Activités Physiques et Sportives (STAPS), LAMHESS, EA 6312, Université de Toulon, Bât. K, Avenue de l'Université, BP 20132, 83957 La Garde, France. E-mail: marjolaine.astier@univ-tln.fr

ABSTRACT

BACKGROUND: The aim of this study is to compare physiological and biomechanical responses and athlete's perception of the effort (RPE), of synchronous (Syn) and asynchronous (Asy) modes, during a sub-maximal field test.

METHODS: Eleven wheelchair basketball players performed two experimental sessions in a randomized order. The manual wheelchair is equipped with an instrumented wheel. Each subject is equipped with a K4. Perceived responses measurements are also done. The Wilcoxon test is used for statistical analysis.

RESULTS: Results show that Syn involves higher mechanical efficiency with less heart rate and VO_2 , Asy involves higher temporal parameters and lower push frequency, and RPE do not seem to be influenced by the mode of propulsion.

CONCLUSIONS: These differences can be explained among other things by the presence of steering during Asy propulsion which influence the user's biomechanical and physiological parameters as they imply greater wheelchair control.

Key words: wheelchair sports, modes of propulsion, ecological situation, steering

TEXT

Introduction

Goosey-Tolfrey and Kirk¹ have described two main propulsion strategies in manual wheelchair (MWC) propulsion: the synchronous (Syn) and asynchronous (Asy) modes. The Syn is used when both arms work together, applying force on the hand-rim simultaneously. Conversely, the Asy is used when both arms work alternately, force being applied on the hand-rim by only one arm at a time. If the Syn propulsion is the most prevalent for acceleration and linear displacement, some players use the Asy propulsion to handle the manual wheelchair more precisely.

Performance has been shown to be influenced by modes of propulsion, however, discrepancies exist in the literature^{2,3}.

According to Faupin *et al.*², who compared the two modes of propulsion in laboratory on roller ergometers, the average maximum speed and thrust power are higher in Syn compared to the Asy, regardless of the camber angle. However, the variation of the speed profile is lower in Asy compared to the Syn, whatever the angle of camber. It has been shown a higher ratio of propulsion time on cycle time (Pt / Ct) and an upper push frequency in Syn with respect to the Asy and reciprocally, and values of the cycle time (Ct) and the propulsion time (Pt) lower in Syn, for which a higher average velocity has been found.

The first physiological analysis of the two modes of propulsion was carried out only in the laboratory⁴, with able bodies volunteers. Gross caloric output, pulmonary ventilation, heart rate (HR) values and power output were examined on a wheelchair ergometer. They reported significantly greater efficiencies in the Asy mode than in the Syn mode, due to the decrease of wasted movements. Goosey-Tolfrey and Kirk¹ compared the physiological and the Rating of Perceived Exertion (RPE) responses of the two modes of propulsion on wheelchair ergometers with submaximal exercises in able-bodied participants. They showed that the Asy strategy appeared to elicit reduced levels of physiological, in terms of HR, blood lactate concentration, and perceived levels of stress. Physiological parameters and RPE are influenced not only by the mode of propulsion but also by the push frequency. Thus, when the rate is low, it seems that the Syn mode is more economical and less stressful physiologically; nevertheless, when the push frequency increases, the Asy mode appears to be preferable from a physiological point of view.

Lenton *et al.*⁵ compared physiological and biomechanical responses of both Syn and Asy mode of propulsion, on a wheelchair roller ergometer with submaximal exercises in able-bodied participants. For these authors, Asy mode appears to be more efficient in terms of effective fraction of the total force but they showed that Asy propulsion offers no kinetic or physiological advantage during hand-rim wheelchair propulsion. Lenton *et al.*⁶ also showed that physiological responses and mechanical efficiency indices are influenced by the combination of propulsion mode, push frequency, and speed. Lovell *et al.*⁷ showed that Asy propulsion resulted in better central muscle coordination compared to Syn propulsion associated with a higher push frequency, especially during start-up. It has also been shown that lower-body Asy movement patterns associated with walking, running or cycling better influenced and coordinated similar upper body movement patterns⁸. Asy propulsion is characterized by lateral movements of the MWC, called "steering" movements, due to the fact that the forces are not applied at the same time on the handrails. Indeed, when the forces are applied on the right handrim, the MWC will deviate to the left, and vice versa. However, all the studies cited show contradictory results and are all carried out in the laboratory where the lateral movements of the chair in Asy condition are neutralized. To our knowledge, there is very little data on Asy propulsion in ecological condition. However, Astier *et al.*^{9, 10} have published two comparative studies of Syn and Asy mode of propulsion in overground conditions. The first is on 20-meter sprint tests and the second is on a progressive aerobic test. These two studies show a decrease in speed variation when using Asy mode of propulsion. However, to our knowledge, no study has simultaneously been interested in the physiological parameters, biomechanics and the RPE on overground between the two modes of propulsion.

The aim of this study is to compare physiological and biomechanical responses as well as the athlete's perception of the effort, of the Syn and Asy propulsion modes, during a sub-maximal test in the field. We hypothesize that, because of the steering, the Asy propulsion on overground increases the VO_2 and mechanical efficiency, influences the biomechanical parameters and the RPE responses.

Materials and methods

Participants

Eleven male subjects all members of a French wheelchair basketball team playing in the first national division, participated in the study. When participating in international events,

players are classified into eight levels (from 1 to 4.5), based on the International Wheelchair Basketball Federation ¹¹.

The means and standard deviations (SDs) of the anthropometric data (age, mass, height, disability) are given in Table 1.

All participants were fully informed of any risks before giving their written informed consent to participate in these experiments. The experimental procedures were approved by the local hospital ethics committee and complied with the ethical standards of the 1975 Helsinki Declaration.

Materials

All participants used their own manual sport wheelchair. For each wheel, the tire pressure was 8 bars. The manual sport wheelchair was instrumented with a SmartWheel (SW)¹² on the dominant hand side, weighing 4.7 kg. To offset the extra weight of the SW load cells¹³ and the greater moment of inertia that follows, in accordance with the Masson *et al.*¹⁴ method, a 2-kg weight was positioned around the hub on the non-dominant hand side.

A 24-inch-diameter or a 26-inch-diameter SW¹², which has been used in many studies^{13, 15}, was used. This instrumented wheel that measures three dimensional forces and moments applied to the hand rim during propulsion and its characteristics and properties have been described elsewhere¹⁵⁻¹⁷.

Testing procedure

The two overground sessions (Syn and Asy) were performed in a randomized order at 8 km.h⁻¹. Before a standardized warm-up and immediately after each session, a capillary blood sample was collected from the earlobe. Blood lactate concentration [La] was determined using Lactate pro 2 (Arkray, Japan).

Participants had completed three warm-up laps of “figure of eight” course¹⁸ (Figure 1) to become familiar with the test and the sports hall, and to eliminate the likelihood of a learning effect during the experimental sessions. The test speed of 8 km.h⁻¹ was indicated by a series of audio beeps. After the warm-up session, participants were required to achieve the 4-minute test. During the last 30 seconds, physiological and biomechanical parameters were recorded.

Measurements

Biomechanical measurements

The SW collects kinetic data via an infrared wireless transmitter at 240 Hz, using the research mode setting. All kinetic data were filtered using the SW manufacturer’s 32-tap

Finite Impulse Response low-pass digital filter with a cut-off frequency of 20 Hz. This process allows filtered forces and moments applied for each Push Frequency (PF) to be determined. For each push phase of the propulsion cycle, the SW provides the unilateral Forces (F) and Moments (M) in the three wheel-based reference planes, F_x – horizontally forward; F_y –vertically downward; F_z – horizontally inwards; and M_z - referring to the moment produced around the hub in the plane of the wheel ^{15, 16}. The total force, F_{tot} , applied to the hand rim was found from ¹⁶:

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

In addition, the rate of force development, RoR, was found from ¹⁹:

$$RoR [N \cdot s^{-1}] = \frac{dF_{tot}[N]}{dt [s]}$$

Veeger et al. describe the effective fraction of the total force, FEF, expressed as a percentage, as the ratio of the tangential force, F_{tan} , contributing directly to the rotation of the wheels, and the F_{tot} applied to the hand rim. The effective fraction of the total force, FEF, was found from ¹⁶:

$$FEF [\%] = \frac{F_{tan}[N]}{F_{tot}[N]} \cdot 100$$

This FEF is defined from a purely mechanical point of view by Boninger *et al.* ²⁰ as the efficiency of the forces applied to the hand rims that contributes to the wheelchair propulsion.

The average power, P_{mean} , was calculated from ²¹:

$$P_{mean} [W] = \omega [rad \cdot s^{-1}] \cdot M_{zmean} [N \cdot m]$$

where, ω is the angular velocity of the wheel and M_{zmean} is the mean torque applied to the wheel axis.

P_{mean} was used to represent the fluctuation of the power according to time and to compare this fluctuation according to the test place.

The propulsion power, P_{prop} , corresponding to the power developed during the propulsion phase of the “linear section” of the course (Figure 1), was found from ²¹:

$$P_{prop} [W] = \omega [rad \cdot s^{-1}] \cdot M_z [N \cdot m]$$

where, ω is the angular velocity of the wheel and M_z is the positive torque applied to the wheel axis forward.

Temporal parameters of propulsion cycle (Figure 2), including Push Time (PT), Recovery Time (RT), Cycle Time (CT) and Push Frequency (PF) were also obtained by the SW. PT corresponds to the time during which the hand exerts a positive M_z around the wheel axle, RT was equivalent to the time between the end of one pulse and the beginning of the next push, and CT was found from ²²:

$$CT [s] = PT [s] + RT [s]$$

PF, expressed in pushes per second ($\text{pushes}\cdot\text{s}^{-1}$), is described as the total number of arm movements on one wheel per second.

Physiological measurements

Heart Rate (HR), expressed in beats per minute ($\text{beats}\cdot\text{min}^{-1}$), was recorded beat-to-beat and averaged every 5 seconds, and was selected during each last 30 seconds trial, using a telemetric heart rate system (POLAR, RS800cx, Finland).

Oxygen uptake (VO_2), expressed in milliliter per minute ($\text{mL}\cdot\text{min}^{-1}$), expired ventilation (VE), expressed in liter per minute ($\text{L}\cdot\text{min}^{-1}$), and Respiratory rate (Rf), expressed in breaths per minute ($\text{breaths}\cdot\text{min}^{-1}$), were calculated during each last 30 seconds trial, using Cosmed K4b₂ (Cosmed, Rome, Italy).

Mechanical efficiency (M_{eff}) was calculated using mean power derived from the SW, VO_2 and energy equivalent of oxygen, from :

$$M_{\text{eff}} [\%] = \frac{P_{\text{mean}} \times 60 \times 2}{\text{VO}_2 \times \text{energy equivalent of oxygen}} \cdot 100$$

P_{mean} was recorded over the last 30 seconds by the SW. In the equation, the multiplication by 60 to have P_{mean} over a minute, and also by 2 to have it for the two upper members; this allowed us to get a P_{mean} expressed in Joules per minute ($\text{Joules}\cdot\text{min}^{-1}$). Then, P_{mean} was divided by VO_2 , expressed in liter per minute, and finally, multiplied by the energy equivalent of oxygen to convert the $\text{L}\cdot\text{min}^{-1}$ by $\text{Joules}\cdot\text{min}^{-1}$ ^{23, 24}.

Capillary blood samples lactates [La] were taken from earlobe before, [La]_b, and immediately after the end of the test, [La]_a, to evaluate the concentration of lactate in the blood.

Perceived Responses Measurements

At the end of each test, players have reported their RPE using the Borg scale²⁵. RPE values were classified, according to the American College of Sports Medicine standard, as very light (< 9), light (9-11), moderate (12-13), vigorous (14-17), and near maximal to maximal (≥ 18). Differentiated measurements were taken for perceptions of overall (total body), peripheral (muscular) and central (cardiorespiratory) exertion. Before the testing began, full instructions regarding each of the three RPE measurements were provided to the participants²⁶, with the added verbal information that all three measurements were entirely separate from each other.

Delignières *et al.*²⁷ have constructed and validated a rating scale for the assessment of difficulty in informational tasks. This scale, known as DP-15 (Perceived Difficulty Scale at 15 steps), was built on the same principles as the RPE scale. DP-15 had 7 verbal labels and was constructed according to the principles of Borg's RPE scale. The steps were numbered from 1 to 15. The central dimension fit the label "a bit difficult". Other labels were distributed symmetrically, both quotations. Participants have reported their DP-15 score at the end of each test.

Statistical analysis

Data for all measured variables were presented as means and Standard Deviations (\pm SD). The distribution of each variable and homogeneity of variance were not satisfied. The Wilcoxon signed-rank test was applied to compare the difference between Syn vs Asy mode of propulsion on the variables. The level of significance was set at $p < 0.05$.

All statistical analyses were performed using Statistica software© (Statsoft, Inc; Tulsa, Oklahoma, USA, version 10.0).

Results

Biomechanical parameters

Table 2 shows means and SDs of biomechanical parameters. Except FEF, forces and power parameters, are higher in Syn vs Asy mode of propulsion but this difference is only significant for PF. Asy mode of propulsion involves higher temporal parameters compared to the Syn mode of propulsion (Table 2), and this difference is significant for RT and CT.

Physiological parameters

Table 3 shows means and SDs of physiological parameters. HR, VO₂ and VE values are significantly higher in Asy vs Syn, and M_{eff} is significantly higher in Syn vs Asy. Field test involves no significant difference for [La] and Rf between Syn and Asy mode of propulsion (Table 3).

Perceived exertion responses

Participants have expressed no significant difference for RPE and DP-15 between Syn and Asy mode of propulsion (Table 4).

Discussion

The aim of this study is to compare athletes' responses during the Syn and Asy propulsion mode during a submaximal field test. To our knowledge, this present study is the first to assess simultaneously physiological, biomechanical and perceive exertion parameters of Syn and Asy propulsion mode, and to compare them by a field test, closer to reality than ergometer.

Only a portion of our results support our hypothesis. Indeed, the principal results show that: (1) Asy involves higher temporal parameters (RT, CT) and lower PF than Syn, (2) Syn involves higher M_{eff} with less HR and VO_2 , (3) RPE do not seems to be influenced by the mode of propulsion.

Biomechanical parameters

During submaximal test with highly trained wheelchair basketball athletes, this study confirms that some biomechanical parameters varied depending on the mode of propulsion ^{2, 5, 10}.

Temporal parameters seem to be affected by the mode of propulsion. Indeed, statistical analysis show significant higher RT and CT for Asy, associate to a non-significant higher PT compare to the Syn mode of propulsion.

Despite a lack of significance difference for PT, the Asy mode of propulsion leads to push and to recover more longer that the Syn mode of propulsion. This can be explained by the fact that only one arm is working at a time. This is in agreement with Faupin *et al.* ², who found higher RT and CT in Asy vs Syn mode during eight-second sprints with a roller ergometer. And also in agreement with Lenton *et al.* ⁵, who found higher RT in Asy vs Syn mode during four-minutes test at $1.8 \text{ m}\cdot\text{s}^{-1}$ on a roller ergometer with able-bodied participants. In these studies, it would appear that temporal parameters are higher in Asy vs Syn, whatever the location of the test.

Furthermore, this study reveals that PF is significantly higher for Syn vs Asy mode of propulsion. Consequently, because of the increase of CT, wheelchair basketball players push less frequently for the Asy vs Syn mode of propulsion. During submaximal propulsion with able-bodied participants on roller ergometer, Lenton *et al.* ⁵ showed that PF is significantly higher for the Syn mode of propulsion. These results can be explained by the fact that Asy

mode of propulsion allows greater continuity of the hand-rim force application and reducing fluctuations in the velocity profile ².

During submaximal propulsion on roller ergometer, Lenton *et al.* ⁵ showed that Forces, FEF and RoR are significantly lower in the Syn than in the Asy mode of propulsion. Despite a lack of significance, our results do not go in the same direction as those of Lenton *et al.* ⁵. These differences in results can be explained by the conditions in which the tests were carried out: Lenton *et al.* ⁵ conducted their tests with able-bodied participants who are not specialists in the use of the MWC and the experiments were performed on a roller ergometer. Conversely, in this study, participants are highly trained wheelchair basketball players who performed overground test. The steering induced by the Asy mode of propulsion lead to a greater continuity of the hand-rim force application. Moreover, Asy propulsion should require various levels of active and passive work to stabilize the trunk and accelerate the arms, resulting in changes to energy cost, and hence improved or reduced efficiency of propulsion ²².

The present results show no significant difference in terms of P but reveal a trend to a higher P in Syn than in Asy (Table 2). This lack of significant difference may be due to the major SD between the P developed by the subjects. Moreover, there is a high variability of P developed during each stage depending on propulsion mode and subject. This corresponds to the Vegter *et al.* study ²⁸, which found a high variability between and within the push cycles, and can explain the lack of significant difference in our study.

Physiological parameters

During submaximal test with highly trained wheelchair basketball athletes, this study confirms that Syn involves higher M_{eff} with less HR, VO_2 and VE.

During submaximal propulsion in a roller ergometer, Goosey-Tolfrey and Kirk¹ find no difference for mechanical efficiency, HR and [La] between the two mode of propulsion despite a difference in PF. For these authors, these lacks of difference cannot be explained at present and a closer examination at the trunk movement is required. In our study, the higher HR and lower M_{eff} can be explain by the test conditions, namely the use of field test and expert subjects in MWC propulsion.

Asy mode of propulsion seems to load higher HR, VO_2 and VE than Syn mode. This result is in agreement with those of Lenton *et al.* ²⁹ who find a consistently but not significantly higher HR response for the Asy mode, although this was not manifest in any of the other variables. Moreover, many studies ^{6, 18, 30-32} showed that the increase in the forces produced

loads to an increase of the VO_2 . In this type of exercise, VE is proportional to VO_2 , so these two parameters vary in the same way. This result can be explained by the fact that the Asy mode of propulsion induce steering movements which is counterbalance by an increased solicitation of postural muscles; that are expensive in terms of energy which therefore increases HR, VO_2 and VE. This steering is minimized in Syn mode because of the straighter trajectory of the MWC, which allows lower HR, VO_2 and VE. Moreover, the subject does not have to control and correct the direction as much as Asy mode, so the lack of steering leads to a lower trunk control.

Despite a lack of significance difference for Rf, the Asy mode of propulsion leads to increase gestural and respiratory frequency than the Syn mode of propulsion. Indeed, the mechanoreceptors of the upper limbs may be able to act on the regulation of VE and HR. But this lack of significance difference is in agreement with Fabre *et al.*³³ which shows that the locomotor respiratory-coupling is not substantial during the wheelchair propulsion.

Perceived exertion responses

Participants have expressed no significant difference for RPE and DP-15 between Syn and Asy modes, despite significant difference for physiological parameter. Those results are in concordance with those of Lenton *et al.*²⁹, who find no significant difference between Syn vs Asy mode of propulsion, with able-bodied and wheelchair sportsmen on roller ergometer during submaximal test. Goosey-Tolfrey and Kirk¹ come to the same conclusions. This study shows variation of biomechanical and physiological parameters without difference of RPE. Therefore, the perception is neutralized by different information. RPE seems less sensitive than physiological and biomechanical parameters to differences. In other words, it is better to use physiological or biomechanical parameters to detect fine evolutions.

There is a tendency to a perception of the difficulty of the task more important in Asy vs Syn. The lack of significance may be due to the heterogeneity of the group: DP-15 score seems to be more important for participant with lower capacity.

Limitation

A limitation of this study concerns the small sample size: only eleven subjects participated to this study and all are members of a French wheelchair basketball team. As a result, few players were present for each category and it was not possible to differentiate the results according to those qualified as “low-point players”, with low physical capacities, compared to “high-point players”, having a classification higher than 2.5 points, with more physical capacities, as explained by the IWBF classification. ASY mode could disadvantage

wheelchair players with high-level lesions or a functional asymmetry with a dominant side and contralateral side deficit in strength, balance, sensibility and coordination. It would be interesting for future studies to be carried out with a larger sample of wheelchair basketball players, which could strengthen our findings. Moreover, it would be interesting to conduct future studies using two SWs in order to fully understand the differences between the two different modes of propulsion. However, it must be considered that an additional mass on one side of the wheelchair has been added, equivalent to the overweight of the SW; the addition of this mass may have altered performance and propulsion (i.e., the force needed to accelerate the wheelchair).

Conclusions

Many studies have focused on the comparison of Syn vs Asy mode of propulsion, but all tests have been performed on roller ergometer or treadmill, in order to calculate the performance and physiological parameters. However, these results are not representative of the reality on the practice, hence the importance of a study in ecological situation, with overground tests.

During a sub-maximal test in the field, of highly trained wheelchair basketball players, we showed that Asy involves higher temporal parameters (RT, CT) and lower PF than Syn. Moreover, Syn involves higher M_{eff} with less HR and VO_2 . Finally, RPE do not seems to be influenced by the mode of propulsion. Therefore, our hypothesis is partially verified.

During a field test propulsion, the wheelchair has free movements and during Asy propulsion, these steering movements greatly influence the user's biomechanical and physiological parameters as they imply greater wheelchair control. This induces increased trunk movements, causing an increase VO_2 associated with an increase HR. In addition, the M_{eff} of the Asy mode is reduced because of the energy dispersion for the correction of the trajectory of the wheelchair.

ASY mode could disadvantage wheelchair players with high-level lesions or a functional asymmetry with a dominant side and contralateral side deficit in strength, balance, sensibility and coordination. It would be interesting for future studies to be carried out with a larger sample of wheelchair basketball players, which could strengthen our findings.

REFERENCES

1. Goosey-Tolfrey VL, Kirk JH. Effect of push frequency and strategy variations on economy and perceived exertion during wheelchair propulsion. *Eur J Appl Physiol*. 2003 Sep;90(1-2):154-8. PubMed PMID: 14504947.
2. Faupin A, Borel B, Meyer C, Gorce P, Watelain E. Effects of synchronous versus asynchronous mode of propulsion on wheelchair basketball sprinting. *Disabil Rehabil Assist Technol*. 2013 Nov;8(6):496-501. PubMed PMID: 23350881.
3. Lenton J. Efficiency of hand-rim propulsion 2012.
4. Glaser RM, Sawka MN, Young RE, Suryaprasad AG. Applied physiology for wheelchair design. *J Appl Physiol Respir Environ Exerc Physiol*. 1980 Jan;48(1):41-4. PubMed PMID: 7353977.
5. Lenton, van der Woude L, Fowler N, Nicholson G, Tolfrey K, Goosey-Tolfrey V. Hand-rim forces and gross mechanical efficiency in asynchronous and synchronous wheelchair propulsion: a comparison. *Int J Sports Med*. 2014 Mar;35(3):223-31. PubMed PMID: 23945971.
6. Lenton JP, Fowler N, van der Woude L, Goosey-Tolfrey VL. Efficiency of wheelchair propulsion and effects of strategy. *Int J Sports Med*. 2008 May;29(5):384-9. PubMed PMID: 17879885.
7. 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(3):419-26.
8. Zehr EP, Hundza SR, Vasudevan EV. The quadrupedal nature of human bipedal locomotion. *Exercise and sport sciences reviews*. 2009;37(2):102-8.
9. Astier M, Watelain E, Borel B, Weissland T, Vallier J, 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(6):181-8.
10. Astier, Weissland T, Vallier J, 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(1):43-51.
11. IWBF. International Wheelchair Basketball Federation. <https://iwbf.org/the-game/classification/22> Mars 2018 [cited 2018 22 Mars 2018].
12. SmartWheel Users Guide [database on the Internet]. 2014.
13. Cowan RE, Boninger ML, Sawatzky BJ, Mazoyer BD, Cooper RA. Preliminary outcomes of the SmartWheel Users' Group database: a proposed framework for clinicians to objectively evaluate manual wheelchair propulsion. *Arch Phys Med Rehabil*. 2008 Feb;89(2):260-8. PubMed PMID: 18226649.
14. Mason BS, Van Der Woude LH, Tolfrey K, Lenton JP, Goosey-Tolfrey VL. Effects of wheel and hand-rim size on submaximal propulsion in wheelchair athletes. *Med Sci Sports Exerc*. 2012 Jan;44(1):126-34. PubMed PMID: 21701409.
15. Asato KT, Cooper RA, Robertson RN, Ster JF. SMARTWheels: development and testing of a system for measuring manual wheelchair propulsion dynamics. *IEEE Trans Biomed Eng*. 1993 Dec;40(12):1320-4. PubMed PMID: 8125507.
16. Cooper RA, Robertson RN, VanSickle DP, Boninger ML, Shimada SD. Methods for determining three-dimensional wheelchair pushrim forces and moments: a technical note. *J Rehabil Res Dev*. 1997 Apr;34(2):162-70. PubMed PMID: 9108343.
17. Robertson, Boninger ML, Cooper RA, Shimada SD. Pushrim forces and joint kinetics during wheelchair propulsion. *Arch Phys Med Rehabil*. 1996 Sep;77(9):856-64. PubMed PMID: 8822674.
18. Mason, Lenton J, Leicht C, Goosey-Tolfrey V. A physiological and biomechanical comparison of over-ground, treadmill and ergometer wheelchair propulsion. *J Sports Sci*. 2014;32(1):78-91. PubMed PMID: 23879733.

19. Boninger ML, Cooper RA, Baldwin MA, Shimada SD, Koontz A. Wheelchair pushrim kinetics: body weight and median nerve function. *Arch Phys Med Rehabil.* 1999 Aug;80(8):910-5. PubMed PMID: 10453767.
20. Boninger ML, Cooper RA, Shimada SD, Rudy TE. Shoulder and elbow motion during two speeds of wheelchair propulsion: a description using a local coordinate system. *Spinal Cord.* 1998 Jun;36(6):418-26. PubMed PMID: 9648199.
21. Niesing R, Eijskoot F, Kranse R, den Ouden AH, Storm J, Veeger HE, et al. Computer-controlled wheelchair ergometer. *Med Biol Eng Comput.* 1990 Jul;28(4):329-38. PubMed PMID: 2246932.
22. Lenton JP, van der Woude L, Fowler N, Goosey-Tolfrey V. Effects of arm frequency during synchronous and asynchronous wheelchair propulsion on efficiency. *Int J Sports Med.* 2009 Apr;30(4):233-9. PubMed PMID: 19199211.
23. Cavanagh PR, Kram R. The efficiency of human movement--a statement of the problem. *Med Sci Sports Exerc.* 1985 Jun;17(3):304-8. PubMed PMID: 4021779.
24. Cavanagh PR, Kram R. Mechanical and muscular factors affecting the efficiency of human movement. *Med Sci Sports Exerc.* 1985 Jun;17(3):326-31. PubMed PMID: 3894869.
25. Borg G. Psychophysical scaling with applications in physical work and the perception of exertion. *Scand J Work Environ Health.* 1990;16 Suppl 1:55-8. PubMed PMID: 2345867.
26. Robertson RJ, Moyna NM, Sward KL, Millich NB, Goss FL, Thompson PD. Gender comparison of RPE at absolute and relative physiological criteria. *Med Sci Sports Exerc.* 2000 Dec;32(12):2120-9. PubMed PMID: 11128861.
27. Delignières D, Brisswalter J, Legros P. Influence of physical exercise on choice reaction time in sport experts: the mediating role of resource allocation. *Journal of Human Movement Studies.* 1994;27:173-88.
28. Vegter RJ, Lamoth CJ, de Groot S, Veeger DH, van der Woude LH. Variability in bimanual wheelchair propulsion: consistency of two instrumented wheels during handrim wheelchair propulsion on a motor driven treadmill. *J Neuroeng Rehabil.* 2013 Jan 29;10:9. PubMed PMID: 23360756. Pubmed Central PMCID: PMC3614450.
29. Lenton JP, Fowler NE, van der Woude L, Goosey-Tolfrey VL. Wheelchair propulsion: effects of experience and push strategy on efficiency and perceived exertion. *Appl Physiol Nutr Metab.* 2008 Oct;33(5):870-9. PubMed PMID: 18923561.
30. van der Woude LH, Veeger HE, Dallmeijer AJ, Janssen TW, Rozendaal LA. Biomechanics and physiology in active manual wheelchair propulsion. *Med Eng Phys.* 2001 Dec;23(10):713-33. PubMed PMID: 11801413.
31. Veeger HE, van der Woude LH, Rozendal RH. Effect of handrim velocity on mechanical efficiency in wheelchair propulsion. *Med Sci Sports Exerc.* 1992 Jan;24(1):100-7. PubMed PMID: 1548983.
32. van der Woude LH, Hendrich KM, Veeger HE, van Ingen Schenau GJ, Rozendal RH, de Groot G, et al. Manual wheelchair propulsion: effects of power output on physiology and technique. *Med Sci Sports Exerc.* 1988 Feb;20(1):70-8. PubMed PMID: 2963939.
33. Fabre N, Perrey S, Arbez L, Ruiz J, Tordi N, Rouillon JD. Degree of coordination between breathing and rhythmic arm movements during hand rim wheelchair propulsion. *Int J Sports Med.* 2006 Jan;27(1):67-74. PubMed PMID: 16388445.

NOTES

Conflicts of interest.— “The authors certify that there is no conflict of interest with any financial organization regarding the material discussed in the manuscript”

Funding.— The authors received no financial support for the research, authorship, and/or publication of this article.

Authors' contributions.— Eric Watelain, Jean-Marc Vallier and Arnaud Faupin performed the physical tests. Didier Pradon participated in the data processing. The writing was done for the most part by Marjolaine Astier. Eric Watelain and Arnaud Faupin participated in the proofreading before the submission. All authors have validated the final manuscript.

TABLES

Table I.— Means \pm SD and individual anthropometric characteristics (age, height, mass), wheel size used on own wheelchair, disability grouped according to the International Wheelchair Basketball Federation (IWBF) classification ¹¹

<i>Participants</i>	<i>Height (m)</i>	<i>Age (years)</i>	<i>Mass (kg)</i>	<i>Disability</i>	<i>IWBF point classification</i>	<i>Wheel size</i>
<i>1</i>	<i>180</i>	<i>39</i>	<i>75</i>	<i>Orthopedic</i>	<i>4.5</i>	<i>26</i>
<i>2</i>	<i>187</i>	<i>34</i>	<i>81</i>	<i>Spinal cord injury</i>	<i>1</i>	<i>24</i>
<i>3</i>	<i>176</i>	<i>54</i>	<i>64</i>	<i>Spinal cord injury</i>	<i>2.5</i>	<i>24</i>
<i>4</i>	<i>193</i>	<i>31</i>	<i>78</i>	<i>Orthopedic</i>	<i>4.5</i>	<i>26</i>
<i>5</i>	<i>162</i>	<i>50</i>	<i>68</i>	<i>Poliomyelitis</i>	<i>3</i>	<i>26</i>
<i>6</i>	<i>168</i>	<i>39</i>	<i>71</i>	<i>Poliomyelitis</i>	<i>2.5</i>	<i>24</i>
<i>7</i>	<i>186</i>	<i>38</i>	<i>76</i>	<i>Spinal cord injury</i>	<i>1.5</i>	<i>24</i>
<i>8</i>	<i>183</i>	<i>35</i>	<i>70</i>	<i>Spinal cord injury</i>	<i>2</i>	<i>24</i>
<i>9</i>	<i>180</i>	<i>27</i>	<i>65</i>	<i>Spinal cord injury</i>	<i>1</i>	<i>24</i>
<i>10</i>	<i>170</i>	<i>33</i>	<i>90</i>	<i>Spinal cord injury</i>	<i>1</i>	<i>24</i>
<i>11</i>	<i>183</i>	<i>30</i>	<i>70</i>	<i>Spinal cord injury</i>	<i>2.5</i>	<i>26</i>
<i>Means \pm SD</i>	<i>179 \pm 9</i>	<i>37 \pm 8</i>	<i>73 \pm 7</i>	<i>-</i>	<i>2.4 \pm 1.2</i>	<i>26=4 ; 24=7</i>

Table II.— Summery of biomechanical parameters (mean \pm SD). *n*: total number of subjects.

	<i>Syn</i>	<i>Asy</i>	<i>n</i>	% difference	<i>p</i> -value
<i>F</i> _{tot} (N)	55.46 \pm 18.51	54.33 \pm 23.58	10	2.04	0.57
<i>F</i> _{tan} (N)	41.92 \pm 14.39	39.61 \pm 14.30	10	5.52	0.80
<i>FEF</i> (%)	75.12 \pm 9.92	77.03 \pm 18.34	10	2.48	0.44
<i>P</i> _{mean} (W)	25.59 \pm 5.56	22.12 \pm 7.49	10	13.56	0.11
<i>P</i> _{prop} (W)	72.60 \pm 23.71	64.86 \pm 20.34	10	10.67	0.39
<i>RoR</i> (N.s ⁻¹)	1689.56 \pm 355.49	1503.24 \pm 516.73	10	11.03	0.17
<i>PT</i> (s)	0.34 \pm 0.09	0.35 \pm 0.08	11	2.86	0.21
<i>RT</i> (s)	0.74 \pm 0.22**	0.94 \pm 0.26**	11	21.28	0.008
<i>CT</i> (s)	1.08 \pm 0.17**	1.30 \pm 0.28**	11	16.93	0.008
<i>PF</i> (pushes.s ⁻¹)	0.96 \pm 0.21*	0.81 \pm 0.18*	11	40.75	0.016

***p*<0.01 between *Syn* and *Asy*

Table III.— Summery of physiological parameters. *n*: total number of subjects.

	<i>Syn</i>	<i>Asy</i>	<i>n</i>	% difference	<i>p</i> -value
<i>M</i> _{eff} (%)	13.01 \pm 2.89*	10.32 \pm 3.47*	10	20.68	0.022
<i>HR</i> (beats.min ⁻¹)	121.05 \pm 17.63*	126.29 \pm 16.97*	10	4.15	0.037
[<i>La</i>] _b (mmol.L ⁻¹)	2.35 \pm 2.20	2.29 \pm 1.84	11	2.56	0.55
[<i>La</i>] _a (mmol.L ⁻¹)	2.83 \pm 2.21	3.42 \pm 3.26	6	17.26	0.22
<i>VO</i> ₂ (mL.min ⁻¹)	1142.15 \pm 161.47*	1249.34 \pm 193.42*	11	8.57	0.013
<i>VE</i> (L.min ⁻¹)	40.97 \pm 9.42*	47.97 \pm 14.76*	11	14.59	0.008
<i>Rf</i> (breaths.min ⁻¹)	33.43 \pm 10.31	36.79 \pm 12.30	11	9.13	0.286

**p*<0.05

Table IV.— Summery of perceived exertion responses²⁵ (mean \pm SD). *n*: total number of subjects.

	<i>Syn</i>	<i>Asy</i>	<i>n</i>	% difference	<i>p</i> -value
Overall	11 \pm 3	12 \pm 3	11	9	0.069
Central	12 \pm 2	12 \pm 3	11	0	0.508
Peripheral	11 \pm 3	11 \pm 3	11	0	0.345
DP-15	6 \pm 2	8 \pm 3	11	25	0.059

TITLES OF FIGURES

Figure 1.— The “figure of eight” course used to assess performance during over-ground trials. The test was set out around the dimensions of a basketball court (28 \times 15 m). Solid arrows represent the “linear section” of the course¹⁸.

Figure 2.— Graphical representation of *Mz* during the cycle phases.

3.2.3. Étude 3: Perceived exertion Responses and performance of two mode of propulsion in the multistage field test with wheelchair basketball players. *Science & Sport* (2016), 31 : e181:e188.

La précédente étude (E2) met en évidence que la propulsion Asy induit une augmentation des paramètres temporels (TC, TP, TR, FP) et des réponses biomécaniques (F_{tot} , F_{tan} , Puissance et RoR), sans modification significative des réponses physiologiques (fréquence cardiaque, VO_2 et VE) et de la perception de l'effort, par rapport à la propulsion Syn. Ces résultats ont été obtenus lors de tests sous-maximaux sur le terrain, mais qu'en est-il pour les tests d'effort ? L'évaluation de la capacité aérobie est essentielle pour les entraîneurs car ces données peuvent être utilisées directement pour planifier et personnaliser la préparation physique et l'entraînement. De nombreux auteurs ont mis en évidence que la capacité aérobie des joueurs de handibasket était fortement corrélée aux tâches de maniement du FRM (Hutzler, 1993 ; Vanlandewijck *et al.*, 1999 ; Weissland *et al.*, 2015). Dans la littérature, les réponses physiologiques des athlètes en FRM lors des propulsions Syn et Asy ont montré une grande disparité et une controverse existe concernant le rendement des athlètes en FRM (Glaser *et al.*, 1980 ; Goosey-Tolfrey et Kirk, 2003 ; Lenton *et al.*, 2014). Or, l'ensemble des études sont réalisées sur ergomètre à rouleaux. Nous venons de voir que ce lieu de test ne reproduit pas fidèlement les conditions de pratique des athlètes, notamment pour le mode de propulsion Asy. À notre connaissance, aucune étude n'a encore porté sur la mesure des performances des joueurs en FRM lors des propulsions Syn et Asy dans le cadre d'un test d'endurance progressif sur le terrain. Ainsi, cette étude a pour objectif de répondre à la question de recherche suivante :

Les performances et la perception de l'effort obtenues en Syn et Asy lors d'un test d'endurance progressif sont-elles comparables ?

Nous émettons l'hypothèse **H3** que les scores au MFT, la VMA et la perception de l'effort sont supérieurs lors de la propulsion Syn par rapport à la propulsion Asy.

Résumé

Objectifs : Lors de la pratique du handibasket, la plupart des joueurs adoptent une stratégie de poussée Asy au cours de certaines phases du jeu, comme lors du pivotement ou du remplacement. Par conséquent, la stratégie de poussée semble être un paramètre important influençant les performances des handibasketteurs. À notre connaissance, toutes les études précédentes ont été réalisées en laboratoire, sur ergomètre à rouleaux ou tapis roulant. Or, ces lieux de tests ne donnent pas des résultats représentatifs de la réalité de terrain. Ainsi, cette étude vise à comparer les performances et la perception de l'effort lors de la propulsion en FRM en mode Syn vs Asy lors d'un test de terrain progressif.

Matériels et méthodes : Huit joueurs de handibasket ont effectué le Multistage Field Test de Vanderthommen *et al.* (2002) selon les deux modes de propulsion (Syn et Asy), avec leur propre FRM. Le nombre de paliers atteint, la vitesse maximale aérobie (VMA), l'évaluation de l'effort perçu et la fréquence de poussées ont été mesurés. Toutes les données ont été enregistrées pour chaque pourcentage de VMA (25 %, 50 %, 75 %, 100 %). Une analyse de variance à deux facteurs (ANOVA) pour des mesures répétées (modes de propulsion & pourcentage de VMA) a été appliquée pour déterminer les effets du type de propulsion et l'intensité de l'exercice. La corrélation linéaire de Pearson a été utilisée pour examiner les relations entre les deux modes de propulsion (Asy vs Syn).

Résultats : Le nombre de paliers atteint et la VMA sont significativement supérieurs en mode Syn ($p < 0.05$) et la fréquence de poussées est significativement plus élevée en Syn à 100% de la VMA. Il existe une corrélation significative entre les deux modes de propulsion pour le nombre de paliers atteint ($r^2 = 0.80$). Cependant, les valeurs normalisées de l'effort perçu à chaque pourcentage de VMA ne montrent pas de différence significative quel que soit le mode de propulsion, même si les valeurs absolues de l'effort perçu ont tendance à être plus élevées en Asy à chaque palier du test.

Conclusion : Le mode Syn fournit de meilleures performances que le mode Asy, en termes de nombre de paliers atteint et de VMA. La fréquence de poussées pourrait limiter la performance des athlètes en Asy pendant les derniers paliers. Il serait intéressant d'évaluer simultanément les paramètres physiologiques et biomécaniques lors de prochaines études, avec un échantillon plus important comprenant toutes les classifications des athlètes.



Disponible en ligne sur

ScienceDirect
www.sciencedirect.com

Elsevier Masson France

EM|consulte
www.em-consulte.com



ORIGINAL ARTICLE

Perceived exertion responses and performance of two mode of propulsion in the multistage field test with wheelchair basketball players



Perception de l'effort et performances de deux modes de propulsion lors d'un test de terrain effectué par des joueurs de basketball en fauteuil roulant

M. Astier^{a,b,c,*}, E. Watelain^d, B. Borel^e, T. Weissland^f,
J.-M. Vallier^{b,c}, A. Faupin^{b,c}

^a Comité Régional Handisport de Provence-Alpes Côte d'Azur, Les Campenules Bât H, 59, boulevard Pierre-Menard, 13011 Marseille, France

^b Université de Toulon, LAMHESS, France

^c Université Côte d'Azur, LAMHESS, Nice, France

^d UMR CNRS 8201, université de Valenciennes, LAMIH, 59313 Valenciennes, France

^e EA 6310, université de Limoges, HAVAE, 87000 Limoges, France

^f EA 3300, université Picardie-Jules-Verne, APERE, 80000 Amiens, France

Received 20 May 2016; accepted 26 August 2016

Available online 24 October 2016

KEYWORDS

Field test;
Modes of propulsion;
Wheelchair
basketball;
Push strategy

Summary

Purpose. – This study aims to comparing, performance and perceived exertion of the synchronous versus asynchronous mode of wheelchair propulsion within the framework of a progressive aerobic field test.

Materials and method. – Eight highly trained wheelchair basketball players have performed an incremental multistage field test in two separate sessions (synchronous and asynchronous). The number of exercise levels performed, maximal aerobic velocity, rating of perceived exertion and arm frequency were measured.

Results. – The number of exercise levels performed and maximal aerobic velocity are significantly increased in the synchronous mode ($P < 0.05$) and arm frequency is significantly higher in synchronous versus asynchronous at 100% maximal aerobic velocity. There is a significant

* Corresponding author. UFR sciences et techniques des activités physiques et sportives (STAPS), bâtiment K, avenue de l'Université, BP 20132, 83957 La Garde cedex, France.

E-mail address: marjolaine.astier@univ-tln.fr (M. Astier).

<http://dx.doi.org/10.1016/j.scispo.2016.08.002>

0765-1597/© 2016 Elsevier Masson SAS. All rights reserved.

MOTS CLÉS

Test de terrain ;
Modes de propulsion ;
Basketball en fauteuil
roulant ;
Stratégie de poussée

correlation between both modes of propulsion for the number of exercise levels performed ($r^2 = 0.80$). However, normalized rating of perceived exertion values at each maximal aerobic velocity percentage shows no significant difference whatever the mode of propulsion, even if the absolute value of rating of perceived exertion tends to be higher in asynchronous versus synchronous at each stages.

Conclusion. – Synchronous mode provides better performance than asynchronous, in terms of number of exercise levels performed and maximal aerobic velocity. Arm frequency could restrict athletes' performance in asynchronous propulsion during the final stage. It would be interesting for futures studies to assess both physiological and biomechanical parameters simultaneously.
© 2016 Elsevier Masson SAS. All rights reserved.

Résumé

Objectifs. – Cette étude vise à comparer les performances et la perception de l'effort lors de la propulsion en fauteuil roulant manuel en mode synchrone versus asynchrone dans le cadre d'un test de terrain progressif.

Matériels et méthode. – Huit joueurs de basketball en fauteuil roulant manuel ont effectué le Multistage Field Test selon les deux modes de propulsion (synchrone et asynchrone). Le nombre de paliers atteint, la vitesse maximale aérobie, l'évaluation de l'effort perçu et la fréquence de poussée ont été mesurés.

Résultats. – Le nombre de paliers atteint et la vitesse maximale aérobie sont significativement supérieurs en mode synchrone ($p < 0,05$) et la fréquence de poussée est significativement plus élevée en synchrone à 100 % de la vitesse maximale aérobie. Il existe une corrélation significative entre les deux modes de propulsion pour le nombre de paliers atteint ($r^2 = 0,80$). Cependant, les valeurs normalisées de l'effort perçu à chaque pourcentage de vitesse maximale aérobie ne montrent pas de différence significative, quel que soit le mode de propulsion, même si les valeurs absolues de l'effort perçu ont tendance à être plus élevées en asynchrone à chaque palier du test.

Conclusion. – Le mode synchrone fournit de meilleures performances que le mode asynchrone, en termes de nombre de paliers atteint et vitesse maximale aérobie. La fréquence de poussée pourrait limiter la performance des athlètes en asynchrone pendant les derniers paliers. Il serait intéressant d'évaluer simultanément les paramètres physiologiques et biomécaniques lors de prochaines études.

© 2016 Elsevier Masson SAS. Tous droits réservés.

1. Introduction

Many authors [1–3] have reported that wheelchair basketball players' aerobic fitness was highly correlated to wheeling tasks. Weissland et al. [3] have shown that the Maximal aerobic velocity (MAV) is a functional indicator of the wheelchair-user combination. Moreover, the peak of oxygen uptake (VO_{2peak}) and the wheelchair basketball player's game level are correlated [4]. Lastly, assessment of aerobic fitness is essential for coaches because this data can be used directly to plan and individualize physical preparation and training.

Vanderthommen et al. [5] have developed a simple indoor Multistage Field Test (MFT), that can be applied to a mixed group of wheelchair users and established an equation to predict the VO_{2peak} appearing during the test. This MFT takes into considerations variables related to individual characteristics, mechanical wheelchairs, wheelchair propulsion technique and physiological performance.

Goosey-Tolfrey and Kirk [6] have described two main propulsion strategies in manual wheelchair propulsion: the synchronous (SYN) and asynchronous (ASY) modes. The SYN is used when both arms work together, applying force on

the hand-rim simultaneously. Conversely, the ASY is used when both arms work alternately, force being applied on the hand-rim by only one arm at a time. If the SYN propulsion is the most prevalent for acceleration and linear displacement, some players use the ASY propulsion to handle the manual wheelchair more precisely.

Heart rate (HR) and oxygen consumption (VO_2) responses were assessed during manual wheelchair propulsion strategies (SYN vs ASY) [6–9]. During a submaximal test with an ergometer, Lenton et al. [9] found no physiological differences between the SYN and ASY modes of propulsion. On the contrary, various studies have demonstrated that the SYN mode appears to be more efficient than the ASY mode [6,8]. Glaser et al. [7] have shown significantly greater efficiency with ASY versus SYN.

In contrast, Faupin et al. [10] have found that the SYN leads to better performance, in terms of maximal propulsion velocity during sprint test, than ASY. In fact, the SYN propulsion allows reaching higher maximum speed and push frequency compared to the ASY.

To our knowledge, no study has yet focused on measuring wheelchair players' performance in the SYN versus ASY within a field test. But, in wheelchair basketball, some

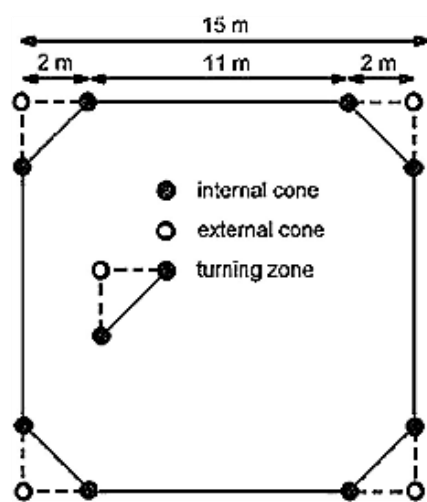


Figure 1 Scheme of the field test area [5].

players adopt an ASY push strategy during certain phases of the game, when pivoting for example. Therefore, push strategy seems to be an important parameter for the wheelchair players' training.

Consequently, the aim of this study is to compare physiological and perceptive responses of both propulsion modes and to examine relationships between SYN and ASY. Our hypothesis is that the MFT score are higher in the SYN mode than in the ASY mode.

2. Materials and methods

2.1. Participants

Eight male participants, all members of a French wheelchair basketball team playing in the second national division, took part in the study. For international competitions, players are divided into eight classification levels (from 1 to 4.5), based on the International Wheelchair Basketball Federation [11]. Class 5 is only used for able-bodied participants in the "Handisport French Federation" classification.

All participants were duly informed of any risks before giving their written consent to take part in this experiment. Experimental procedures were approved by the Comité d'éthique pour les recherches non interventionnelles (CERNI) and complied with the ethical standards of the 1975 Helsinki Declaration.

2.2. Testing procedure

This study is based on the MFT [5]. This is an incremental and continuous test, like the incremental field test developed by Vinet et al. [12] on an athletic track, but adapted to indoor practice: in this test, subjects turn around a 15 m-side square; corners are cut to make an octagon (Fig. 1). Increasing pace is indicated by beeps series. Initial wheeling velocity is 6 km/h, speed increases by 0.37 km/h in every 1-minute stage, and distance achieved by the subject between each beep is 13.82 m. Subjects must wheel around

an octagon and are free to choose the rotation direction. The test is stopped whenever a subject cannot reach the next cone after three consecutive beeps, with a 1-m maximum delay allowance. Every participant uses their own basketball wheelchair with the usual adjustments. Each test is performed on 2 separate days with the two different modes (SYN and ASY) performed in a random order.

2.3. Measurements

For each test (SYN and ASY), the number of stage levels performed (MFT score) was recorded for each player. The MFT score provides an estimate of the MAV reached during tests [5].

Speed difference between the initial speed ($IS = 6 \text{ km/h}$) and MAV was determined, then the percentage of the difference was calculated, and finally, the value corresponding to the IS was added, according to the following equation Eq. (1):

$$x\% \text{ MAV} = IS + x\% (\text{MAV} - IS) \quad (1)$$

Thus, the exercise level corresponding to that speed was determined, and it corresponded to the percentage of the maximal performance (25%, 50% and 75% of MAV). All data was recorded for each MAV percentage.

At the end of each stage, players reported their overall Rating of perceived exertion (RPE) using the Borg scale [13]. RPE values were classified, according to the American College of Sports Medicine standard, as very light (< 9), light (9–11), moderate (12–13), vigorous (14–17), and near maximal to maximal (≥ 18). Normalized RPE values at each MAV percentage and absolute values of RPE at each stage are collected.

Arm frequency (AF) is collected for each stage and each mode of propulsion by one appointed experimenter. AF data are reported on a scorecard. The experimenter counts the total number of arm stroke on a lap, the stage time and the theoretical distance of an octagonal lap being known. AF is the total number of arm movements (left and right arm movements) performed on one wheel per minute [14].

2.4. Statistical analysis

Data for all variables are presented as mean and standard deviation ($\pm SD$).

Statistical power of this study design was calculated for each variable as well as the number of subjects required to ensure sufficient statistical power and the effect size (ES). ES of 0.20 was considered as small, ES of 0.50 as moderate and ES of 0.80 as large [15].

The distribution and homogeneity of variance of normalized RPE values, AF variables and MFT score were verified by the Shapiro-Wilk normality test. A two-factor analysis of variance (Anova) for repeated measures (modes of propulsion – SYN and ASY; MAV percentage – 25%, 50%, 75%, 100%) was applied to determine the effects of both the type of propulsion and the exercise intensity on temporal and psychophysiological parameters. A Sidak multiple comparison post hoc test was applied to determine the location of any significant main effect.

Table 1 Mean \pm standard deviation (SD) and individual anthropometric characteristics, classification according to the International Wheelchair Basketball Federation classification, disability and the number of weekly training hours (h/week).

Participants	Age (years)	Height (cm)	Mass (kg)	IWBF classification	Disability	Training (h/week)
1	22	176	87	5	Able bodied	6
2	28	194	105	5	Able bodied	6
3	34	168	64	4	Poliomyelitis	6
4	24	186	75	5	Able bodied	4
5	29	180	80	4.5	Orthopedic impairments	6
6	25	174	63	2.5	Spinal cord injury	6
7	27	170	65	2	Spinal cord injury	6
8	30	160	62	2.5	Poliomyelitis	4
Mean \pm SD	27.4 \pm 3.8	176.0 \pm 10.7	75.1 \pm 15.1	3.8 \pm 1.3		5.5 \pm 0.9

Table 2 Statistical power of study design, number of subjects required to ensure sufficient statistical power and effect size. n: number of subjects required for a statistical power > 0.8.

Variable	Maximal MFT score	100% MAV	100% RPE	75% RPE	50% RPE	25% RPE	100% AF	75% AF	50% AF	25% AF
Statistical power	0.992	0.990	0.319	0.105	0.122	0.466	0.969	0.999	0.999	0.983
n	5	5	24	103	81	16	6	4	3	5
Effect size	0.81	0.73	0.61	0.23	0.31	0.65	0.71	0.79	0.82	0.76

Absolute values of RPE did not allow performed statistical analysis because of the low number of data. In ASY, the first subject leaves the test at the 9th level; in SYN, the first subject leaves the test at the 12th level.

The Pearson linear correlation procedure was used to examine relationships between both modes of propulsion (ASY vs SYN).

In all statistical analyses, the level of significance is set at $P < 0.05$. All statistical analyses are performed using GraphPad Prism version 6.00 for Mac (GraphPad Software, La Jolla California USA, www.graphpad.com).

3. Results

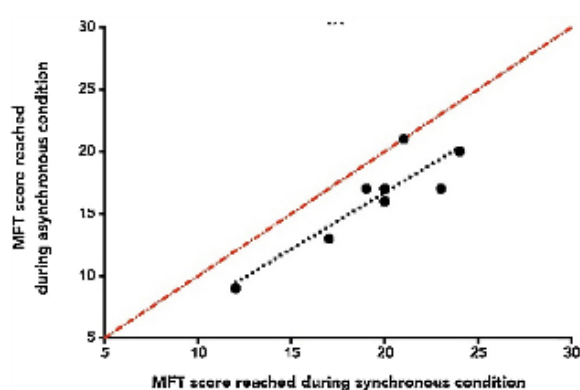
The mean and SD of the population characteristics are shown in Table 1.

Table 2 shows statistical power of study design calculated for each variable, the number of subjects required to ensure sufficient statistical power and the effect size.

The main effects of propulsion mode on velocity parameters shows that MFT score and MAV are significantly higher ($P = 0.001$) in SYN versus ASY (respectively: 20.0 vs 16.0 and 13.2 vs 12.0 km/h).

A correlation between both modes of propulsion for the MFT score ($y = 0.91x - 1.46$; $r^2 = 0.80$, $P = 0.003$) is demonstrated in Fig. 2.

Table 3 shows a significant increase of AF throughout the MFT linked to the increase in exercise intensity ($P < 0.001$) and a significant difference is shown for 100% MAV between modes of propulsion. Yet, interaction between exercise intensity and modes of propulsion is demonstrated ($P < 0.001$). Moreover, normalized RPE values during the MFT increases significantly with the velocity ($P < 0.001$), without any significant effect of propulsion conditions ($P = 0.65$).

**Figure 2** Correlation between MFT score reached during both modes of propulsion. *** $P < 0.001$ between SYN and ASY.

No interaction is measured between these two parameters ($P = 0.11$).

In contrary, absolute values of RPE is higher in ASY versus SYN for each MFT stages (Fig. 3) but no statistical analysis is performed because there were not enough participants.

4. Discussion

The aim of the study is to compare performance and physiological responses to SYN versus ASY propulsion mode. To the best of the author's knowledge, no studies have focused on the impact of propulsion mode (i.e. SYN vs ASY) in field condition in highly trained wheelchair basketball players. The main results show:

- SYN mode provides better performance than ASY, in terms of MFT score and MAV;

Table 3 AF and RPE values obtain during the MFT in both modes of propulsion.

% MAV	25%		50%		75%		100%		Anova		
	Mode of propulsion	SYN	ASY	SYN	ASY	SYN	ASY	SYN	ASY	Mod	Int
AF (pushes/min)	27.9 ± 13.6	30.3 ± 10.4	32.4 ± 14.1	35.4 ± 12.1	40.8 ± 14.6	40.0 ± 11.7	68.5 ± 13.6	48.5 ± 11.4	48.5 ± 11.4	* at 100% MAV	**
RPE	6	7	9	10	13	14	19	18	18	NS	**

NS: non-significant differences; Mod: mode; % MAV: percentage of maximal aerobic velocity; SYN: synchrone mode of propulsion; ASY: asynchrone mode of propulsion; Int: interaction between mode and percentage of maximal aerobic velocity.

* $P < 0.05$.

** $P < 0.001$.

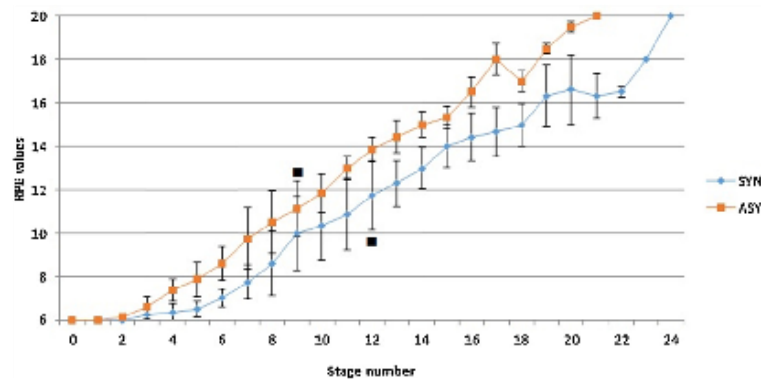


Figure 3 Absolute RPE values fluctuation according to the mode of propulsion (SYN vs ASY) during the MFT. ■ = first subject stopped.

- AF is significantly higher in SYN versus ASY at 100% MAV;
- normalized RPE values at each MAV percentage shows no significant difference whatever the mode of propulsion (Fig. 3), even if the absolute value of RPE tends to be higher in ASY versus SYN at each MTF stages (Table 3).

4.1. Peak performance related to MFT score

In progressive endurance test condition with highly trained wheelchair basketball players, the MFT score and MAV are significantly higher in the SYN versus ASY with a high statistical power (respectively 0.992 and 0.990), despite a correlation between both modes of propulsion ($r^2 = 0.80$, $y = 0.91x - 1.46$). The MFT enables the athlete to reach better performance in SYN propulsion and also to obtain an assessment of his ASY capacities; therefore, this test has a great interest for coaches because with only one test, coaches can obtain SYN athletes' performance and can evaluate ASY athletes' performance. During the MFT, players using SYN gain 16.7% in the MFT score and 9.1% in MAV compared to ASY. This corresponds to the Faupin et al. study, [10] which found a significant higher peak velocity in SYN versus ASY mode ($P < 0.05$), while using a roller ergometer during an eight-seconds sprint. Thus, using ASY strategy, performance is reduced by 10% compared to SYN mode. This result can be explained by the way that wheelchair basketball players use mostly SYN mode of propulsion to performing while ASY push strategy being used only in some phases of the game.

Weissland et al. [3] have studied physiological responses and performance obtained from MFT of 16 trained wheelchair basketball players with free strategy of propulsion. MFT score were lower (14.9 ± 5.1 vs 19.5 ± 3.7) than those of the present study. These variations can be explained by the differences in samples. In fact, average classification of wheelchair basketball players is lower for Weissland et al. [3] than the one used in this study (2.9 ± 1.2 vs 3.8 ± 1.3). This means that physical ability and residual functional capacity are somewhat limited.

With the MFT score, VO_{2peak} is estimated with the Vanderthommen' regression line obtained with disabled wheelchair subjects. Vanderthommen reported lower MFT scores and HR peak values (9.2 ± 5.8 vs 19.5 ± 3.7 and

172.0 ± 5.9 vs 184.8 ± 11.8 bpm, respectively) [5]. Weissland et al. [3] found no difference between VO_{2peak} measured with a portable device and those calculated with the equation. However, HR peak and RPE peak measured by these authors, were lower than SYN and ASY modes. For the highly trained eight players' sample, the estimation of VO_{2peak} for SYN could be certainly higher than ASY. These differences can be explained by the participants' practice and physical impairment levels, which induces HR limitations. Moreover, in this study, players used their own wheelchair which leads to optimal performance [3].

4.2. Impact of the propulsion mode on MAV percentages

This study shows that whatever the propulsion mode used, there is no significant difference in RPE values obtained for each MAV percentage (Table 3). In contrary, even if statistical analysis was not performed, the absolute value of RPE is higher in ASY versus SYN at absolute propulsion speed (Fig. 3). In our study, although RPE is multi-factorial (muscular and respiratory RPE), the distinction when tests were realized have not been carried out and overall RPE did not provide information of the muscular load perceived. During submaximal wheelchair propulsion, it is recognized that the strength of perceptual signals from the peripheral exercising limbs and joints (muscular RPE) are greater than central signals from the cardiorespiratory system (respiratory RPE) [16]. It is therefore important to consider the role of differentiated RPE in forming overall perceived exertion during manual wheelchair propulsion [17]. It could be interesting to dissociate muscular and respiratory RPE in order to improve self-regulated wheelchair exercise [16]. This study also shows that AF is significantly higher in SYN versus ASY at 100% MAV (statistical power of 0.969). However, concerning exercise intensity, as expected, AF and RPE values increase significantly ($P < 0.001$), along with the increase in intensity, for each propulsion mode.

During a submaximal power output developed on a roller ergometer with able-bodied males without experience in wheelchair sport, Goosey-Tolfrey and Kirk [6] found that the SYN mode was significantly less stressful than ASY ($P < 0.01$),

in terms of HR values, when AF is low (40 pushes/min). Moreover, Lenton et al. [16] found that low AF is related to low physiological parameters (VO_2 and HR) and low energy cost.

Our results show that SYN propulsion can make a better MFT score associated at a faster MAV, despite the lack of difference for RPE values for each MAV percentage. A significant interaction between both modes of propulsion and exercise intensity was found for AF parameter with lower values measured at 100% MAV for ASY ($P < 0.05$). Statistical power is good for all parameters.

Several hypotheses can explain these results. Van Der Woude et al. [14] suggested that the beneficial effect of SYN can be due to a greater involvement of the trunk muscle mass. Moreover, ASY propulsion implies a greater rotation which means that it is more difficult for the athlete to master the motions of his wheelchair. Weissland et al. [3] demonstrated that turning in the same direction could induce premature tiredness especially in the upper limb on the external side. Faupin et al. [10] have also shown greater AF in SYN versus ASY, during an eight-seconds sprint, on a roller ergometer with seven wheelchair basketball players. Likewise, in the present study, AF is significantly higher in SYN than ASY propulsion at 100% MAV. In the light of these results, for a high percentage of MAV, AF can reduce the performance in ASY propulsion. They can increase AF in SYN propulsion but not in ASY. Due to an inability of the athletes to increase their AF during the final stages in ASY condition, this latter condition could be a source of limitation for maximal performance, as athletes were not able to increase their velocity.

4.3. Limitations and future recommendations

Despite the small sample size, only eight subjects have participated in this study, power analysis is fairly good, mostly for maximal MFT score, 100% MAV and all AF variables. According to RPE values, power analysis is lower than other parameters (Table 2). Nevertheless, this is statistically enough for most of variable, while RPE values should be considered more carefully. Furthermore, all participants are members of the same wheelchair basketball team with a high classification (average classification: 3.8 ± 1.3). So, these results are valuable because highly trained wheelchair basketball players were assessed with a high classification. It would be interesting for future studies to be carried out with a larger sample, in order to strengthen our assumptions. Moreover, it seems important to further this research by recording the characteristics of force application and power in ASY and SYN modes with an instrumented wheelchair system. Future studies could assess both physiological and biomechanical parameters simultaneously in order to fully understand the differences between both modes of wheelchair propulsion.

5. Conclusion

To our knowledge, this is the first study that focused on measuring wheelchair players' performance in the SYN versus ASY within a field test, closest to the practical reality of wheelchair basketball.

In progressive aerobic test condition, with highly trained wheelchair basketball players, we have shown, on the one hand, that the SYN mode provides better performance than the ASY mode, in terms of MFT score and MAV. However, there is no evidence that, whatever the mode of propulsion, there is not any significant difference for RPE values at each MAV percentage even if the absolute value of RPE tends to be higher in ASY versus SYN at each MTF. On the other hand, we have also shown that AF is significantly higher in SYN versus ASY at 100% MAV. AF could restrict athletes' performance in ASY propulsion during the final stages.

Clearly, future experiments need to be performed in the field with a larger sample athlete classification.

Disclosure of interest

The authors declare that they have no competing interest.

Acknowledgments

The authors also thank the athletes and their coaches for their participation in this study. We warmly thank the "Fédération Française Handisport" (FFH) for collaborating for this study. Many thanks to the "Institut national du sport, de l'expertise et de la performance" (INSEP) and the "Région Provence-Alpes-Côte d'Azur" for their financial contribution.

References

- [1] Hutzler Y. Physical performance of elite wheelchair basketball players in armcranking ergometry and in selected wheeling tasks. *Paraplegia* 1993;31:255–61.
- [2] Vanlandewijck YC, Daly DJ, Theisen DM. Field test evaluation of aerobic, anaerobic, and wheelchair basketball skill performances. *Int J Sports Med* 1999;20:548–54.
- [3] Weissland T, Faupin A, Borel B, Berthoin S, Leprêtre PM. Effects of modified multistage field test on performance and physiological responses in wheelchair basketball players. *BioMed Res Int* 2015;7.
- [4] Schmid A, Huonker M, Stober P, Barturen JM, Schmidt-Trucksäss A, Dürr H, et al. Physical performance and cardiovascular and metabolic adaptation of elite female wheelchair basketball players in wheelchair ergometry and in competition. *Am J Phys Med Rehabil* 1998;77:527–33.
- [5] Vanderthommen M, Francaux M, Colinet C, Lehance C, Lhermerout C, Crielaard JM, et al. A multistage field test of wheelchair users for evaluation of fitness and prediction of peak oxygen consumption. *JRRD* 2002;39:685–92.
- [6] Goosey-Tolfrey VL, Kirk JH. Effect of push frequency and strategy variations on economy and perceived exertion during wheelchair propulsion. *Eur J Appl Physiol* 2003;90:153–8.
- [7] Glaser RM, Sawka MN, Young RE, Suryaprasad AG. Applied physiology for wheelchair design. *J Physiol* 1980;48:41–4.
- [8] Lenton JP, Fowler N, Van Der Woude L, Goosey-Tolfrey VL. Efficiency of wheelchair propulsion and effects of strategy. *Int J Sports Med* 2008;29:384–9.
- [9] Lenton JP, Van der Woude L, Fowler N, Goosey-Tolfrey VL. Effects of arm frequency during synchronous and asynchronous wheelchair propulsion on efficiency. *Int J Sports Med* 2009;30:233–9.

- [10] Faupin A, Borel B, Meyer C, Gorce P, Watelain E. Effects of synchronous versus asynchronous mode of propulsion on wheelchair basketball sprinting. *Disabil Rehabil Assist Technol* 2013;8:496–501.
- [11] International wheelchair basketball federation, web site IWBF player classification for wheelchair basketball from: <http://www.iwbf.org/commissions/classification/>, 2009 [last accessed 8 Oct 2014].
- [12] Vinet A, Bernard PL, Poulain M, Varray A, Le Gallais D, Micallef JP. Validation of an incremental field test for the direct assessment of peak oxygen uptake in wheelchair-dependent athletes. *Spinal Cord* 1996;34:228–93.
- [13] Borg G. Psychophysical scaling with applications in physical work and the perception of exertion. *Scand J Work Environ Health* 1990;16:55–8.
- [14] Van Der Woude L, Horstman AMH, Faas P, Mechielsen S, Bafghi HA, Koning JJ. Power output and metabolic cost of synchronous and asynchronous submaximal and peak level hand cycling on a motor driven treadmill in able bodied male subjects. *Med Eng Phys* 2008;30:574–80.
- [15] Cohen J. *Statistical power analysis for the behavioural sciences*. New York, NY: Academic Press; 1977.
- [16] Paulson TAW, Bishop N, Eston RG, Goosey-Tolfrey VL. Differentiated perceived exertion and self-regulated wheelchair exercise. *Arch Phys Med Rehabil* 2013;94:2269–76.
- [17] Lenton JP, Fowler NE, Van Der Woude L, Goosey-Tolfrey VL. Wheelchair propulsion: effects of experience and push strategy on efficiency and perceived exertion. *Appl Physiol Nutr Metabol* 2008;33:870–9.

3.2.4. Étude 4: Effects of synchronous versus asynchronous push modes on performance and biomechanical parameters in elite wheelchair basketball. Sports Eng (2018), 21: 43-51.

La précédente étude met en évidence que lors d'un test d'endurance progressif sur le terrain, le mode de propulsion Syn permet d'obtenir de meilleures performances que le mode Asy en termes de score au MFT et de VMA. De plus, le mode Syn semble induire des réponses biomécaniques inférieures à celles du mode Asy en termes de fréquence de poussées, associées à une diminution des paramètres temporels en terme de durée de test. Lors de la propulsion Asy, la fréquence de poussées pourrait limiter les performances des athlètes lorsque la vitesse est très importante. Ces résultats ont été obtenus lors de tests d'effort sur le terrain, mais qu'en est-il en condition de sprint maximal ?

Comme nous l'avons mentionné précédemment, Bloxham *et al.* (2001) ont montré que la pratique du handibasket comprend environ 28 % de la partie active d'un match en condition anaérobie de forte intensité tel que le sprint. Il semble donc important de pouvoir évaluer la capacité anaérobie des athlètes dans les conditions similaires à celle de la pratique. Également, Vanlandewijck *et al.* (2001) ont mis en évidence que les capacités de démarrage et de sprint à partir d'une position arrêtée sont considérées comme des éléments importants de la performance. Ces capacités ont été rarement étudiées dans la littérature et l'ensemble des études sont réalisées en laboratoire (Faupin *et al.*, 2013 ; Lenton *et al.*, 2014). Nous avons vu précédemment que ce lieu de test ne reproduit pas fidèlement les conditions de pratique des athlètes, notamment pour le mode de propulsion Asy. À notre connaissance, aucune étude n'a encore porté sur la mesure des performances des joueurs en FRM en condition anaérobie lors des propulsions Syn et Asy dans le cadre d'un test sur le terrain. Ainsi, cette étude a pour objectif de répondre à la question de recherche suivante :

En condition de sprint maximal, quelle est l'influence de la technique de propulsion des athlètes sur certains paramètres biomécaniques en termes de performance, d'efficacité et de risques de blessure ?

Nous émettons l'hypothèse **H4** que la propulsion Syn est plus efficace et que la propulsion Asy est moins contraignante, en termes de RoR et de fréquence de poussées, pour les articulations des membres supérieurs.

Résumé


Objectifs : La propulsion manuelle en FRM a été décrite dans la littérature comme étant faiblement efficace et présentant un risque élevé de développer des TMS. Cependant, une controverse existe en ce qui concerne l'étude du rendement des modes de propulsion : Lenton *et al.* (2009) ne mettent en évidence aucune différence significative entre Syn vs Asy ; Goosey-Tolfrey et Kirk (2003) montre que le rendement est supérieur pour le mode Syn ; à l'inverse, Glaser *et al.* (1980) trouvent un rendement supérieur en Asy. Par ailleurs, la capacité de démarrage et de sprint à partir d'une position arrêtée est considérée comme un élément important de la performance. Cela a rarement été étudié dans la littérature et les principales études sont réalisées sur des ergomètres à rouleaux. En conséquence, le but de cette étude est de comparer les deux modes de propulsion sur le terrain en condition de sprint maximal et leurs effets sur les performances de sprint ainsi que sur les risques de TMS.

Matériels et méthodes : Sept joueurs de handibasket ont réalisé deux sessions expérimentales (Syn et Asy) dans un ordre aléatoire. Ils ont parcouru la distance de 20m en ligne droite le plus rapidement possible (Brasile, 1986). Le FRM est équipé d'une roue instrumentée, la Smartwheel, permettant de mesurer des paramètres biomécaniques. Chaque paramètre est étudié sur les trois premières poussées du sprint, correspondant à la phase de démarrage, et la moyenne des trois dernières poussées du sprint, correspondant à la phase de vitesse maximale. Le test de Wilcoxon est utilisé pour l'analyse statistique. Le Z-score a été calculé pour toutes les comparaisons entre Syn et Asy.

Résultats : Lors de la propulsion Asy, le temps de sprint a augmenté et la fréquence de poussée a diminuée par rapport à la propulsion Syn ($p < 0.05$). La vitesse maximale et la force totale pour la moyenne des trois dernières poussées sont plus élevées en mode Syn. Le RoR est plus élevé en Syn pour les trois premières poussées ($p < 0.05$). Aucune différence significative n'a été observée pour la puissance maximale et le travail par cycle.

Conclusion : Lors de test sur le terrain en condition de sprint maximal, la propulsion Syn produit de meilleures performances, en termes de temps de sprint et de vitesse maximale, par rapport au mode Asy. Cependant, le RoR, la F_{tot} et la fréquence de poussées sont plus élevés en mode Syn qu'en mode Asy ; le mode ASY semble être moins contraignant pour les articulations des membres supérieurs. Par conséquent, les futures études devraient être menées avec un échantillon plus grand et plus homogène, afin de valider davantage nos résultats et devraient évaluer simultanément les paramètres physiologiques et biomécaniques afin de bien comprendre les différences entre les deux modes de propulsion en FRM.

Effects of synchronous versus asynchronous push modes on performance and biomechanical parameters in elite wheelchair basketball

Marjolaine Astier¹  · Thierry Weissland² · Jean Marc Vallier¹ · Didier Pradon³ · Eric Watelain⁴ · Arnaud Faupin¹

Published online: 21 July 2017
© International Sports Engineering Association 2017

Abstract This study aimed to compare the effects of synchronous (SYN) vs asynchronous (ASY) modes of wheelchair propulsion in field sprint tests on performance and biomechanical parameters. Seven elite wheelchair basketball players performed two separate (SYN and ASY) straight-line 20-m sprints. ASY increased sprint time and decreased push frequency compared to SYN ($p < 0.05$). Peak velocity and total force for the mean of the last three pushes were higher in SYN. Rate of rise was higher in SYN for the first, second and third pushes ($p < 0.05$). No significant difference was found for peak power and mean work. SYN mode induces better performance (13% difference in speed). However, the increase in rate of rise, thus the expansion of the total force when gripping the hand rim, push frequency and total force in SYN modes seems to expand the risk of developing musculoskeletal disorders during manual wheelchair propulsion for upper limb joints than ASY.

Keywords Field test · Synchronous asynchronous · Sprint · Wheelchair basketball · SMARTWheel · Efficiency

✉ Marjolaine Astier
marjolaine.astier@univ-tln.fr

¹ UFR Sciences et Techniques des Activités Physiques et Sportives (STAPS), Université de Toulon, LAMHESS, EA 6312, Bât. K, Avenue de l'Université, BP 20132, 83957 La Garde, France

² Université Picardie Jules Verne, APERE, EA 3300, 80000 Amiens, France

³ EA 4497 GRCTH, CIC 1429, CHU Raymond Poincaré, Garches, France

⁴ Université de Valenciennes, LAMIH, UMR CNRS 8201, 59313 Valenciennes, France

1 Introduction

Manual wheelchair propulsion patterns were described in the literature as ineffective and were said to pose high risks for developing musculoskeletal disorders [1]. Manual wheelchair users are at greater risk of developing injuries of the upper limbs. This is due in part to repeated, significant loads on the upper limbs for wheelchair propulsion [2]. Push frequency (PF) is also an important factor associated with injury from repetitive movements [3]. Push frequency is defined as the number of pushes or total number of left and right arm movements performed per minute.

In the literature, Goosey-Tolfrey and Kirk described two main propulsion modes for manual wheelchairs [4], namely synchronous (SYN) and asynchronous (ASY). SYN is when the arms are working together, applying force simultaneously on both hand rims. Conversely, ASY propulsion is when the arms are pushing alternately; in other words, when force is being applied on the hand rim by only one arm at a time.

A few authors have studied the effectiveness of manual wheelchair propulsion modes [4–7]; however, the results are equivocal. Indeed, during submaximal push mode tasks (SYN vs ASY), Glaser et al. [5] reported significantly greater efficiencies in the ASY mode than in the SYN mode. In contrast, various studies have demonstrated that the SYN mode appears to be more economical and more efficient than the ASY mode [4, 6]. Finally, Lenton et al. [7] found no physiological differences between the SYN and ASY modes of propulsion.

More recently, Faupin et al. [8] found that the SYN mode leads to better performance than the ASY mode in terms of maximal propulsion velocity. However, ASY propulsion allowed greater continuity of the hand-rim force

application, reducing fluctuations in the velocity profile. The average maximum speed, obtained by all the subjects on the four sprints carried out, was higher in SYN compared with ASY, irrespective of the camber angle. Moreover, a higher PF was found in SYN than in ASY. However, a limitation of this study concerns the use of only one standardized basketball wheelchair on a stationary ergometer. Faupin et al. [8] recommend further experiments in the field.

Lenton et al. [9] also studied the efficiency of manual wheelchair propulsion but in two submaximal exercises using both propulsion modes on a wheelchair roller ergometer. They described and compared the force application characteristics of ASY and SYN hand-rim propulsion under various frequency conditions in able-bodied participants. These authors examined the fraction of effective force (FEF: the ratio between the magnitude of the tangentially directed force and the total force applied to the hand rim), which they described as ineffective in wheelchair propulsion. Moreover, they described the rate of force development (or rate of rise, RoR), a risk criterion for developing musculoskeletal disorders [9]. They showed that ASY propulsion offers no kinetic or physiological advantage during hand-rim wheelchair propulsion.

In wheelchair basketball, the ability to start and sprint from standstill is considered an important component of performance [1]. This has rarely been investigated in the literature. Moreover, the main studies are performed on roller ergometers [5, 10]. Thus, this study focused on the sprinting component of experienced basketball players. In this study, field tests were performed so that the data for the manual wheelchair mimics athletes wheeling in a real game. As recommended by Vanlandewijck et al. [1], biomechanical studies in wheelchair sports aimed mainly at optimizing sport performance or preventing sport injuries.

Consequently, the aim of this study is to compare the two propulsion modes on the field and their effects on sprinting performance as well as on force production and PF. We hypothesize that the SYN mode is more effective than the ASY mode but that the ASY mode is less constraining (RoR and PF) for upper limb joints.

2 Methods

2.1 Participants

Seven participants, one female and six males, all members of the French wheelchair basketball team, participated in the study. When participating in international events, players are classified into eight levels (from 1 to 4.5), based on the International Wheelchair Basketball Federation [11]. Participants had equal experience with SYN propulsion

and, whilst they did not specially train with ASY, all were using it during certain phases of the game.

The means and standard deviations (SDs) of the anthropometric data (gender, age, mass, height, disability) are given in Table 1.

All participants were fully informed of any risks before giving their written informed consent to participate in these experiments. The experimental procedures were approved by the local hospital ethics committee and complied with the ethical standards of the 1975 Helsinki Declaration.

2.2 Materials

All participants used their own manual sport wheelchair. For each wheel, the tire pressure was 700 kPa (7 bar or 101.5 psi). The manual sport wheelchair was instrumented with a SmartWheel (SW) on the dominant hand side. A standard SW weighs 4.9 kg [12]. In accordance with the Masson et al. [13] method, to offset the extra weight of the SW load cells and the greater moment of inertia that follows, a 2-kg weight was positioned around the hub on the non-dominant hand side.

The instrumented wheel used was a 24-inch-diameter SW [14], which has been used in number of studies [12, 15]. SmartWheel is an instrumented wheel that measures three dimensional forces and moments applied to the hand rim during propulsion [15, 16]. SmartWheel, which uses Bluetooth technology, is connected to a computer that visually displays the wheelchair propulsion. Its characteristics and properties have been described elsewhere [16, 17]. SmartWheel collects kinetic data via an infrared wireless transmitter at 240 Hz, using the research mode setting.

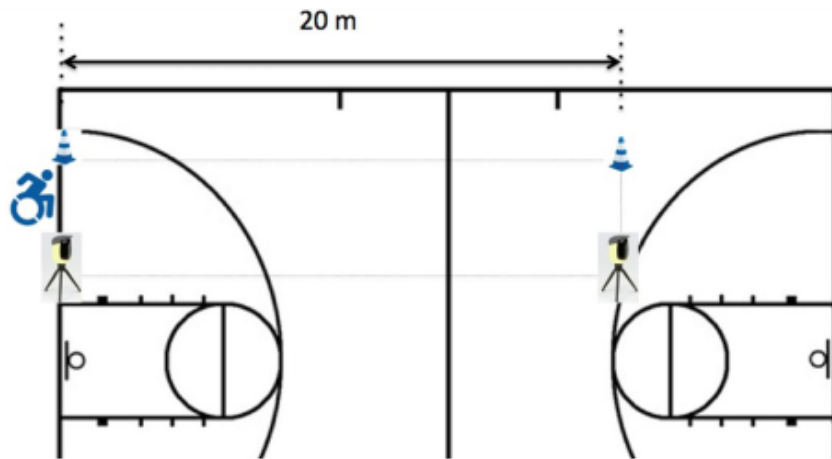
2.3 Testing procedure

Adapted from a field test designed by Brasile [18] and Vanlandewijck et al. [19], the "20-m Sprint Capacity Test" is a 20-m straight-line test for assessing the best sprint time and the maximum speed, which are important aspects of a basketball wheelchair player. Players were positioned behind the starting line and began as soon as they are ready. They were asked to cover the 20-m distance as quickly as possible (Fig. 1). Between each sprint, a complete 5-min rest period was imposed. Each test was performed on a parquet floor, according to two methods of execution (one SYN and one ASY) in random order. Sprinting times were recorded with photoelectric cells (TC timing system, Brower Timing System, Colorado, USA). All tests were preceded by a standardized warm-up including wheelchair basketball drills and accelerations.

Table 1 Mean \pm SD and individual anthropometric characteristics (gender, age, height, mass), disability grouped according to the International Wheelchair Basketball Federation (IWBF) classification [11]

Participants	Gender	Age (years)	Height (m)	Mass (kg)	Disability	IWBF point classification
1	M	27	1.80	65	Spinal cord injury	1
2	M	42	1.65	63	Poliomyelitis	2.5
3	M	39	1.85	87	Spinal cord injury	2
4	M	32	1.70	71	Spinal cord injury	1
5	M	33	1.83	70	Spinal cord injury	2
6	F	37	1.82	56	Spinal cord injury	1
7	M	28	1.93	80	Spinal cord injury	1
Means \pm SD		34 \pm 6	1.80 \pm 0.09	70 \pm 10	–	1.5 \pm 0.6

Fig. 1 Layout of the 20-m sprint test on a basketball court



2.4 Measurements

All kinetic data are filtered using the SW manufacturer's 32-tap Finite Impulse Response low-pass digital filter with a cut-off frequency of 20 Hz. This process allows filtered forces and moments applied for each push to be determined. For each push phase of the propulsion cycle, the SW provides the unilateral forces (F) and moments (M) in the three wheel-based reference planes, F_x —horizontally forward; F_y —vertically downward; F_z —horizontally inwards; and M_z —referring to the moment produced around the hub in the plane of the wheel [15, 16]. For wheel reference planes, SW measures forces and moment in the local coordinate space.

The peak power per propulsion cycle, P_{peak} , was found from

$$P_{\text{peak}} = \omega M_{z_{\text{peak}}}, \quad (1)$$

where ω is the angular velocity peak of the wheel and $M_{z_{\text{peak}}}$ is the peak of torque applied to the wheel axis [20].

The power variation, P , according to the propulsion mode during the sprint, was found from

$$P = \omega M_z \quad (2)$$

P is used to represent the fluctuation of the power according to time and to compare this fluctuation according to the propulsion modes.

At the end of the sprint, when velocity is maximal and stable, the mean work per cycle [21], $Work$, is calculated from

$$Work = \frac{P}{PF} \quad (3)$$

The total force, F_{tot} , applied to the hand rim was found from [16]

$$F_{\text{tot}} = \sqrt{F_x^2 + F_y^2 + F_z^2} \quad (4)$$

In addition, the rate of force development, RoR , was found from [3]

$$RoR = \frac{dF_{\text{tot}}}{dt} \quad (5)$$

The first three pushes of the sprint (corresponding to the start phase) and the average of the last three pushes of the

sprint (corresponding to the maximal speed phase) are retained. For each sprint, the following values are recorded: peak velocity per propulsion cycle (v_p), PF, average FEF during the last three pushes of the sprint (FEF_{end}), total force (F_{tot}) applied to the hand rim, and RoR. Push frequency, expressed in pushes per minute (pushes min^{-1}), is described as the total number of arm movements on one wheel per minute [7].

Veeger et al. [22] describe the effective fraction of the total force, FEF , expressed as a percentage, as the ratio of the tangential force, F_{TAN} , contributing directly to the rotation of the wheels, and the F_{tot} applied to the hand rim. The effective fraction of the total force, FEF , was found from [16]

$$FEF = \frac{F_{tan}}{F_{tot}} \quad (6)$$

This FEF is defined from a purely mechanical point of view by Boninger et al. [23] as the efficiency of the forces applied to the hand rims that contributes to the wheelchair propulsion. MATLAB was used (Version 8.5., MathWorks, Inc; Natick, Massachusetts, USA) to make graphics and calculate the kinematic and kinetic data required for analysis.

2.5 Statistical analysis

The data for all measured variables were presented as means and SD. Normality and homogeneity of the distribution were verified via Shapiro-Wilks and Levene tests, respectively. The distribution of each variable and homogeneity of variance were not satisfied. The Wilcoxon signed-rank test was applied to compare the difference of the propulsion mode (SYN vs ASY) on the variables. Z-score was calculated for all pairwise comparisons. The level of significance was set at $p < 0.05$. All statistical analyses were performed using Statistica software[®] (Statsoft, Inc; Tulsa, Oklahoma, USA, version 10.0).

3 Results

Table 2 shows means and SDs of PF, FEF_{end} , time and work per cycle. These parameters were also calculated on the average of the relative values for each subject expressed as a percentage, as well as the SD.

SYN propulsion involves a significant increase of 16.5% PF ($p = 0.018$, $Z = 2.37$) and a significant decrease of 13% sprint time ($p = 0.028$, $Z = 2.19$) compared to ASY mode, but no significant difference is shown for FEF_{end} ($p = 0.49$) and work per cycle ($p = 0.86$).

The main effects of the propulsion mode on velocity and force parameters are shown in Figs. 2, 3 and 4. Figure 2 shows fluctuations in the v_p for the average of the last three pushes of the sprint, according to the propulsion mode.

Peak velocity varies according to the sprint phase and the mode of propulsion, but this difference is only significant at the end of the sprint when the velocity is maximal, with a significant increase of 17% v_p in SYN vs ASY ($p = 0.017$, $Z = 2.37$).

SYN mode involves an increase of 15% RoR compared to ASY mode (Fig. 3), and this difference is not significant for the average of the last three pushes of the sprint ($p = 0.31$, $Z = 1.01$).

Figure 4 shows that the trend in F_{tot} is higher with the SYN than with the ASY mode.

Total Force significantly increased in SYN compared to ASY during the first push (198.9 ± 41.3 vs 133.2 ± 67.8 N, $p = 0.042$, $Z = 2.03$) and the average of the last three pushes (142.9 ± 59.8 vs 107.3 ± 48.6 N, $p = 0.042$, $Z = 2.03$), but not over pushes 2 ($p = 0.09$, $Z = 1.69$) and 3 ($p = 0.17$, $Z = 1.35$).

Effects of the propulsion mode on P_{peak} are shown in Fig. 5. The trend in average power for all subjects is higher with SYN propulsion than with ASY propulsion for the first three pushes of the sprint and the average of the last three pushes of the sprint (Fig. 5), but not significantly (all $p > 0.09$).

Conversely, during sprints of a single subject (Fig. 6), power variation profile difference between the two modes shows a higher peak for the first push in SYN than in ASY, then fluctuations for following pushes. Figure 6 shows the great variability of power for a subject.

Filtered velocity variations during the sprint according to the propulsion mode can be observed in Fig. 7.

Due to the force application by a single upper extremity on a single wheel at a time mean force application is more continuous, velocity increases faster in ASY mode but is lower in comparison to the SYN propulsion, where velocity increases more progressively but reaches a much higher level at the end of sprint.

4 Discussion

The aim of the study was to compare SYN and ASY modes and their effects on performance in elite basketball players. To our knowledge, the present study is the first to assess the forces applied during SYN vs ASY hand-rim wheelchair propulsion in maximal sprinting with highly trained wheelchair basketball players in a field test. The results show that: (1) the SYN mode provides better performance than the ASY mode, in terms of v_p and sprint time, (2) the

Table 2 Means and SDs of the measured variables: push frequency (PF), percentage of fraction of effective force (FEF_{end}), Work per cycle and sprint time, and expressed in relative terms

	SYN	ASY	SYN parameter express in percentage of ASY parameter
PF (pushes min ⁻¹)	133.5 ± 13.4	111.5 ± 20.9*	121.7 ± 13.6
FEF _{end} (%)	46.4 ± 12.5	54.6 ± 23.5	67.4 ± 19.9
Work per cycle (J)	51.6 ± 32.1	61.3 ± 37.7	85.4 ± 25.6
Sprint time 20 m (s)	6.0 ± 0.4	6.9 ± 0.7*	87.5 ± 9.8

* Significantly different from SYN ($p < 0.05$)

Fig. 2 Peak velocity (v_p) fluctuation according to the propulsion mode during the first three pushes of the sprint (P1: first push, P2: second push, P3: third push) and the average of the last three pushes of the sprint (end). *Significantly different between SYN and ASY ($p < 0.05$)

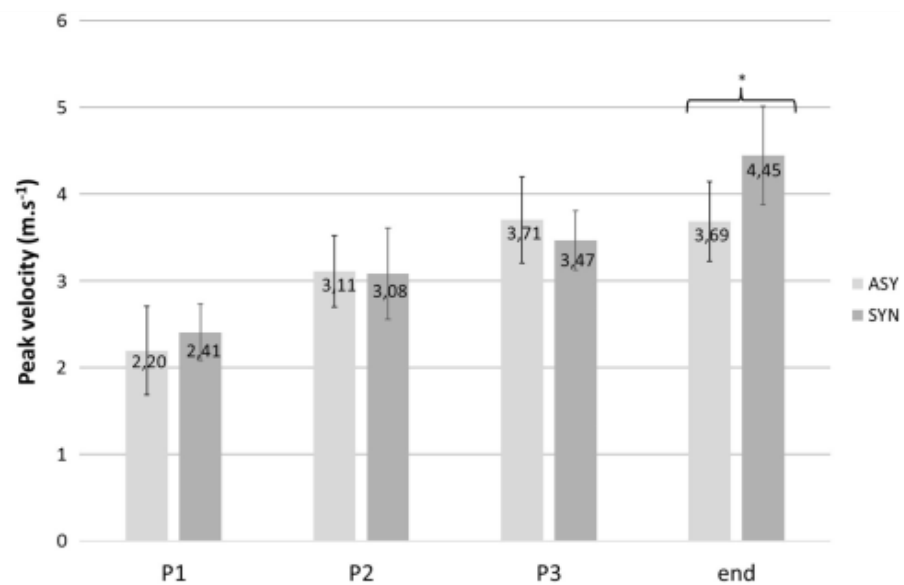


Fig. 3 Rate of Rise (RoR) fluctuation according to the propulsion mode during the first three pushes of the sprint (P1: first push, P2: second push, P3: third push) and the average of the last three pushes of the sprint (end). *Significantly different between SYN and ASY ($p < 0.05$)

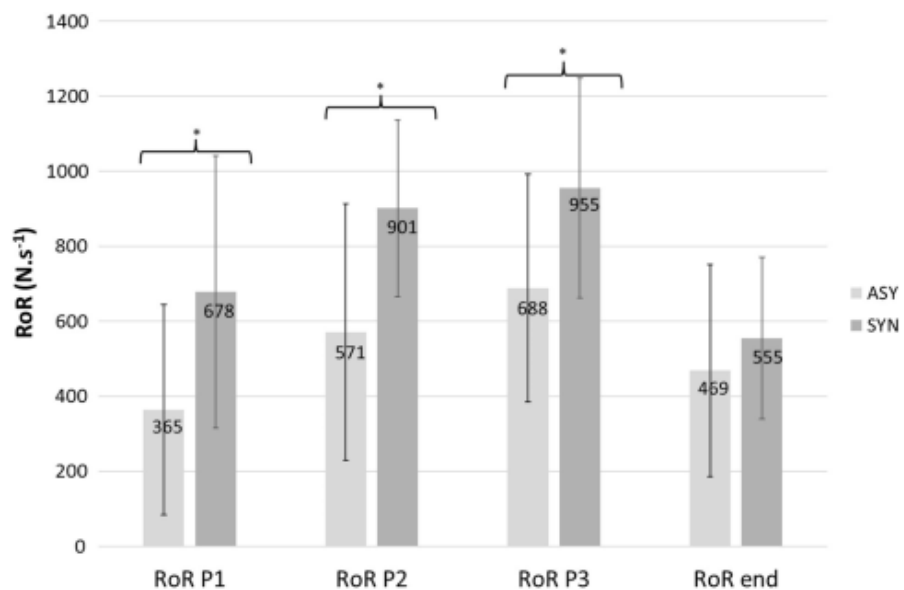


Fig. 4 Total force (F_{tot}) fluctuation according to the propulsion mode during the first three pushes of the sprint (P1: first push, P2: second push, P3: third push) and the average of the last three pushes of the sprint (end). *Significantly different between SYN and ASY ($p < 0.05$)

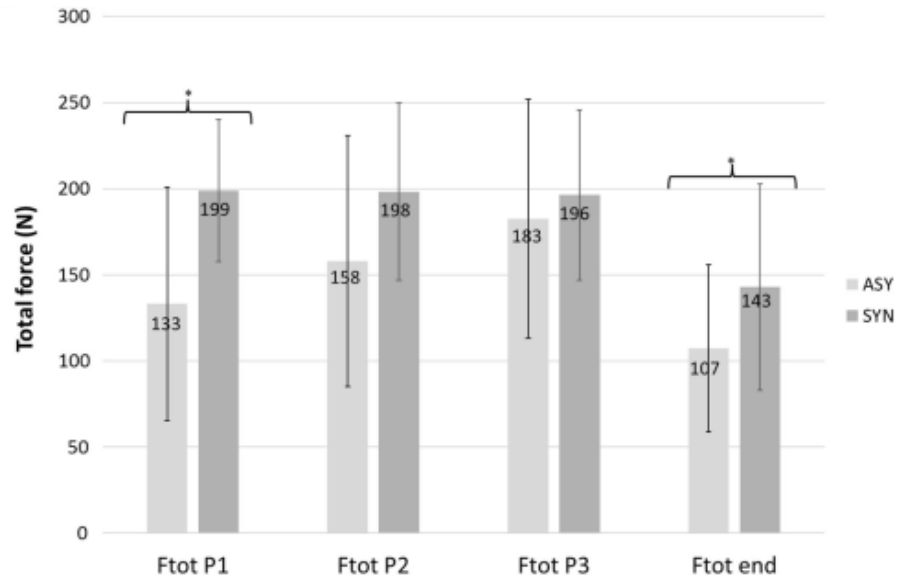
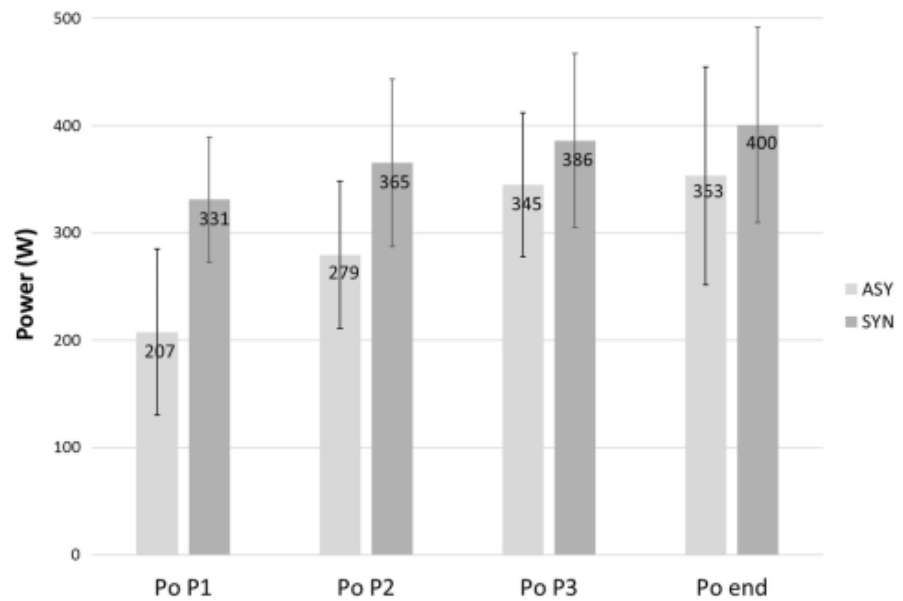


Fig. 5 Peak of power (P) fluctuation according to the propulsion mode during the first three pushes of the sprint (P1: first push, P2: second push, P3: third push) and the average of the last three pushes of the sprint (end)



SYN mode seems to be more constraining for upper limb joints than the ASY mode with respect to PF and RoR.

4.1 Effects of propulsion mode on performance

In maximal sprinting conditions with highly trained wheelchair basketball players, this study confirms that the SYN mode generates better performance compared with the ASY mode. Indeed, statistical analyses show a significantly shorter time required to complete the 20 m in SYN than in ASY mode of propulsion. This shorter time is

associated with v_p for the last three pushes of the sprint being higher in SYN mode ($p < 0.05$). Therefore, on average, over a five-second sprint, depending on the difference in speed, a player using SYN gains 2.2 meters on a player using ASY. This is in agreement with Faupin et al. [8], who found a higher v_p in SYN vs ASY mode during eight-second sprints with a roller ergometer. However, the physiological responses reached during SYN versus ASY modes of propulsion are contradictory according to the literature [4–7]. These differences could be due to the fact that ASY propulsion should require various levels of active

Fig. 6 Example data illustrating power fluctuation according to the propulsion mode during the sprint for participant 1

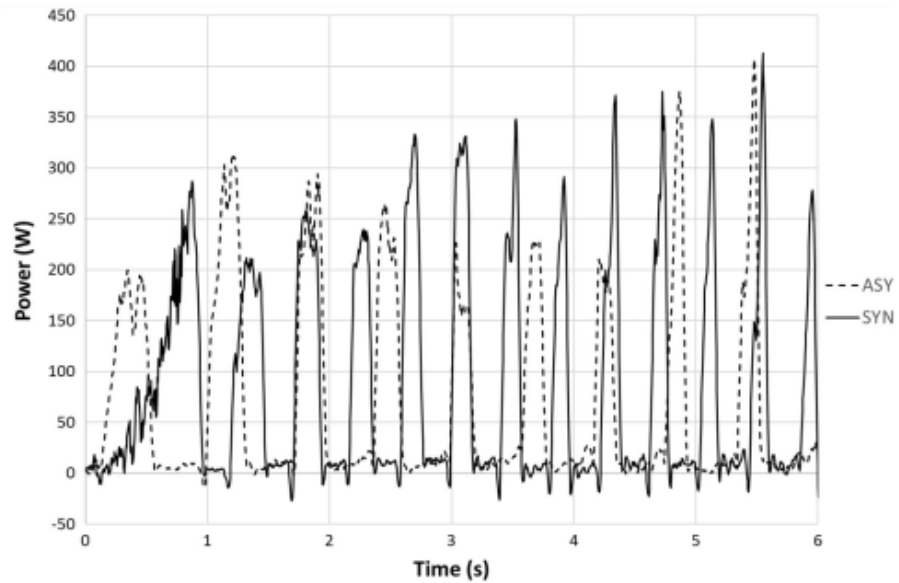
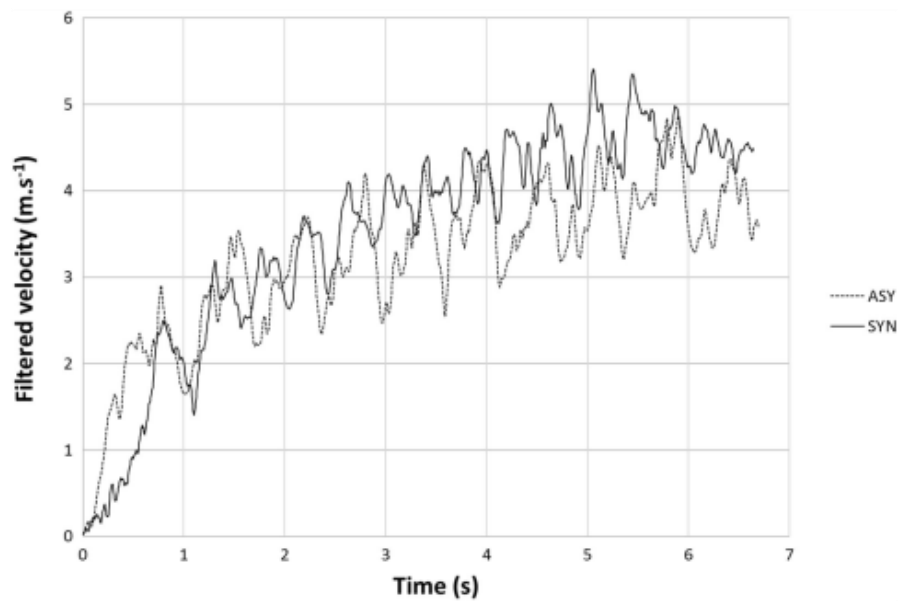


Fig. 7 Example data illustrating filtered velocity fluctuation according to the propulsion mode during the sprint for participant 1



and passive work to stabilize the trunk and accelerate the arms, resulting in changes to energy cost, and hence improved or reduced efficiency of propulsion [7]. These studies differ in terms of their exercise and evaluation protocols. However, their common point is that the exercise proposed by these studies is not representative of repeated sprint activity characteristics of collective sports. Indeed, in wheelchair basketball, the ability to start and sprint from standstill is very important [1], as is the ability to handle the ball. The present results show no significant difference in terms of P_{peak} , but reveal a higher average

P_{peak} in SYN than in ASY (Fig. 5). This lack of significant difference may be due to the major SD between the P_{peak} developed by the subjects. Moreover, there is a high variability of P developed during each sprint depending on propulsion mode and subject (Fig. 6). This corresponds to the Vegter et al. study [24], which found a high variability between and within the push cycles, and can explain the lack of significant difference in our study.

For work per cycle, no statistically significant difference was found, but average work per cycle was higher in ASY than in SYN. This result is due to the fact that PF was

significantly higher in SYN than in ASY. Those results are higher in the SYN mode of propulsion than those of Masson et al. study [13], where thirteen highly trained wheelchair basketball players (9 ± 5 years' playing experience) performed the tests (24 ± 7 years; 66.6 ± 15.6 kg).

These differences in results can be explained by the conditions in which the tests were carried out; our study is based on sprint and field tests whereas Masson et al. [13] used a 4-min test at a fixed velocity and gradient, in SYN propulsion, on a motor-driven treadmill.

4.2 Effects of propulsion mode on risk of injury

In two different studies, Boninger et al. [3, 10] suggest that high risks of developing musculoskeletal disorders during manual wheelchair propulsion are due to increased cadence, force magnitudes and rate of force development. In our study, the results for the RoR, PF and total force were lower in ASY than in SYN mode (Figs. 3, 4; Table 2). Consequently, SYN mode is probably more constraining for upper limb joints than the ASY mode. Faupin et al. [8] showed that the fluctuation in the velocity profile is lower for ASY than for SYN. Therefore, ASY propulsion allows greater continuity of the hand-rim force application, thus reducing fluctuations in the velocity profile. Our results agree with these findings.

Total force is higher in SYN than in ASY mode (Fig. 4). Conversely, no significant difference was identified for FEF_{end} . Many studies have examined the effectiveness of force application during wheelchair propulsion [25–27, 29]. The non-tangentially directed propulsion force is theoretically ineffective and must, therefore, be partially responsible for the low mechanical efficiency [29]. However, Veeger [28] showed that an effective force application was accompanied by an increase in shoulder muscle activity. To our knowledge, only Lenton et al. [9] have attempted to investigate force production in ASY hand-rim propulsion and to compare it with the traditional SYN propulsion. During submaximal propulsion, Lenton et al. [9] showed that the FEF and the F_{tot} are significantly lower in the SYN than in the ASY mode of propulsion. However, these authors [9] suggested that FEF cannot be used as an indicator for efficient propulsion in the ASY mode. They showed that the most efficient propulsion technique from a kinetic viewpoint is not necessarily the most efficient from the physiological perspective. They further suggested FEF to be an invariant characteristic of the biological system that changes only with extreme geometric changes or with continued learning and training where detailed fine-tuning is critical.

4.3 Limitations and future recommendations

A limitation of this study concerns the use of a 24-inch SW, which led to a small sample size: only seven subjects participated and all of them are members of the French basketball wheelchair team. Therefore, participants had a classification of less than 2.5 points (average classification: 1.5 ± 0.8) and were termed “low-point players”, with low physical capacities, compared to “high-point players”, having a classification higher than 2.5 points, with more physical capacities, as explained by the IWBF classification. ASY mode could disadvantage wheelchair players with high-level lesions or a functional asymmetry with a dominant side and contralateral side deficit in strength, balance, sensibility and coordination. It would be interesting for future studies to be carried out with SWs of various sizes to reach a larger sample of wheelchair basketball players, which could strengthen our findings. Moreover, it would be interesting to conduct future studies using two SWs in order to fully understand the differences between the two different modes of propulsion. However, it must be considered that an additional mass on one side of the wheelchair has been added, equivalent to the overweight of the SW; the addition of this mass may have altered performance and propulsion (i.e., the force needed to accelerate the wheelchair). Future studies could assess both physiological and biomechanical parameters simultaneously so as to fully understand the differences between the two modes of wheelchair propulsion. In agreement with Scheer et al. [30], it would be interesting to confirm that, for wheelchair athletes, a 15-m overground wheelchair sprint test can be used to assess wheelchair-specific anaerobic work capacity.

5 Conclusion

During propulsion in maximal sprinting conditions of highly trained wheelchair basketball players, we showed that the SYN propulsion produces better sprint times and v_p compared with the ASY mode. However, RoR, total force and PF are higher in SYN mode than in ASY mode, with ASY mode appearing to be less constraining for upper limb joints. Therefore, future studies should be conducted with a larger and more homogeneous sample, to further validate our findings. To do so, it is necessary to have access to various SW diameters. Moreover, it seems important to pursue this investigation by studying propulsion modes with a ball. Finally, future studies should assess the physiological and biomechanical parameters simultaneously to fully understand the differences between the two modes of wheelchair propulsion.

Acknowledgments The authors thank the athletes and their coaches for their participation in this study. Warm thanks as well to the "Fédération Française Handisport" (FFH) and the "Comité Régional Handisport Côte d'Azur" (CRH CA) for collaborating in this study. We also thank the "Institut National du Sport, de l'Expertise et de la Performance" (INSEP) and the region Provence-Alpes-Côte d'Azur for their financial contribution.

Compliance with ethical standards

Conflict of interest The authors report no conflicts of interest. The authors alone are responsible for the content and writing of this article.

References

1. Vanlandewijck Y, Theisen D, Daly D (2001) Wheelchair propulsion biomechanics: implications for wheelchair sports. *Sports Med* 31:339–367
2. Bayley JC, Cochran TP, Sledge CB (1987) The weight-bearing shoulder. The impingement syndrome in paraplegics. *J Bone Joint Surg Am* 69:676–678
3. Boninger ML, Cooper RA, Baldwin MA, Shimada SD, Koontz A (1999) Wheelchair pushrim kinetics: body weight and median nerve function. *Arch Phys Med Rehab* 80:910–915
4. Goosey-Tolfrey VL, Kirk JH (2003) Effect of push frequency and strategy variations on economy and perceived exertion during wheelchair propulsion. *Eur J Appl Physiol* 90:153–158
5. Glaser RM, Sawka MN, Young RE, Suryaprasad AG (1980) Applied physiology for wheelchair design. *J Physiol* 48:41–44
6. Lenton JP, Fowler N, van der Woude L, Goosey-Tolfrey VL (2008) Efficiency of wheelchair propulsion and effects of strategy. *Int J Sports Med* 29:384–389
7. Lenton JP, Van der Woude L, Fowler N, Goosey-Tolfrey VL (2009) Effects of arm frequency during synchronous and asynchronous wheelchair propulsion on efficiency. *Int J Sports Med* 30(4):233–239
8. Faupin A, Borel B, Meyer C, Gorce P, Watelain E (2013) Effects of synchronous versus asynchronous mode of propulsion on wheelchair basketball sprinting. *Disabil Rehabil Assist Technol* 8:496–501
9. Lenton JP, Van der Woude L, Fowler N, Nicholson G, Goosey-Tolfrey V (2014) Hand-rim forces and gross mechanical efficiency in asynchronous and synchronous wheelchair propulsion: a comparison. *Int J Sports Med* 35:223–231
10. Boninger ML, Baldwin M, Cooper RA, Koontz A, Chan L (2000) Manual wheelchair pushrim biomechanics and axle position. *Arch Phys Med Rehab* 81:608–613
11. International Wheelchair Basketball Federation (2014) Functions of the classification commission. IOP publishing IWBF. <http://www.iwbf.org/index.php/2014-08-31-08-38-47/2014-08-31-08-39-32/functions-of-the-classification-commission>. Accessed 12 July 2016
12. Cowan RE, Boninger ML, Sawatzky BJ, Mazoyer BD, Cooper RA (2008) Preliminary outcomes of the smartwheel users' group database: a proposed framework for clinicians to objectively evaluate manual wheelchair propulsion. *Arch Phys Med Rehab* 89:260–268
13. Mason BS, van der Woude LHV, Lenton JP, Goosey-Tolfrey VL (2012) Effects of wheel and hand-rim size on sub-maximal propulsion in wheelchair athletes. *Med Sci Sports Exercise* 44:126–134
14. Three Rivers Holdings LLC (2013) SmartWheel user's guide 2014. Mesa, Arizona
15. Asato K, Cooper RA, Robertson RN, Ster JF (1993) SMART-Wheel: development and testing of a system for measuring manual wheelchair propulsion dynamics. *IEEE Trans Biomed Eng* 40:1320–1324
16. Cooper RA, Robertson RN, Van Sickle DP, Boninger ML (1997) Methods for determining three-dimensional wheelchair pushrim forces and moments: a technical note. *J Rehabil Res Dev* 34:162–170
17. Robertson RN, Boninger ML, Cooper RA, Shimada SD (1996) Pushrim forces and joint kinetics during wheelchair propulsion. *Arch Phys Med Rehab* 77:856–864
18. Brasile FM (1986) Wheelchair basketball skills proficiencies versus disability classification. *Adapt Phys Act Q* 3:6–13
19. Vanlandewijck Y, Spaepen A, Lysens R (1995) Relationship between the level of physical impairment and sports performance in elite wheelchair basketball athletes. *Adapt Phys Act Q* 12:139–150
20. Niesing R, Eijsskoot F, Kranse R, den Ouden AH, Storm J, Veeger HEJ, van der Woude LHV, Snijders CJ (1990) Computer-controlled wheelchair ergometer. *Med Biol Eng Comput* 28:329–338
21. Woude van der LHV, Groot de S, Hollander AP, Ingen Schenau van GJ, Rozendal RH (1986) Wheelchair ergonomics and physiological testing of prototypes. *Ergonomics* 29:1561–1573
22. Veeger HEJ, Van der Woude L, Rozendal RH (1989) Wheelchair propulsion technique at different speeds. *Scand J Rehabil Med* 21:197–203
23. Boninger ML, Cooper RA, Shimada SD, Rudy TE (1997) Shoulder and elbow motion during two speeds of wheelchair propulsion: a description using a local coordinate system. *J Spinal Cord Med* 35:135–144
24. Vegter RJ, Lamoth CJ, de Groot S, Veeger DH, van der Woude LH (2013) Variability in bimanual wheelchair propulsion: consistency of two instrumented wheels during handrim wheelchair propulsion on a motor driven treadmill. *J Neuroeng Rehabil* 10:9
25. Boninger ML, Cooper RA, Robertson RN, Shimada SD (1997) Three-dimensional pushrim forces during two speeds of wheelchair propulsion. *Am J Phys Med Rehabil* 76:420–426
26. Dallmeijer AJ, Van der Woude L, Veeger HE, Hollander AP (1998) Effectiveness of force application in manual wheelchair propulsion in persons with spinal cord injuries. *Am J Phys Med Rehabil* 77:213–221
27. Rozendaal RH, Veeger HEJ, Van der Woude L (2000) The push force pattern in manual wheelchair propulsion as a balance between cost and effect. *J Biomech* 36:239–247
28. Veeger HEJ (1999) Biomechanics of manual wheelchair propulsion. In: Van der Woude LH, Hopman MT, van Kemenade CH (eds) Biomedical aspects of manual wheelchair propulsion: The state of the art II. Amsterdam, pp 86–95
29. Veeger HEJ, Van der Woude L, Rozendaal RH (1992) Effect of handrim velocity on mechanical efficiency in wheelchair propulsion. *Med Sci Sports Exerc* 24:100–107
30. van der Scheer JW, de Groot S, Vegter RJ, Veeger DH, van der Woude LH (2014) Can a 15 m-overground wheelchair sprint be used to assess wheelchair-specific anaerobic work capacity? *Med Eng Phys* 36:432–438

3.2.5. Étude 5: Influence of propulsion mode on mechanical parameters symmetry among wheelchair basketball players.

(17^{ème} congrès international de l'ACAPS. Dijon, 2017 ; soumis dans la revue Science & sports)

L'ensemble des résultats des précédentes études mettent en évidence les différentes réponses physiologiques, biomécaniques et de la perception de l'effort des modes de propulsion Syn et Asy sur le terrain. Une des pistes à explorer pour expliquer ces différences est l'analyse de la symétrie de propulsion. En effet, d'après Schnorenberg *et al.* (2014), une propulsion asymétrique peut impliquer que les forces exercées sont plus importantes d'un côté que de l'autre, entraînant une contrainte excessive sur l'un des membres et contribuant au risque de blessure des membres supérieurs. De plus, Gagnon *et al.* (2016) ont montré que l'asymétrie pouvait favoriser les mouvements du tronc et causer une instabilité posturale pendant la propulsion, entraînant une fatigue musculaire et un risque de blessure. L'asymétrie est également liée à un ensemble de facteurs qui peuvent affecter les performances de l'athlète. Il semble aussi que l'asymétrie de propulsion augmente les contraintes sur les articulations et réduit les performances.

Ainsi, la quantification de la symétrie de propulsion dans des conditions Syn et Asy pour les pratiquants de sports en FRM peut aider les entraîneurs et les athlètes à réduire le risque de blessure, à améliorer les performances et individualiser l'entraînement, voire permettre un ajustement de la classification des athlètes (Goosey-Tolfrey *et al.*, 2018). Enfin, cette quantification peut également aider à ajuster les configurations du FRM pour améliorer les performances. À notre connaissance, aucune étude n'a effectué cette quantification. Ainsi, cette étude a pour objectif de répondre à la question de recherche suivante :

Quelle est l'influence des modes de propulsion Syn et Asy sur la symétrie de propulsion lors du démarrage et de la propulsion à vitesse stabilisée chez des sujets sportifs ?

Nous émettons l'hypothèse **H5** que la propulsion Syn est plus symétrique que la propulsion Asy, où les mouvements latéraux du FRM sont plus importants, et que cette asymétrie est plus importante lors du démarrage.

Résumé

Objectifs : Dans le contexte de la propulsion en FRM, peu d'auteurs ont étudié la symétrie de propulsion en raison des difficultés liées aux mesures bilatérales. La propulsion en FRM semble être symétrique, mais de nombreux auteurs ont montré qu'une asymétrie peut exister. Elle est plus importante lorsque les forces nécessaires pour la propulsion et pour vaincre la résistance au roulement augmentent, lorsque le terrain n'est pas plat ou lorsqu'il est nécessaire d'augmenter sa vitesse de propulsion ; il s'agit des caractéristiques retrouvées lors de la pratique du sport en FRM. La quantification de la symétrie de propulsion des modes syn et asy dans un contexte sportif peut donc aider les entraîneurs et les athlètes à réduire le risque de blessure, à améliorer les performances, à permettre un ajustement de la classification des athlètes et une individualisation de l'entraînement. Enfin, cette quantification peut également aider à ajuster les configurations du FRM pour améliorer les performances. À notre connaissance, aucune étude n'a effectué cette quantification. L'objectif de cet article est d'analyser la symétrie entre les deux modes de propulsion utilisés en FRM et plus particulièrement l'influence du démarrage et de la propulsion en conditions syn et asy chez les athlètes en FRM.

Matériels et méthodes : Huit joueurs de handibasket ont participé à l'étude. Le FRM est fixé à l'ergomètre à rouleaux. Après une période d'échauffement, les athlètes ont réalisé deux sprints (Syn et Asy) de huit secondes dans un ordre aléatoire. Le test t de student pour échantillon apparié est utilisé pour tester l'effet du côté dominant et non-dominant. Une corrélation de Pearson a été réalisée pour chaque variable, associée à l'analyse de Bland & Altman. Enfin, nous avons calculé l'indice de symétrie pour chaque variable.

Résultats : Les résultats de notre étude montrent qu'il existe une grande asymétrie, en particulier au début de la propulsion, en ce qui concerne les paramètres temporels du cycle de propulsion, surtout pour le mode Asy ($p < 0,05$ pour le TP et $p < 0,01$ pour le TR et le TC). Les indices de symétrie montrent une grande variabilité entre les deux roues, notamment en ce qui concerne la puissance développée (indice de symétrie $< 0,1$).

Conclusion : Ces résultats peuvent être utiles aux entraîneurs pour permettre aux athlètes d'améliorer la symétrie de la propulsion afin d'accroître les performances et de réduire les risques de blessures.

a) Title/Authors/Address

Influence du mode de propulsion sur les paramètres mécaniques de la symétrie chez les joueurs de basketball en fauteuil roulant

Influence of propulsion mode on mechanical parameters symmetry among wheelchair basketball players

Symmetry of synchronous and asynchronous wheelchair propulsion

M Astier^{1,2}, M Combet¹, E Watelain³, JM Vallier¹, A Faupin¹.

¹ Université de Toulon, LAMHESS, EA 6312, 83957 La Garde, France.

² Comité Régional Handisport Provence Alpes Côte d'Azur, Les Campanules bât H, 59, bd Pierre Ménard, 13011 Marseille, France.

³ Université de Toulon, IAPS, La Garde, France.

Address for correspondence:

MASTIER

UFR Sciences et Techniques des Activités Physiques et Sportives (STAPS)

Bât. K, Avenue de l'Université, BP 20132

83957 La Garde Cedex

Tél. 04 94 14 22 82

E-mail: marjolaine.astier@univ-tln.fr

1 **Résumé**

2 *Objectifs* : La quantification de la symétrie de propulsion dans des conditions synchrones et
3 asynchrone pour les sports en fauteuil roulant peut aider les entraîneurs et les athlètes à
4 réduire le risque de blessure, à améliorer les performances, à permettre un ajustement de la
5 classification des athlètes et une individualisation de l'entraînement. Enfin, cette
6 quantification peut également aider à ajuster les configurations du fauteuil roulant pour
7 améliorer les performances. À notre connaissance, aucune étude n'a effectué cette
8 quantification. L'objectif de cet article est d'analyser la symétrie entre les deux modes de
9 propulsion utilisés en fauteuil roulant manuel et plus particulièrement l'influence du
10 démarrage et de la propulsion en conditions synchrones et asynchrones chez les joueurs de
11 sport en fauteuil roulant. *Matériels et méthodes* : Huit joueurs de basketball en fauteuil
12 roulant ont participé à notre étude et ont réalisé des sprints de huit secondes sur un ergomètre
13 dans des conditions synchrones et asynchrones. *Résultats* : Les résultats de notre étude
14 montrent qu'il existe une grande asymétrie, en particulier au début, en ce qui concerne les
15 paramètres temporels de la propulsion asynchrone ($p < 0,05$ pour le temps de poussée et
16 $p < 0,01$ pour la récupération et la durée du cycle). Les indices de symétrie montrent une
17 grande variabilité entre les deux roues, notamment en ce qui concerne la puissance
18 développée (indice de symétrie $< 0,1$). *Conclusion* : Ces résultats peuvent être utiles aux
19 entraîneurs pour permettre aux athlètes d'améliorer la symétrie de la propulsion afin
20 d'accroître les performances et de réduire les risques de blessures.

21 **Mots-clés** : variabilité; membres supérieurs; performance; sport en fauteuil roulant; symétrie

22 **Abstract**

23 *Purpose*: Quantification of propulsion symmetry in synchronous and asynchronous
24 conditions for wheelchair sports can help coaches and athletes to reduce the risk of injury, to
25 improve performance, could make it possible to adjust the classification of athletes and to
26 individualize training. Finally, this quantification can also help to adjust wheelchair
27 configurations to improve performance. To our knowledge, no study has done this
28 quantification. The purpose of this paper is to analyze the symmetry in the two modes of
29 propulsion used in manual wheelchairs and more particularly the influence during startup
30 and propulsion in synchronous and asynchronous conditions in wheelchair sport players.
31 *Materials and method*: Eight players of wheelchair basketball took part in our study and
32 performed eight-second sprints on an ergometer in synchronous and asynchronous
33 conditions. *Results*: The results of our study show that there is actually great asymmetry,
34 especially at the start, as regards the temporal parameters in asynchronous propulsion
35 ($p < 0.05$ for push time and $p < 0.01$ for recovery and cycle time). The symmetry indexes show
36 a large variability between the two wheels, especially as regards the power developed
37 (symmetry index < 0.1). *Conclusion*: These results can be useful for coaches to allow athletes
38 to improve the symmetry of propulsion in order to increase the performance and reduce the
39 risk of injury.

40 **Key words**: Variability; upper-limbs; performance; wheelchair sport; symmetry

41

2

1
2
3
4
5
6
7
8
9
10
11
12
13
14
15
16
17
18
19
20
21
22
23
24
25
26
27
28
29
30
31
32
33
34
35
36
37
38
39
40
41
42
43
44
45
46
47
48
49
50
51
52
53
54
55
56
57
58
59
60
61
62
63
64
65

**42 Influence du mode de propulsion sur les paramètres mécaniques de la symétrie chez les
43 joueurs de basketball en fauteuil roulant**

**45 Influence of propulsion mode on mechanical parameters symmetry among wheelchair
46 basketball players**

48 1. Introduction

49 In the context of Manual wheelchair (MWC) propulsion, few authors have studied
50 propulsion symmetry, notably because of the difficulties with bilateral measurements [1, 2].
51 MWC propulsion seems to be symmetric, but many authors have shown that bilateral
52 asymmetry can exist. It is greater when the forces necessary for propulsion and rolling
53 resistance increase, when the terrain is not flat, or when it is necessary to propel at high
54 speed [3-6]. This is all the features found in wheelchair sport.

55 According to Schnorenberg *et al.* [7], asymmetric propulsion may imply that the forces
56 exerted are greater on one side than on the other, causing excessive stress on one of the limbs
57 and contributing to the risk of injury of the upper limbs. Furthermore, Gagnon *et al.* [8] have
58 shown that asymmetry may favor movement of the trunk and cause postural instability
59 during propulsion, resulting in muscle fatigue and risk of injury. Asymmetry can also be
60 related to the range of motion or direction of the applied force vector, which will generate a
61 difference in the effective forces transmitted to the ground and thus affect the performance of
62 the subject, who will have directional instability and difficult constant propulsion.
63 Wheelchair physical activity appears to increase the joint torque because of the intensity,
64 repetitiveness of movement, higher forces, and range of motion. It seems that propulsion
65 asymmetry increases stress on the joints and reduces performance.

66 There are two main modes of manual wheelchair propulsion: synchronous (SYN)
67 propulsion, for which the arms work together and force is applied at the same time on the
68 handrim, and asynchronous (ASY) propulsion, where the arms work alternately and the force
69 is applied by one arm at a time on the handrim [9]. SYN propulsion seems to enable better
70 performance in terms of maximal propulsion velocity; however, ASY propulsion seems to be
71 less constraining for the joints [9-12]. If the SYN propulsion is the most prevalent for
72 acceleration and linear displacement, some players use the ASY propulsion to handle the
73 manual wheelchair more precisely.

1 74 All the above-mentioned studies on symmetry investigated SYN propulsion and, to our
2 75 knowledge, none to date has analyzed symmetry during ASY propulsion. However, many
3
4 76 studies pertain to walking and cycling, which require ASY movements, but can be
5
6 77 symmetric. Thus, it has been demonstrated in studies on gait that asymmetry can be
7
8 78 dependent on bilateral anthropometric differences [13-15]. Daly and Cavanagh [16] showed
9
10 79 that in cycling, asymmetry varies with cadence, with higher values on the dominant limb
11
12 80 side when the cadence is lower, and the reverse trend as the cadence increases. Smak *et al.*
13
14 81 [17] found the pedaling asymmetry to be of muscular origin when one of the limbs
15
16 82 developed more force than the other. However, they found it to be linked to motor control
17
18 83 when the cyclist did not apply the same force on both sides, whether consciously or not, even
19
20 84 though both limbs had equal strength.

21
22 85 It is thus relevant to evaluate propulsion symmetry in SYN and ASY conditions for
23
24 86 wheelchair sports, on one hand to reduce the risk of injury, and on the other hand to improve
25
26 87 performance. Indeed, quantification of the asymmetries could make it possible to adjust the
27
28 88 classification of athletes; it has been shown that the more asymmetry is important in an
29
30 89 athlete, lower is his classification. Moreover, quantification of the asymmetries could also
31
32 90 make it possible to individualize training because a specific work of the weaknesses of the
33
34 91 athlete would make it possible to reduce the asymmetries between the two sides. Finally, this
35
36 92 quantification can also help to adjust wheelchair configurations to improve performance[4].

37 93 The objective of this article is to investigate symmetry in the two modes of propulsion used
38
39 94 in wheelchairs, and more particularly the influence during startup and propulsion at a steady
40
41 95 speed in SYN and ASY conditions in wheelchair sport players.

42 96 We hypothesize that SYN propulsion is symmetric, contrary to ASY propulsion, where
43
44 97 lateral movement increases asymmetry and starting propulsion, where forces are
45
46 98 considerable, and increases asymmetry.

47 99 **2. Materials and methods**

49 100 **2.1. Participants**

51
52 101 Eight right-handed wheelchair basketball players who were all members of the same
53
54 102 wheelchair basketball club in the French elite Championship took part in this study (age:
55
56 103 26.3 ± 5.0 years, mass: 67.6 ± 18.5 kg, height: 1.74 ± 0.12 m; *Table 1*). Players were
57
58 104 classified into eight levels (from 1 to 4.5), based on the International Wheelchair Basketball
59
60 105 Federation standards. Class 5 is used only for able-bodied participants in the Handisport

1 106 French Federation classification[18]. Participants had equal experience with SYN propulsion
2 107 and, whilst they did not specially train with ASY, all were using it during some phases of the
3
4 108 game.
5
6 109 All participants were fully informed of any risks before giving their written informed
7
8 110 consent to participate in these experiments. The experimental procedures were approved by a
9
10 111 hospital ethics committee and complied with the ethical standards of the Declaration of
11 112 Helsinki (1975).

13 113 **2.2. Materials**

14
15 114 All the participants used the same wheelchair (Top End X- Terminator, Invacare
16
17 115 Corporation, Elyria, OH) designed for basketball for each trial. Its mass was 13 kg, and the
18
19 116 angle formed by the back and the seat was fixed at 75°. The back, positioned vertically, was
20
21 117 28 cm high. The wheels had a diameter of 64 cm, tubeless tires inflated to 8 bars, and a
22
23 118 camber of 9°.

24
25 119 The wheelchair was placed on an ergometer (VP100 HANDI, HANDISOFT, HEF
26
27 120 Tecmachine, France) consisting of a roller system driven by the wheelchair wheels. This
28
29 121 ergometer was built along the lines of the VP100 HTE ergometer and was validated and
30
31 122 approved by Devillard *et al.* [19]. The angular adjustment of the rollers makes it possible to
32
33 123 maintain good rolling efficiency with wheelchairs equipped with strong-camber wheels [4,
34
35 124 10]. Two electromagnetic brakes (Type ZS, Friedrichshafen, Germany), one on each side of
36
37 125 the roller system, are mounted on a force sensor that can compel the wheelchair to brake,
38
39 126 producing a braking torque from 0 Nm to 4 Nm. Two sensors of instantaneous velocity by
40
41 127 incremental encoders complete the ergometer.

42
43 128 The velocity and force signals were sampled at 100 Hz and then transferred to a computer
44
45 129 (Victor Technologies 386SX). These high frequencies allowed the analysis of the propulsion
46
47 130 cycle. Prior to testing, the roller system was calibrated as described by Faupin *et al.* [10] and
48
49 131 each participant performed a deceleration test to ensure equal resistance on each side of the
50
51 132 rollers. For determined individual residual torque, players completed four or five maximal
52
53 133 pushes then leaned forward with their hands on their knees until the wheels came to a
54
55 134 complete stop. Full details of this procedure have been described elsewhere [10].

54 135 **2.3. Testing procedure**

56 136 Players were positioned on the sport MWC fixed on the roller ergometer. They perform a
57
58 137 standard 10-minute warm-up to become familiar with the propulsion on the roller ergometer,
59
60

1 138 and to eliminate the likelihood of a learning effect. Each subject is asked to perform two 8-
2 139 second sprints, one in SYN condition, the other in ASY propulsion, in a random order. At
3
4 140 the starting signal given by the experimenter, the participant performed a sprint from
5
6 141 standstill as fast as possible for 8 seconds with encouragement from the experimenters. A
7
8 142 full five-minute recovery period between each sprint was imposed on the subjects.

9 143 **2.4. Measurements**

11 144 The variables were measured at the beginning of the sprint (first three pushes), at the end of
12
13 145 the sprint (three successive pushes), as well as for the entire sprint. At each sprint, the
14
15 146 following values were found:

17 147 - The time parameters, which were push time (Pt), recovery time (Rt), and cycle time
18
19 148 (Ct), determined with respect to the acceleration and deceleration phases of the wheels
20
21 149 observed on the instantaneous speed curve (figure 1).

22 150 - The total power (Ptot) developed during the push phase.

23 151 The Ptot was calculated from the torque (M) and angular velocity (ω) of the wheel [10, 19,
24
25 152 20] :

$$29 153 \text{ Power output [W]} = M \text{ [N.m]} \cdot \omega \text{ [radians.s}^{-1}\text{]} \quad (1)$$

32 154 **2.5. Statistical analysis**

34 155 In order to compare the dominant and non-dominant limbs, we first made descriptive
35
36 156 statistics to determine the means and standard deviations of each studied variable (Pt, Rt, Ct,
37
38 157 and Ptot) at several points in the test (start, end, global). To test the significance of the
39
40 158 differences between the data obtained on the dominant and on the non-dominant sides, we
41
42 159 used the t-test for two paired samples and set the threshold of significance at 5 %. A Pearson
43
44 160 correlation was performed for each variable to provide an indication of the degree of linear
45
46 161 relationship between two variables. However, there can be high correlations between the
47
48 162 dominant and non-dominant sides, without inducing symmetry (the correlation line does not
49
50 163 then pass through the origin of the marker). Therefore, we performed a Bland and Altman
51
52 164 analysis [21] to determine the agreement between the data collected separately at the
53
54 165 dominant and non-dominant sides wheels [2]. The r values obtained were interpreted
55
56 166 according to the guidelines proposed by Bland and Altman [22]: poor ($r \leq 0.20$), fair ($r =$
57
58 167 $0.21-0.40$), moderate ($r = 0.41-0.60$), good ($r = 0.61-0.80$), and very good ($r = 0.81-1.00$)
59
60 168 association. For visual confirmation, scatter plots of each variable were created. The plots

169 include a line of equality (slope of 1 and intercept of 0) to evaluate the similarity of the
170 variables. Bland and Altman plots were generated to determine absolute agreement, along
171 with the 95 % limits of agreement (mean difference \pm 1.96 standard deviation of the
172 difference), between the dominant and non-dominant side. Each point on Bland and Altman
173 plots represents the mean (x -axis) and the difference (y -axis) of values for each side during a
174 propulsion mode.

175 Finally, we calculated the Symmetry Index (SI) for each variable according to the
176 model used by Hurd *et al.* [5]:

$$177 \quad SI = 1 - \frac{\textit{Dominant limb}}{\textit{Non-dominant limb}} \quad (2)$$

178 In agreement with Giakas and Baltzopoulos [23], during walking, propulsion is considered
179 asymmetric when SI is greater than 10 %.

180 All statistical analyses were performed using Statistica software© (Statsoft, Inc; Tulsa,
181 Oklahoma, USA, version 10.0) and XLStat© for the Bland & Altman plot (Addinsoft; Paris,
182 France, version 2018).

183 **3. Results**

184 **3.1. ASY propulsion**

185 Significant differences were observed for all temporal parameters between the dominant and
186 non-dominant sides at startup in the ASY propulsion condition ($p < 0.05$ for Pt and $p < 0.01$
187 for Rt and Ct). For the whole sprint, we found significant differences only in the ASY
188 condition for Rt ($p < 0.05$) and Ct ($p < 0.05$). However, there was no significant difference
189 ($p > 0.05$) at the end of the sprint (Table 2). The temporal parameters showed good
190 correlations (on average, $r = 0.99$), in spite of bad matches (bias between 20 and 80)
191 explained by the difference between the two wheels, which seemed to remain constant
192 throughout the sprint. SI was superior at the start of the sprint (on average 0.9 versus 0.04 at
193 the end of the sprint), which is close to the 10 % identified by Giakas and Baltzopoulos [23]
194 as characterizing an asymmetric movement (Table 2). For the Ptot, we found no significant
195 difference ($p > 0.05$), but there was good agreement (bias < 15) and correct correlations: $r =$
196 0.87 at the start of the sprint, $r = 0.83$ at the end of sprint, and $r = 0.84$ in the global sprint
197 (Figure 2). However, SI was greater than 0.1 for the global sprint (Table 2).

198

1
2
3
4
5
6
7
8
9
10
11
12
13
14
15
16
17
18
19
20
21
22
23
24
25
26
27
28
29
30
31
32
33
34
35
36
37
38
39
40
41
42
43
44
45
46
47
48
49
50
51
52
53
54
55
56
57
58
59
60
61
62
63
64
65

3.2. SYN Propulsion

The results of our study show reveal no significant difference ($p > 0.05$), an SI of less than 0.1 for all temporal parameters (0.03 on average), and the Ptot (0.06 on average) developed on the dominant and non-dominant sides in SYN propulsion (Table 3). For all temporal parameters, we observed good agreement (bias < 10) and correct correlations (on average, $r = 0.97$ at the start of the sprint, $r = 0.96$ at the end of the sprint, and $r = 0.98$ for the global sprint), as shown in Table 3. There is a clear difference between the Pt at the beginning and the end of the sprint, the latter being shorter at stabilized speed than at the start, for both wheels (Figure 3). Concerning Ptot, we also observed good concordances (bias < 5) and correct correlations ($r = 0.87$ at the start of the sprint, $r = 0.88$ at the end of the sprint, and $r = 0.86$ for the global sprint).

4. Discussion

4.1. ASY propulsion

Our results support our hypothesis that ASY propulsion is asymmetric, and that this asymmetry increases during startup, when considerable force is applied to the handrims to start the propulsion and overcome the inertia of the subject-MWC couple. Although no studies on propulsion asymmetry under ASY conditions have been conducted to date, our results may be compared with those of the studies on gait [13-15] or on cycling [16, 17], which also assume alternating movements involving two opposing limbs. These studies showed that asymmetry exists, especially at startup, where the beginning of the movement requires significant force for a longer period. Indeed, our results for the temporal parameters and SI obtained in ASY conditions show significant differences between the dominant and non-dominant sides. These differences are characterized by significant asymmetry at startup, close to 10%, the threshold identified by Giakas and Baltzopoulos [23] for asymmetric movement. Indeed, in agreement with the results of Chavet *et al.* [24], who studied walking based on the SI and showed that 65 % of the subjects had a bilateral force peak at the start of the walk, our study shows SIs greater than 10 % for all temporal parameters during the first push. Also, in the acceleration phase, the movement can be symmetrical with difficulty because from one push to another the speed changes and so the inertia also changes. Pushes conditions are different at the moment when they occur, and therefore the subject can hardly

1 230 be symmetrical. This phenomenon is even more present during the ASY propulsion, mainly
2 231 at the beginning of the propulsion. The difference in P_{tot} between the dominant and non-
3
4 232 dominant sides was the same throughout the sprint, which is why P_{tot} does not appear to be
5
6 233 significantly different. Moreover, given that the correlations and concordances are correct
7
8 234 and that the SI was greater than 10 % regardless of when the sprint occurred during the ASY
9
10 235 propulsion, there seems to be significant variability between the two wheels. These results
11
12 236 are consistent with those of Vegter *et al.* [2], who showed significant variability of power in
13
14 237 the SYN condition, despite a high correlation and lack of significant difference.
15
16 238 Moreover, asymmetry appears to depend strongly on the pace adopted because it tends to
17
18 239 decrease when the propulsion rate increases [16, 17]. Indeed, Smak *et al.* [17] investigated
19
20 240 the influence of pedaling cadence on power output asymmetries and found that there is a
21
22 241 significant linear relationship between cadence and power output. Although the rate was not
23
24 242 imposed in our study, the subjects were asked to propel in maximum sprint condition, which
25
26 243 induces a high thrust frequency. However, it seems that the difference in power between the
27
28 244 dominant and non-dominant limbs decreased as the rate increased.
29
30 245 In our study, the subjects started with their dominant hand for all conditions analyzed in
31
32 246 ASY propulsion. However, we were unable to determine whether the values obtained were
33
34 247 influenced by this dominance, or by the fact that it was the hand used to start. In this regard,
35
36 248 it would be interesting to analyze startups where the non-dominant hand is used.
37
38 249 Our study on an ergometer supposes, on the one hand, no slant or slope and, on the other
39
40 250 hand, that the lateral movements of the MWC are neutralized, thus favoring a symmetric
41
42 251 propulsion because the subject does not have to correct the trajectory. However, ASY mode
43
44 252 of propulsion include steering movement in the field, corresponding to the lateral
45
46 253 movements of the MWC that are not considered in the literature; the subject must therefore
47
48 254 compensate for these movements of direction that involve increased force production. Thus,
49
50 255 the asymmetry could be due to the fact that ASY propulsion should require different levels
51
52 256 of active and passive work to stabilize the trunk and accelerate the arms, resulting in force
53
54 257 production changes.

51 258 **4.2. SYN propulsion**

53
54 259 This study allowed us to validate our hypothesis that SYN propulsion appears relatively
55
56 260 symmetric in laboratory conditions, on an ergometer. Our results are in agreement with those
57
58 261 of Vegter *et al.* [2], who used two instrumented wheels to study the variability of
59
60 262 biomechanical parameters (temporal parameters, forces, power, frequency), at a submaximal

9

1 263 speed ($1.11\text{m}\cdot\text{s}^{-1}$) in the SYN condition. Despite great variability, the tests conducted by
2 264 Vegter *et al.* [2] showed very good concordances and correlations between the dominant and
3
4 265 non-dominant side ($r = 0.97$ or $r = 0.98$ depending on the tests). The results of Van Der
5
6 266 Woude *et al.* [25] also point in this direction. Indeed, they showed a high correlation
7
8 267 between the dominant and non-dominant side ($r = 0.97$) in the study on average power
9
10 268 during a 30-second sprint performed on an ergometer by 67 MWC users. The analysis of the
11
12 269 maximum propulsion revealed a high correlation between the dominant and non-dominant
13
14 270 side for the Ptot ($r = 0.86$) and temporal parameters (Ct, Pt, Rt) during the overall sprint
15
16 271 analysis (respectively $r = 0.97$, $r = 0.99$, $r = 0.95$). Finally, Soltau *et al.* [26] studied
17
18 272 propulsion symmetry at different maximal and submaximal speeds on an ergometer in 10-
19
20 273 second tests and collected kinetic, kinematic, and spatiotemporal variables separately at the
21
22 274 dominant and non-dominant side. The results showed no significant difference, except for
23
24 275 the thrust angle, where the values are significantly higher on the dominant hand side.
25
26 276 However, the low SI (< 0.1) appearing in our SYN study could be due to the analysis of the
27
28 277 ergometer propulsion, which is not representative of the actual propulsion [4]. Indeed, Hurd
29
30 278 *et al.* [5, 6] showed a superior SI in ecological conditions, where rolling resistance is higher
31
32 279 than in laboratory conditions. Chénier *et al.* [3] showed an increased asymmetry with the
33
34 280 slant, explained by the fact that the hand on the upper side is used more to correct the course
35
36 281 of the MWC than to propel it forward. Finally, we did not take into account the height of the
37
38 282 lesion on the subjects in the our results analysis. Goosey-Tolfrey *et al.* [4] showed that
39
40 283 classification can impact propulsion symmetry, particularly with a greater asymmetry
41
42 284 observed among players who perform the best or who are easiest to move.

43 285 **5. Limitations and perspectives**

44 286 One of the limitations of our study concerns the use of a single standardized basketball
45
46 287 MWC on a stationary ergometer. This setup is not representative of the actual propulsion
47
48 288 because the rolling resistance is low and the chair is fixed, which does not allow the lateral
49
50 289 movements usually observed, especially in ASY conditions, or in a significant asymmetry,
51
52 290 when one limb propels with more force or power than the other, for varying lengths of time
53
54 291 [4, 10]. However, this standardization eliminated the influence of wheelchair configurations
55
56 292 and settings on the parameters studied [11].

57 293 In addition, the small sample size (eight subjects) and the heterogeneity of the group
58
59 294 regarding disability and anthropometric parameters should be considered. Nonetheless, all of

1 295 our subjects were expert wheelchair basketball players, mastering SYN and ASY
2 296 propulsions.
3
4 297 Future field studies with individual MWC evaluating a larger sample and considering the
5
6 298 athletes' classifications are needed in the analysis of propulsion techniques in wheelchair
7
8 299 sport. Moreover, it would be interesting to propose tests that are representative of the sports
9
10 300 discipline, in particular by analyzing symmetry with a ball and during the various phases of
11
12 301 the game.
13 302 Additionally, it would be interesting to compare the kinetic and spatiotemporal parameters
14
15 303 obtained with kinematic parameters, particularly in the study of symmetry of the propulsion
16
17 304 patterns, and in the bilateral evaluation of the articular angles at the wrists, elbows, and
18
19 305 shoulders during the push phase. From these types of data, it would be relevant to analyze
20
21 306 the impact of symmetry on performance and the risk of injury.
22 307 Finally, it would be interesting to know the strengths of each member and also to ensure the
23
24 308 anthropometric symmetry of the subjects that are factors influencing propulsion symmetry.

27 309 **6. Conclusions**

28
29 310 This work made it possible to highlight an asymmetry in propulsion in ASY conditions,
30
31 311 especially during startup.
32
33 312 Capable of causing excessive stress on one of the limbs, asymmetry is to be considered in
34
35 313 the appearance of the risk of injuries, particularly in sport athletes who are subjected to
36
37 314 major forces carried out in constrictive articular amplitudes and who often lack sufficient
38
39 315 rest. In addition, asymmetry can affect performance by inducing lower stability and
40
41 316 inefficiency, resulting in an increase in the energy cost of completing a task.
42 317 This type of study is of great interest, especially for athletes with disabilities, and their
43
44 318 coaches, for whom the adaptation of their physical preparation, practice and monitoring
45
46 319 enables them to maintain or improve their performance and to limit their risk of injury.
47
48 320 Although able-bodied athletes are systematically monitored, this is not always the case for
49
50 321 those with disabilities, most often for lack of time or means. Asymmetry can sometimes be
51
52 322 corrected simply by modifying the chair settings or by adapting the subject's propulsion
53
54 323 technique [4].

56 324 **Conflicts of interest**

57
58
59 325 The authors declare that they have no competing interest.

326 **Legends**

327 Figure 1.— Example of speed curves (A) and power (B) obtained on an eight-second sprint.

328 Figure 2.— Concordance (A & C) and correlation (B & D) between Pt and Ptot developed
 329 on dominant and non-dominant sides in the ASY condition.

330 Figure 3.— Concordance (A & C) and correlation (B & D) between Pt and Ptot developed
 331 on dominant and non-dominant sides in SYN condition. Correlation for Pt is shown
 332 separately on the same figure (B) for the start and the end of the sprint.

334 Table 1 - Individual and means (SDs) of the participants' anthropometric data as well as
 335 their classification and their weekly training hours.

Participants	Age (years)	Mass (kg)	Height (m)	Disability	IWBF point classification	Volume (hours/week)
1	20	36	1.50	SCI	1.5	4
2	24	52	1.80	SCI	1.5	6
3	27	60	1.68	Polio	4	6
4	32	68	1.68	Polio	4	6
5	25	75	1.80	Ortho	4.5	6
6	22	103	1.94	AB	5	6
7	24	68	1.75	AB	5	4
8	36	79	1.75	Ortho	3.5	6
Means (SD)	26.3 (5.0)	67.6 (18.5)	1.74 (0.12)	-	3.6 (1.3)	5.5 (0.9)

336 *IWBF: International Wheelchair Basketball Federation; SCI: Spinal Cord Injury; Polio: post poliomyelitis;*
 337 *Ortho: orthopedic involvement of knee; AB: able-bodied; SD: standard deviation*

339 Table 2 - Results (mean ± standard deviation) in the ASY propulsion condition.

	Aynchronous											
	Pt (ms)			Rt (ms)			Ct (ms)			Ptot (W)		
	Global	Start	End	Global	Start	End	Global	Start	End	Global	Start	End
Dominant	244.4	332.5	156.3	488.1	521.3	455	732.5	858.8	611.3	168.9	165.6	172.3
	± 101.1	± 49.8	± 40.7	± 171.5	± 191	± 155	± 231.9	± 225.1	± 176.1	± 41.8	± 44.6	± 41.6
Non-dominant	229.4	302.5	156.3	466.9	477.5	456.3	696.3	780	612.5	176.1	167.4	184.9
	± 81.2	± 27.1	± 34.2	± 160.5	± 177.9	± 152.6	± 197.8	± 195.2	± 172.3	± 41.1	± 40.1	± 42.8
t-Test	NS	p<0.05	NS	p<0.05	p<0.01	NS	p<0.05	p<0.01	NS	NS	NS	NS

SI	0.09	0.1	0.08	0.06	0.1	0.03	0.05	0.09	0.02	0.1	0.1	0.11
	± 0.08	± 0.1	± 0.06	± 0.07	± 0.08	± 0.02	± 0.05	± 0.05	± 0.01	± 0.07	± 0.06	± 0.09
r	0.97	0.83	0.91	0.98	0.99	1	0.99	0.99	1	0.84	0.87	0.83

340 *NS: non-significant*

341

342 Table 3 - Results (mean ± standard deviation) in SYN propulsion condition.

		Synchronous											
		Pt (ms)			Rt (ms)			Ct (ms)			Ptot (W)		
		Global	Start	End	Global	Start	End	Global	Start	End	Global	Start	End
Dominant		208.1	315	101.3	293.8	273.8	313.8	501.9	588.8	415	162	168.6	155.3
		±112.5	±23.3	±21.7	±41.8	±47.5	±23.9	±97.79	±46.4	±33.8	±18.9	±17.5	±18.9
Non-dominant		210	313.8	106.3	296.3	281.3	311.3	506.3	595	417.5	160.6	164.7	156.6
		±109.9	±30.7	±18.5	±39.6	±45.2	±28.5	±101.4	±52.9	±35.4	±24.4	±21.9	±27.5
Test-t		NS	NS	NS	NS	NS	NS	NS	NS	NS	NS	NS	NS
SI		0.05 ±	0.04	0.07	0.03	0.04	0.02	0.01	0.01	0.01	0.06	0.05	0.07
		0.04	± 0.04	± 0.05	± 0.03	± 0.03	± 0.02	± 0.02	± 0.02	± 0.01	± 0.04	± 0.05	± 0.04
r		0.99	0.87	0.94	0.95	0.96	0.94	1	0.97	0.98	0.86	0.87	0.88

343 *NS: non-significant.*

344

345 References

346

- 347 [1] Boninger ML, Cooper RA, Baldwin MA, Shimada SD, Koontz A. Wheelchair pushrim
348 kinetics: body weight and median nerve function. Arch Phys Med Rehabil. 1999;80:910-5.
349 [2] Vegter RJ, Lamoth CJ, de Groot S, Veeger DH, van der Woude LH. Variability in
350 bimanual wheelchair propulsion: consistency of two instrumented wheels during handrim
351 wheelchair propulsion on a motor driven treadmill. J Neuroeng Rehabil. 2013;10:9.
352 [3] Chenier F, Malbequi J, Gagnon DH. Proposing a new index to quantify instantaneous
353 symmetry during manual wheelchair propulsion. J Biomech. 2017;51:137-41.
354 [4] Goosey-Tolfrey VL, Vegter RJK, Mason BS, Paulson TAW, Lenton JP, van der Scheer
355 JW, et al. Sprint performance and propulsion asymmetries on an ergometer in trained high-
356 and low-point wheelchair rugby players. Scand J Med Sci Sports. 2018;28:1586-93.
357 [5] Hurd WJ, Morrow MM, Kaufman KR, An KN. Biomechanical evaluation of upper-
358 extremity symmetry during manual wheelchair propulsion over varied terrain. Arch Phys
359 Med Rehabil. 2008;89:1996-2002.
360 [6] Hurd WJ, Morrow MM, Kaufman KR, An KN. Wheelchair propulsion demands during
361 outdoor community ambulation. J Electromyogr Kinesiol. 2009;19:942-7.
362 [7] Schnorenberg AJ, Slavens BA, Wang M, Vogel LC, Smith PA, Harris GF.
363 Biomechanical model for evaluation of pediatric upper extremity joint dynamics during
364 wheelchair mobility. J Biomech. 2014;47:269-76.
365 [8] Gagnon DH, Roy A, Gabison S, Duclos C, Verrier MC, Nadeau S. Effects of Seated
366 Postural Stability and Trunk and Upper Extremity Strength on Performance during Manual
367 Wheelchair Propulsion Tests in Individuals with Spinal Cord Injury: An Exploratory Study.
368 Rehabil Res Pract. 2016;2016:6842324.

1 369 [9] Goosey-Tolfrey VL, Kirk JH. Effect of push frequency and strategy variations on
2 370 economy and perceived exertion during wheelchair propulsion. *Eur J Appl Physiol.*
3 371 2003;90:154-8.

4 372 [10] Faupin A, Borel B, Meyer C, Gorce P, Watelain E. Effects of synchronous versus
5 373 asynchronous mode of propulsion on wheelchair basketball sprinting. *Disabil Rehabil Assist*
6 374 *Technol.* 2013;8:496-501.

7 375 [11] Lenton JP, Fowler N, van der Woude L, Goosey-Tolfrey VL. Efficiency of wheelchair
8 376 propulsion and effects of strategy. *Int J Sports Med.* 2008;29:384-9.

10 377 [12] Sosnoff JJ, Rice IM, Hsiao-Weckler ET, Hsu IM, Jayaraman C, Moon Y. Variability in
11 378 Wheelchair Propulsion: A New Window into an Old Problem. *Front Bioeng Biotechnol.*
12 379 2015;3:105.

13 380 [13] Bhave A, Paley D, Herzenberg JE. Improvement in gait parameters after lengthening for
14 381 the treatment of limb-length discrepancy. *J Bone Joint Surg Am.* 1999;81:529-34.

15 382 [14] Kaufman KR, Miller LS, Sutherland DH. Gait asymmetry in patients with limb-length
16 383 inequality. *J Pediatr Orthop.* 1996;16:144-50.

17 384 [15] Perttunen JR, Anttila E, Sodergard J, Merikanto J, Komi PV. Gait asymmetry in
18 385 patients with limb length discrepancy. *Scand J Med Sci Sports.* 2004;14:49-56.

19 386 [16] Daly DJ, Cavanagh PR. Asymmetry in bicycle ergometer pedalling. *Med Sci Sports.*
20 387 1976;8:204-8.

21 388 [17] Smak W, Neptune RR, Hull ML. The influence of pedaling rate on bilateral asymmetry
22 389 in cycling. *J Biomech.* 1999;32:899-906.

23 390 [18] IWBF IWBF. Official player classification system wheelchair basketball.
24 391 <https://iwbf.org/the-game/classification/2019>.

25 392 [19] Devillard X, Calmels P, Sauvignet B, Belli A, Denis C, Simard C, et al. Validation of a
26 393 new ergometer adapted to all types of manual wheelchair. *Eur J Appl Physiol.* 2001;85:479-
27 394 85.

28 395 [20] Faupin A, Campillo P, Weissland T, Gorce P, Thevenon A. The effects of rear-wheel
29 396 camber on the mechanical parameters produced during the wheelchair sprinting of
30 397 handibasketball athletes. *J Rehabil Res Dev.* 2004;41:421-8.

31 398 [21] Bland JM, Altman DG. Comparing methods of measurement: why plotting difference
32 399 against standard method is misleading. *Lancet.* 1995;346:1085-7.

33 400 [22] Bland JM, Altman DG. Statistical methods for assessing agreement between two
34 401 methods of clinical measurement. *Lancet.* 1986;1:307-10.

35 402 [23] Giakas G, Stergioulas LK, Vourdas A. Time-frequency analysis and filtering of
36 403 kinematic signals with impacts using the Wigner function: accurate estimation of the second
37 404 derivative. *J Biomech.* 2000;33:567-74.

38 405 [24] Chavet P, Lafortune M, Gray J. Asymmetry of lower extremity responses to external
39 406 impact loading. *Human Movement Science.* 1997;16:391-406.

40 407 [25] Van der Woude L, Bakker W, Elkhuisen J, Veeger H, Gwinn T. Propulsion technique
41 408 and anaerobic work capacity in elite wheelchair athletes: Cross-Sectional Analysis1.
42 409 *American Journal of Physical Medicine & Rehabilitation.* 1998;77:222-34.

43 410 [26] Soltau SL, Slowik JS, Requejo PS, Mulroy SJ, Neptune RR. An investigation of
44 411 bilateral symmetry during manual wheelchair propulsion. *Frontiers in bioengineering and*
45 412 *biotechnology.* 2015;3:86.

46 413

Figure 1

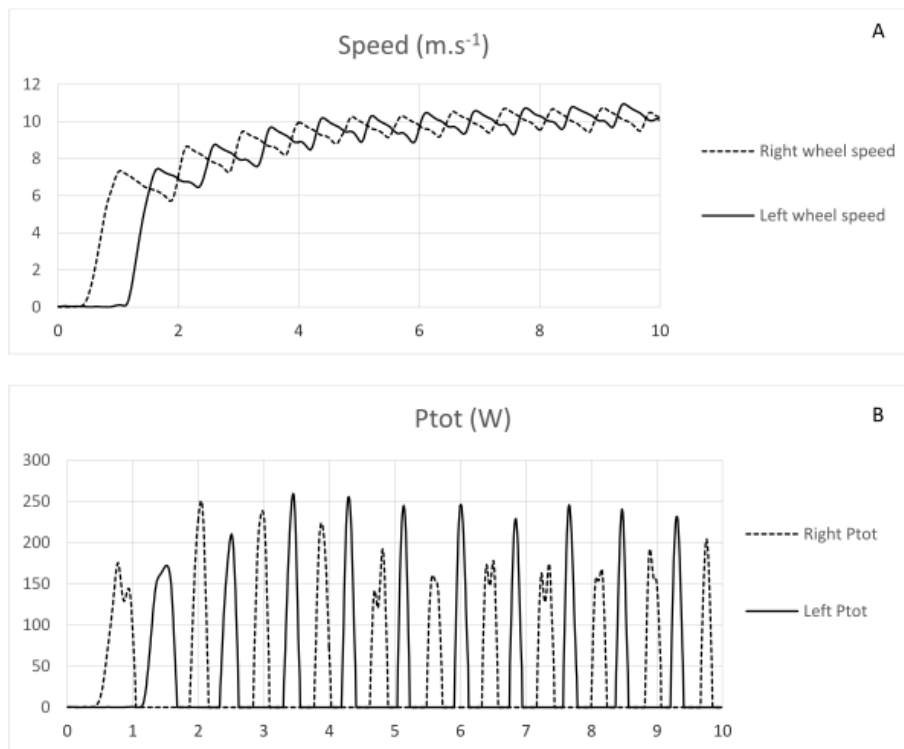


Figure 1.— Example of speed curves (A) and power (B) obtained on an eight-second sprint.

Figure 2

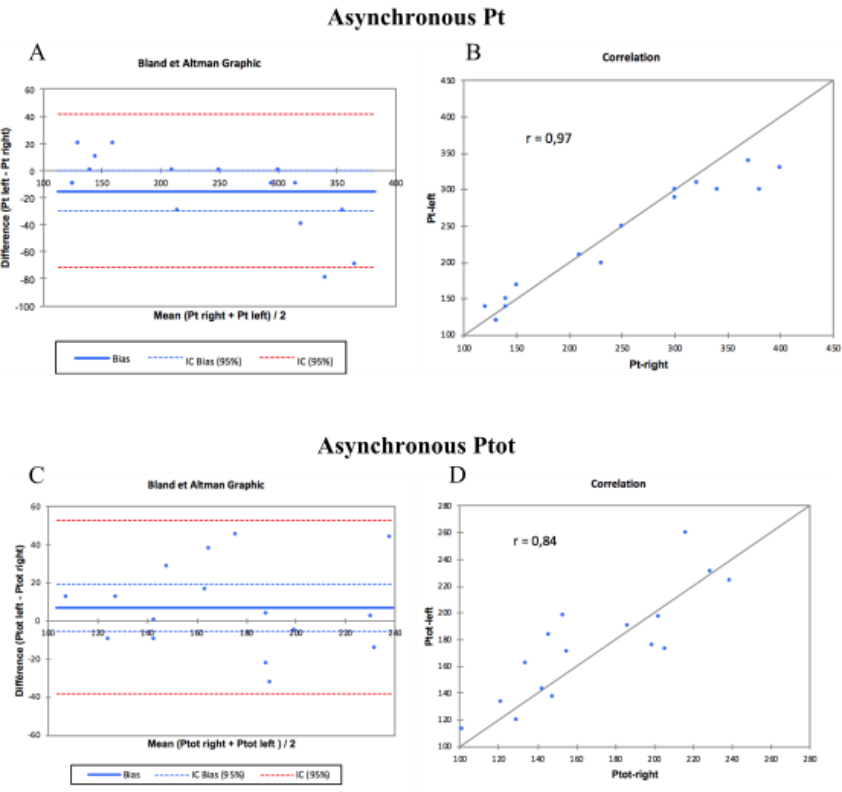


Figure 2.— Concordance (A & C) and correlation (B & D) between Pt and Ptot developed on dominant and non-dominant sides in the ASY condition.

Figure 3

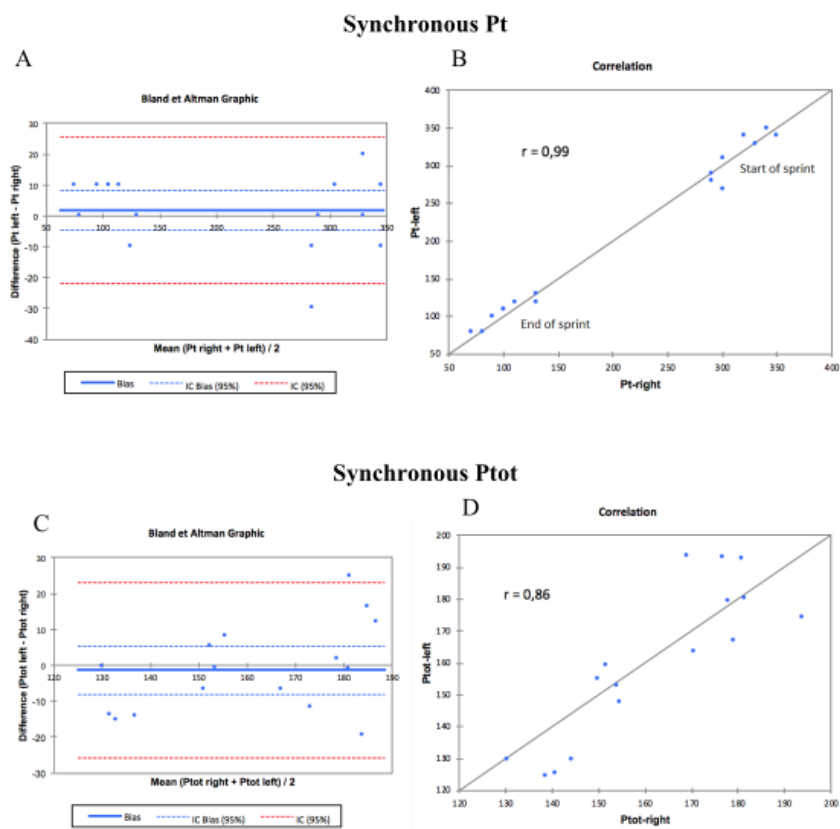


Figure 3.— Concordance (A & C) and correlation (B & D) between Pt and Ptot developed on dominant and non-dominant sides in SYN condition. Correlation for Pt is shown separately on the same figure (B) for the start and the end of the sprint.

Table 1

Table 1 - Individual and means (SDs) of the participants' anthropometric data as well as their classification and their weekly training hours.

Participants	Age (years)	Mass (kg)	Height (m)	Disability	IWBF point classification	Volume (hours/week)
1	20	36	1.50	SCI	1.5	4
2	24	52	1.80	SCI	1.5	6
3	27	60	1.68	Polio	4	6
4	32	68	1.68	Polio	4	6
5	25	75	1.80	Ortho	4.5	6
6	22	103	1.94	AB	5	6
7	24	68	1.75	AB	5	4
8	36	79	1.75	Ortho	3.5	6
Means (SD)	26.3 (5.0)	67.6 (18.5)	1.74 (0.12)	-	3.6 (1.3)	5.5 (0.9)

IWBF: International Wheelchair Basketball Federation; SCI: Spinal Cord Injury; Polio: post poliomyelitis; Ortho: orthopedic involvement of knee; AB: able-bodied; SD: standard deviation

Table 2

Table 2 - Results (mean ± standard deviation) in the ASY propulsion condition.

Aynchronous												
	Pt (ms)			Rt (ms)			Ct (ms)			Ptot (W)		
	Global	Start	End	Global	Start	End	Global	Start	End	Global	Start	End
Dominant	244.4	332.5	156.3	488.1	521.3	455	732.5	858.8	611.3	168.9	165.6	172.3
	± 101.1	± 49.8	± 40.7	± 171.5	± 191	± 155	± 231.9	± 225.1	± 176.1	± 41.8	± 44.6	± 41.6
Non-dominant	229.4	302.5	156.3	466.9	477.5	456.3	696.3	780	612.5	176.1	167.4	184.9
	± 81.2	± 27.1	± 34.2	± 160.5	± 177.9	± 152.6	± 197.8	± 195.2	± 172.3	± 41.1	± 40.1	± 42.8
t-Test	NS	p<0.05	NS	p<0.05	p<0.01	NS	p<0.05	p<0.01	NS	NS	NS	NS
SI	0.09	0.1	0.08	0.06	0.1	0.03	0.05	0.09	0.02	0.1	0.1	0.11
	± 0.08	± 0.1	± 0.06	± 0.07	± 0.08	± 0.02	± 0.05	± 0.05	± 0.01	± 0.07	± 0.06	± 0.09
r	0.97	0.83	0.91	0.98	0.99	1	0.99	0.99	1	0.84	0.87	0.83

NS: non-significant

Table 3

Table 3 - Results (mean ± standard deviation) in SYN propulsion condition.

Synchronous												
	Pt (ms)			Rt (ms)			Ct (ms)			Ptot (W)		
	Global	Start	End	Global	Start	End	Global	Start	End	Global	Start	End
Dominant	208.1	315	101.3	293.8	273.8	313.8	501.9	588.8	415	162	168.6	155.3
	±112.5	±23.3	±21.7	±41.8	±47.5	±23.9	±97.79	±46.4	±33.8	±18.9	±17.5	±18.9
Non-dominant	210	313.8	106.3	296.3	281.3	311.3	506.3	595	417.5	160.6	164.7	156.6
	±109.9	±30.7	±18.5	±39.6	±45.2	±28.5	±101.4	±52.9	±35.4	±24.4	±21.9	±27.5
Test-t	NS	NS	NS	NS	NS	NS	NS	NS	NS	NS	NS	NS
SI	0.05 ±	0.04	0.07	0.03	0.04	0.02	0.01	0.01	0.01	0.06	0.05	0.07
	0.04	± 0.04	± 0.05	± 0.03	± 0.03	± 0.02	± 0.02	± 0.02	± 0.01	± 0.04	± 0.05	± 0.04
r	0.99	0.87	0.94	0.95	0.96	0.94	1	0.97	0.98	0.86	0.87	0.88

NS: non-significant.

3.2.6. Étude 6: Biomechanical analysis of two modes of manual wheelchair propulsion during start-up and steady state propulsion on symmetry and trunk movements. (19^{ème} journées francophones en activités physiques adaptées, *Science & Sports* (2018) 33, S71. 44^{ème} congrès international de la Société de Biomécanique. Poitiers, 28-30 Octobre 2019. Article à soumettre dans la revue *Disability and Rehabilitation: Assistive Technology*)

La précédente étude met en évidence qu'une asymétrie importante existe lors de la propulsion en FRM, en particulier lors du démarrage et de l'utilisation du mode Asy, mais aussi que les indices de symétrie montrent une grande variabilité. Cette asymétrie peut affecter les performances en induisant une stabilité et une efficacité moindre, entraînant une augmentation du coût énergétique de la réalisation d'une tâche. Cependant, à notre connaissance, l'impact des modes de propulsion sur la stabilité du tronc et l'efficacité de la propulsion n'a pas été étudié dans la littérature.

Plus généralement, peu d'études ont été menées sur le contrôle du tronc lors de la propulsion en FRM et son impact sur la propulsion n'est pas encore totalement connu. Gagnon *et al.* (2016) ont cependant montré qu'une augmentation de la force des membres supérieurs et du tronc, ainsi qu'une meilleure stabilité posturale, peuvent améliorer la propulsion et certainement réduire la fatigue des muscles périphériques ainsi que le risque de blessure. Sauret *et al.* (2013) ont également montré que la stabilité antéro-postérieure du FRM dépend de la technique de propulsion du sujet. Cependant, dans ces études, seule la propulsion Syn a été analysée. À notre connaissance, aucune étude n'a encore porté sur la mesure simultanée de la symétrie de propulsion et de la stabilité du tronc. Ainsi, cette étude a pour objectif de répondre à la question de recherche suivante :

Quelle est l'influence des modes Syn vs Asy lors du démarrage et de la propulsion à vitesse stabilisée sur la symétrie et sur les mouvements du tronc ?

Nous émettons l'hypothèse **H6** que la propulsion Asy, où les mouvements de steering sont importants, est asymétrique et induit des mouvements du tronc supérieurs par rapport à la propulsion Syn, que ce soit pour le démarrage ou lors de la propulsion à vitesse stabilisée.

Résumé

Objectifs : La propulsion en FRM est généralement décrite comme une tâche symétrique due aux difficultés de mesures bilatérales. Néanmoins, certains auteurs ont montré qu'une faible asymétrie existe lors de la propulsion Syn en FRM, et que celle-ci est d'autant plus importante dans les conditions pénibles, lorsque les résistances au roulement ou la vitesse augmentent (Hurd *et al.*, 2008 ; Soltau *et al.*, 2015). Plus généralement, peu d'études ont été menées sur le contrôle du tronc dans la propulsion et seule la propulsion Syn a été analysée. Ainsi, l'objectif est d'analyser l'influence des modes Syn et Asy lors du démarrage et de la propulsion sur la symétrie et les mouvements du tronc sur le terrain.

Matériels et méthodes : Huit handisportifs ont réalisé 4 sessions (Syn-Asy ; démarrage-propulsion) dans un ordre randomisé, à une vitesse auto-choisi. Le Fauteuil Roulant Ergomètre de Terrain-2 (FRET-2) a été utilisé afin de mesurer les forces appliquées sur les mains courantes, les efforts au niveau de l'assise et du dossier, ainsi que les accélérations et les déplacements du FRM. Les données cinématiques sont récoltées à partir du système VICON, outil de mesure du mouvement en 3D. Les paramètres temporels du cycle de propulsion, ainsi que l'amplitude du tronc, l'amplitude de déplacement du centre de gravité, le steering, la vitesse de propulsion, le moment de propulsion et l'indice de symétrie pour le Mz de chaque roue ont été calculés. Le test de Wilcoxon pour échantillon apparié a été utilisé pour l'analyse statistique.

Résultats : L'asymétrie est significativement supérieure lors de la propulsion Asy, que ce soit lors du démarrage ou de la propulsion ($p < 0,05$) lors de l'utilisation de l'indice global (ISI), alors qu'elle n'est significative que pour le démarrage lors de l'utilisation de l'indice utilisant les pics de Mz. Les mouvements de steering associés sont significativement plus grands pour des vitesses de propulsion similaires. Bien que l'inclinaison et la rotation du tronc soient plus importantes lors de la propulsion Asy ($p < 0,05$), la flexion du tronc est significativement supérieure en mode Syn lors de la propulsion à vitesse stabilisée. L'amplitude de déplacement du centre de gravité est significativement supérieure dans le plan médio-latéral lors de la propulsion Asy. De même, on constate que le pattern de propulsion DLOP est un peu plus utilisé en Asy alors que le SC est plus utilisé en Syn.

Conclusion : Le mode de propulsion Asy semble donc moins symétrique, notamment lors du démarrage. Cette asymétrie est associée à des mouvements de rotation-inclinaison du tronc plus grands, qui conduisent à une amplitude de déplacement du centre de gravité supérieure dans le plan médio-latéral ainsi qu'à des mouvements de steering plus importants. Les mouvements de rotation-inclinaison du tronc observés lors du mode Asy suggèrent une plus grande instabilité ainsi qu'une activité musculaire accrue des muscles du tronc. Ceci pourrait expliquer l'utilisation privilégiée du mode de propulsion Syn par les blessés médullaires, qui ont des problèmes de stabilité du tronc. En effet, les handibasketteurs classés de 1 à 3 points ont des problèmes d'équilibre, notamment lors des mouvements latéraux, dus à une déficience au niveau abdominal qui affecte leur stabilité posturale et leur capacité de propulsion (Gagnon *et al.*, 2009).

Biomechanical analysis of two modes of manual wheelchair propulsion during start-up and steady state propulsion on symmetry and trunk movements.

M. Astier^{a*}, A. Faupin^a, E. Watelain^b, J.M. Vallier^a, P. Vaslin^c, C. Sauret^d and J. Bascou^{d,e}

^aUniversité de Toulon, LAMHESS, EA 6312, 83957 La Garde, France

^bUniversité de Toulon, IAPS, 83957 La Garde, France

^cUniversité Clermont Auvergne, LIMOS, UMR 6158 CNRS, Clermont-Ferrand, France

^dArts et Métiers Paristech, Institut de Biomécanique Humaine Georges Charpak, Paris, France

^eInstitution Nationale des Invalides, Centre d'Etudes et de Recherche sur l'Appareillage des Handicapés, Woippy, France

Abstract:

The purpose of this paper is to analyse the influence of synchronous (SYN) and asynchronous (ASY) mode of propulsion used in manual wheelchairs (MWC) during start-up and propulsion on propelling torque symmetry and trunk movements in the field. Eight MWC athletes took part in our study and each of them performed four trials: two starts-up and two propulsions, in both propulsion mode. The results show that asymmetry is significantly higher during the ASY propulsion mode ($p < 0,05$). Although the flexion and rotation of the trunk are greater in ASY propulsion mode ($p < 0,05$), trunk flexion is significantly higher in SYN mode. The displacement of the subject's center of pression (COP) on the seat is significantly higher in the medio-lateral plane during the ASY propulsion mode than during SYN ($p < 0,05$). Moreover, the kinematic analysis of the trials showed that the Double Loop propulsion Pattern (DLOP) is a little more used in ASY mode whereas the Semi-Circular pattern (SC) is more used in SYN mode. These preliminary results could explain the preferential use of SYN propulsion mode in sports activities by spinal cord injured people with trunk instability.

Keywords: Manual wheelchair; propulsion mode; propulsion symmetry; steering.

1 **1. Introduction**

2 Two main modes of manual wheelchair (MWC) propulsion are described in the literature,
3 namely the synchronous mode (SYN) in which the arms work together, and the asynchronous mode
4 (ASY) in which the arms work alternately (Goosey-Tolfrey et Kirk, 2003). SYN mode seems to
5 enable a better performance, whereas ASY mode seems to be less constraining for the joints
6 (Goosey-Tolfrey et Kirk, 2003 ; Lenton *et al.*, 2008 ; Faupin *et al.*, 2013 ; Sosnoff *et al.*, 2015).
7 However, these results were obtained during sprints in laboratory conditions on roller ergometer,
8 where the lateral movements of the MWC under ASY condition are neutralized. Thus, the
9 consequences of this "steering" movement, that could be due to the rotation of the trunk during
10 propulsion, have never been studied yet.

11 A few authors have studied propulsion symmetry, notably because of the difficulties with
12 bilateral measurements (Boninger *et al.*, 1999 ; Vegter *et al.*, 2013). MWC propulsion seems to be
13 symmetric, but many authors have shown that bilateral asymmetry can exist: it is greater when the
14 forces necessary for propulsion and rolling resistance increase, when the ground is not flat, or when
15 it is necessary to propel at high speed (Hurd *et al.*, 2008, 2009 ; Chenier *et al.*, 2017 ; Goosey-
16 Tolfrey *et al.*, 2018).

17 Asymmetry can be related to the range of motion or direction of the applied force vector, which
18 will generate a difference in the effective forces transmitted to the ground and thus affect the
19 performance of the subject, who will have directional instability and difficult constant propulsion.
20 Wheelchair physical activity appears to constrain the joints because of the intensity, repetitiveness
21 of movement, substantial forces, and range of motion. It seems that propulsion asymmetry
22 increases stress on the joints and reduces performance.

23 All the above-mentioned studies on symmetry investigated SYN mode and, to our knowledge,
24 none to date has analyzed symmetry during ASY mode. However, many studies pertain to walking
25 and cycling, which also require ASY movements, but can be described as symmetrical. Thus, it
26 has been demonstrated in studies on gait that asymmetry is partially dependent on bilateral
27 anthropometric differences (Kaufman *et al.*, 1996 ; Bhave *et al.*, 1999 ; Perttunen *et al.*, 2004).
28 Daly and Cavanagh (1976) showed that in cycling, asymmetry varies with cadence, with higher
29 values on the dominant limb side when the cadence is lower, and the reverse trend as the cadence
30 increases. Smak *et al.* (1999) found the pedaling asymmetry to be of muscular origin when one of
31 the limbs developed more force than the other. However, they found it to be linked to motor control

32 when the cyclist did not apply the same force on both sides, whether consciously or not, even
33 though both limbs has equal strength.

34 Few studies have been conducted on trunk control in propulsion. Gagnon *et al.* (2016) have
35 shown that an increase in upper limb and trunk strength, as well as improved postural stability, can
36 optimize propulsion and potentially reduce peripheral muscle fatigue and the risk of injuries. Sauret
37 *et al.* (2013) have shown that forward / backward stability depends on the propulsion technique of
38 the subject. However, in these studies, only the SYN mode was analysed.

39 Boninger *et al.* (2002) identified four visually discernible propulsion patterns: SemiCircular
40 pattern (SC), Simple LOop Pattern (SLOP), Double LOop Pattern (DLOP) and ARC pattern
41 (ARC). They showed that the cadence differs according to the patterns, which is directly related to
42 the ratio between the propulsion time and the recovery time. In another of their studies, Boninger
43 *et al.* (2000) showed that the push frequency is correlated with the risk of wrist injury. Although
44 the SC appears to be the least at risk of developing injuries in SYN condition (Boninger *et al.*,
45 2002), it seems interesting to analyze the propulsion patterns used in ASY condition.

46 The main objective of this work was to analyse the influence of the SYN and ASY modes during
47 start-up and propulsion on symmetry and trunk movements in the field.

48 ASY mode has been rarely studied in the literature, so we will question its influence on
49 symmetry, pressure center of the seat cushion and trunk movements during startup and propulsion,
50 and this in more ecological situation than in previous studies, i.e. using in the field measurement,
51 so as not to ignore the "steering" movements. We hypothesize that the ASY mode, where the
52 steering movements are important, is more asymmetrical in terms of propelling torque and induces
53 higher trunk movements compared to SYN mode, either for starting or during propulsion at steady
54 speed.

55 **2. Methods**

56 **2.1 Participants**

57 Eight subjects participated in the study, following the approval by the relevant ethics committee
58 (CPP Paris VI Pitié Salpêtrière, France no. 2014-A01203-44, and all of them were athletes who
59 practiced wheelchair basketball or wheelchair tennis.). When participating in international events,
60 wheelchair basketball players are classified into eight levels (from 1 to 4.5), based on the
61 International Wheelchair Basketball Federation (IWBF, 22 Mars 2018). When participating in

62 national events, wheelchair tennis players are classified into four series; each set includes a defined
 63 number of steps, in which are placed the players according to their level (IWT).

64 Means and standard deviations (SDs) of subjects' anthropometric data (age, mass, height,
 65 disability) are given in Table 1.

66 Table 1 - Means (SD) and individual anthropometric characteristics, disability grouped according
 67 to the International Wheelchair Basketball Federation (IWBF) or the International Tennis
 68 Federation (ITF) and their weekly training hours.

Participants	Gender	Age (years)	Mass (kg)	Height (m)	Disability	Classification		Volume (hours/week)
						(IWBF ¹ Rank)	or ITF ²	
1	M	32	80	169	Ortho	15/7 ²		4
2	M	46	67	172	Ortho	First french player ²		12.5
3	M	40	75	180	Ortho	4.5 ¹		6
4	F	25	65	160	Ortho	4 ¹		1.5
5	M	31	65	156	Polio	15/7 ²		4
6	F	24	49	148	SPM	-		-
7	M	37	65	173	Polio	2 ¹		4
8	M	34	79	178	SCI	1.5 ¹		6
Means (SD)	6 M 2 F	34 (7)	68 (9)	167 (11)	-	-		5.4 (3.2)

IWBF: International Wheelchair Basketball Federation; ITF: International Tennis Federation; Ortho: orthopedic disability; Polio: post poliomyelitis; SPM: spinal muscular atrophy; SCI: Spinal Cord Injury; SD: standard deviation.

69 2.2 Materials

70 The experiments were conducted using an instrumented MWC (FRET-2, TSR-mesures, France)
 71 (Dabonneville *et al.*, 2005 ; Sauret *et al.*, 2013) equipped with an inertial measurement unit (MTi,
 72 X-sens, The Netherlands), two angular potentiometers (Spectrol 601-145, Vishay, USA) coupled to
 73 rear wheels, and five six-component dynamometers (backrest, seat, footrest, right and left
 74 handrims) (TSR-mesures, France).

75 Data were acquired by an embedded computer (PC/104) at a 100 Hz frequency then transferred
 76 wirelessly to a laptop (TCP/IP protocol, norm IEEE, 802.11b), leaving FRET-2 movements
 77 independent of the acquisition system. MWC settings were identical for all subjects and for each
 78 measurement session. Tire value was inspected prior to each measurement session.

79 Reflective markers were also placed on the instrumented MWC (one on each rear wheel center
80 and three others on the frame) and on both hands of the subject (i.e., second and fifth metacarpal
81 heads, referred to as MP2 and MP5) to evaluate the point of application of handrim forces as well
82 as hand patterns (Boninger *et al.*, 2002). Tridimensional locations of these markers were obtained
83 using an 8-cameras optoelectronic motion capture system (Vicon system; Nexus software; Oxford
84 Metrics, Oxford, UK).

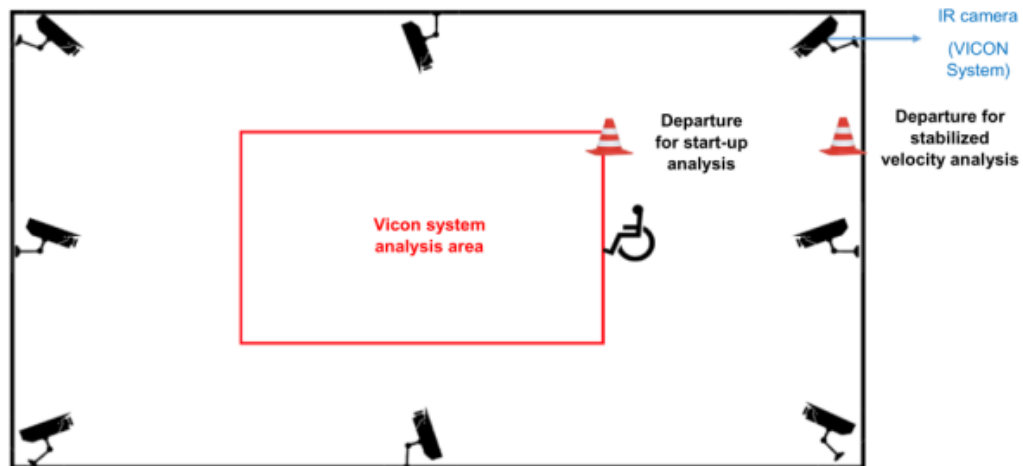
85 To ensure synchronization between kinetics and kinematics data, a synchronization stick has
86 been used, counting three reflective markers on it: at each beginning of each trial the wheel was hit
87 with the stick. This way, the shock created a synchronization event noticeable on both the handrim
88 force signal and the synchronization stick velocity.

89 **2.3 Testing procedure**

90 Subject made 4 trials: two starts-up and two propulsions. Each of these trials was made in SYN
91 and ASY propulsion modes in a random order. Subject was asked to propel the MWC at a moderate
92 speed and maintain that speed for all tests.

93 For start-up trials, the first three pushes have been analyzed. Indeed, according to Koontz *et al.*
94 (2005), the first two pushes are useful for acceleration, the third for the transition, and from the
95 fourth, subjects reached a stationary speed corresponding to their target velocity. Each push has
96 been analyzed by distinguishing the dominant and non-dominant sides.

97 Subject was placed at the beginning of the Vicon system analysis area (Figure 1), and he starts
98 from a stopped position, when desired, from our signal and he propels at a self-selected speed (Hurd
99 *et al.*, 2009 ; Koontz *et al.*, 2009) until he was asked to stop.



100

Figure 1: representative schema of the test place.

101 To measure propulsion at a steady-state velocity, pushes 4, 5 and 6 are collected. The average
 102 of data collected during push phase for the three pushes for each side is calculated (Hurd *et al.*,
 103 2009). Subject is placed in the middle of the room to perform the synchronization then the
 104 experimenter places it against the wall, outside the analysis area of the vicon system, without
 105 touching handrims (Figure 1). He starts from a stopped position when he wants, after the signal.

106 **2.4 Measurements**

107 The temporal parameters of the propulsion cycle were recorded, namely the Push Time (PT,
 108 expressed in % of the total cycle time), the Rest Time (RT, expressed in % of the total cycle time),
 109 and the Cycle Time (CT, expressed in seconds). PT corresponds to the time during which the hand
 110 exerts a positive propelling torque (M_z) around the wheel axle, RT was equivalent to the time
 111 between the end of one pulse and the beginning of the next push, and CT was found from (Lenton
 112 *et al.*, 2009):

$$113 \quad CT [s] = PT [s] + RT [s]$$

114 The propelling torque M_z , with reference to the moment produced around the hub in the plane
 115 of the wheel, was collected on the right wheel ($M_z\text{-R}$, expressed in Nm) and on the left wheel ($M_z\text{-}$
 116 L, expressed in Nm).

117 The inclinasion, rotation and flexion trunk amplitudes (expressed in degree) were collected
 118 during the whole time of each trial, as well as the variations of the Center of pressure (COP) of the

119 seat cushion (COP, expressed in cm), along the antero-posterior axis (COPx) and the medio-lateral
120 axis (COPz), collected by a six-component dynamometers positioned in the seat of the
121 instrumented MWC, and the steering movements, correspond to the amplitude of the lateral
122 movements of the MWC along sagittal axis (y, expressed in degree).

123 The Instantaneous Symmetry Index (ISI) is calculated according to the method proposed by
124 used by Chenier *et al.* (2017). The ISI is defined as the absolute area between both curves of the
125 assessed variable, normalized by the sum of the absolute areas under both curves:

$$126 \quad ISI = \frac{\int_{t_1}^{t_2} |D - ND| dt}{\int_{t_1}^{t_2} |D| dt + \int_{t_1}^{t_2} |ND| dt}$$

127 where D and ND are the assessed variable on the dominant and non-dominant sides, respectively,
128 and where t₁ and t₂ represent the start and the end of the time period during which the ISI is
129 calculated. The ISI is comprised in an interval varying between 0 and 1. A value of 0 means that
130 the variable was always instantaneously symmetric. A value of 1 means the contrary; at every
131 instant, either one side was zero or both sides were of the opposite sign (e.g., one hand is pushing
132 while the other is pulling).

133 We also used the Goosey-Tolfrey *et al.* (2018) method to calculate symmetry. These authors
134 defined the asymmetry as the absolute difference in peak Mz between both sides:

$$135 \quad Asymmetry = |Mz_{peak-R} - Mz_{peak-L}|$$

136 Three-dimensional (3D) data from the motion capture system were used to define, at each instant
137 of the task, the position and the orientation of the MWC reference frame with the anteroposterior
138 X-axis pointing forward, the inferior-superior Y-axis pointing upward and the mediolateral Z-axis
139 pointing toward the right. The origin of the MWC reference frame was chosen as the midpoint
140 between rear wheel centers. The 3D trajectory of the midpoint between MP2 and MP5 was
141 projected in the sagittal plane of the MWC reference frame and used to define hand patterns
142 (Boninger *et al.*, 2002).

143 **2.5 Statistical analysis**

144 Data for all measured variables were presented as means and Standard Deviations (\pm SD). The
145 distribution of each variable and homogeneity of variance were not satisfied. The Wilcoxon signed-
146 rank test was applied to compare the difference between SYN vs ASY propulsion modes on the
147 variables. The level of significance was set at $p < 0.05$.

148 All statistical analyses were performed using Statistica software© (Statsoft, Inc; Tulsa, *Oklahoma,*
149 *USA, version 10.0*).

150 **3. Results**

151 The parameters collected are presented in Table 2 for start-up and in Table 3 for propulsion.
152 Table 4 shows the propulsion pattern use by participant for each trial.

153 The results show that the asymmetry is significantly higher during ASY mode, either during
154 start-up or propulsion ($p < 0.05$) when using the global index (ISI), whereas it was significant only
155 for start-up when using the index with the peaks of Mz (Table 2). The associated steering
156 movements are significantly greater for similar propulsion speeds. Although the inclinasion and
157 rotation of the trunk were greater during ASY mode ($p < 0.05$), the trunk flexion was significantly
158 higher in SYN mode when propelled at steady speed (Table 3). The COP displacement amplitude
159 is significantly higher in the medio-lateral plane during the ASY propulsion. Similarly, the DLDP
160 propulsion pattern is a little more used in Asy while the SC is more used in Syn (Table 4). PT is
161 significantly higher for SYN mode of propulsion for startup and propulsion ($p < 0.05$), associate to
162 a significant lower RT ($p < 0.05$), but a significant higer CT only for SYN mode of propulsion at
163 stabilized velocity. Mz is significantlty higher only for SYN mode at a steady-state velocity for the
164 right side (Table 3).

165

166

167

168

169

170

171

172

173

174 Table 2 - Mean \pm standard deviation of the results obtained during start-up. * $p < 0.05$ between
 175 SYN and ASY.

		Start-up	
		ASY	SYN
	Speed (m.s ⁻¹)	0.6 \pm 0.2	0.5 \pm 0.3
	Steering (°)	43.0 \pm 29.4	2.6 \pm 1.3*
Symmetry Index	ISI	0.45	0.10*
	Mz-R-Mz-L	2.23 \pm 3.8	1.19 \pm 1.4*
Trunk amplitude (°)	Inclinaison	9.0 \pm 7.2	1.2 \pm 3.0*
	Rotation	23.4 \pm 15.1	3.0 \pm 2.5*
	Flexion	16.8 \pm 10.6	15.8 \pm 8.7
COP amplitude (cm)	COPx	12.0 \pm 3.0	14.0 \pm 5.0
	COPz	12.8 \pm 4.0	4.0 \pm 1.0*
Temporal parameters	PT (%)	45.1 \pm 11.6	52.6 \pm 13.5*
	RT (%)	54.9 \pm 11.6	47.4 \pm 13.5*
	CT (s)	1.7 \pm 0.4	1.5 \pm 0.5
Propelling torque (Nm)	Mz-L	19.5 \pm 9.8	17.5 \pm 9.7
	Mz-R	17.2 \pm 9.8	16.4 \pm 7.1

SYN: synchronous mode of propulsion; ASY: asynchronous mode of propulsion; ISI: Instantaneous Symmetry Index of Chenier et al. (2017); Mz-L: Propulsive moment produced around the hub in the plane of the wheel and collected on the left wheel; Mz-R: Propulsive moment produced around the hub in the plane of the wheel and collected on the right wheel; COP: Center Of Pressure; PT: Push Time; RT: Recovery Time; CT: Cycle Time.

176 Table 3 - Mean \pm standard deviation of the results obtained during propulsion. * $p < 0.05$ between
 177 SYN and ASY.

		Propulsion	
		ASY	SYN
	Speed (m.s ⁻¹)	1.0 \pm 0.2	1.2 \pm 0.1
	Steering (°)	6.9 \pm 3.1	1.8 \pm 1.2*
Symmetry Index	ISI	0.45	0.08*
	Mz-R-Mz-L	1.48 \pm 1.4	0.52 \pm 1.1
Trunk amplitude (°)	Inclinaison	6.0 \pm 4.2	2.1 \pm 1.5*
	Rotation	19.5 \pm 13.3	2.9 \pm 2.3*
	Flexion	7.9 \pm 10.0	12.7 \pm 11.8*
COP amplitude (cm)	COPx	13.0 \pm 2.0	15.0 \pm 4.0
	COPz	12.0 \pm 4.0	5.0 \pm 1.0*
Temporal parameters	PT (%)	39.4 \pm 7.5	40.4 \pm 17.4*
	RT (%)	60.6 \pm 7.5	46.7 \pm 21.2*
	CT (s)	1.4 \pm 0.4	1.5 \pm 0.7*
Propelling torque (Nm)	Mz-L	13.4 \pm 7.4	14.6 \pm 8.7
	Mz-R	12.5 \pm 7.0	15.2 \pm 8.5*

SYN: synchronous mode of propulsion; ASY: asynchronous mode of propulsion; ISI: Instantaneous Symmetry Index of Chenier et al. (2017); Mz-L: Propulsive moment produced around the hub in the plane of the wheel and collected on the left wheel; Mz-R: Propulsive moment produced around the hub in the plane of the wheel and collected on the right wheel; COP: Center Of Pressure; PT: Push Time; RT: Recovery Time; CT: Cycle Time.

178 Table 4 - Propulsion pattern for each trial.

179

180

181

Participants	Start-up		Propulsion	
	ASY	SYN	ASY	SYN
1	ARC	ARC	ARC	ARC
2	SC	SC	DLOP	SC
3	ARC	SC	DLOP	SC
4	SC	ARC	SC	SC
5	DLOP	SC	SLOP	DLOP
6	DLOP	DLOP	DLOP	DLOP
7	DLOP	DLOP	DLOP	DLOP
8	SC	SC	SC	SC

SYN: synchronous mode of propulsion; ASY: asynchronous mode of propulsion; Propulsion patterns identified by Boninger et al. (2002): SC: SemiCircular pattern, SLOP: Simple LOop Pattern, DLOP: Double LOop Pattern and ARC: ARC pattern.

182 4. Discussion

183 The aim of this study was to analyse the influence of the SYN and ASY wheelchair propulsion
 184 modes during start-up and propulsion on symmetry and trunk movements in the field. To our
 185 knowledge, this present study is the first one to examine simultaneously symmetry and trunk
 186 movements in these two propulsions mode. The main results showed that: (1) ASY mode involves
 187 higher asymmetry than SYN mode mainly for start-up, (2) SYN mode involves higher trunk flexion
 188 during propulsion whereas ASY mode involves higher trunk movement during start-up and higher
 189 COP displacement amplitude in the medio-lateral plane, (3) DLOP pattern is a little more used in
 190 ASY mode while SC pattern is more used in SYN mode.

191 4.1. Effect of propulsion mode on symmetry

192 Statistical analysis show that asymmetry is significantly higher during ASY propulsion, either
 193 during start-up or propulsion ($p < 0.05$) when using the global index (ISI), whereas it is significant

9

194 only for start-up when using the index with the peaks of Mz. These results are consistent with those
195 of Smak *et al.* (1999), who identified two main causes of asymmetry during cycling pedaling: i)
196 muscular: one of the limbs has higher strength, endurance and / or fatigue resistance than the other,
197 ii) technical, related to engine control: unconsciously or not, the cyclist does not apply the same
198 forces to the right and to the left, while these two members have equivalent qualities of strength.
199 Cycling pedaling having characteristics of ASY propulsion, the findings could be extrapolated to
200 the upper limbs during ASY mode of propulsion. Moreover, the difference in significance between
201 the results may be due to the use of two different indices. The ISI takes into account as much the
202 differences in the parameters amplitudes used to calculate the symmetry as the time offsets of these
203 same parameters, whereas the Goosey-Tolfrey *et al.* (2018) index only takes into account
204 differences in amplitudes, which makes it possible to neglect the time shift due to the alternation
205 of ASY propulsion. Thus, we can assume that asymmetry is not due to amplitude (peak value) but
206 rather to time shift.

207 In our study, the asymmetric ASY mode of propulsion is associated with steering movements,
208 which are significantly greater for similar propulsion speeds. Those results in SYN mode of
209 propulsion are in line with those of Vegter *et al.* (2013), who used two instrumented wheels
210 (Smartwheel and Optipush) to determine the variability of transmitted forces from one wheel to
211 the other. Despite significant variability, they found small differences in measurements over a one-
212 minute period and a high correlation between the two wheels. They also showed how differences
213 in average power between left and right can affect direction. Indeed, they studied the SYN
214 propulsion, where the forces are applied at the same time on the handrim, and show that when the
215 developed power is superior on one side compared to the other, thus resulting in an asymmetry,
216 one then observes lateral movements of the MWC hindering propulsion in a straight line.

217 ***4.2. Effect of propulsion mode on trunk movements and COP amplitudes***

218 Glaser *et al.* (1980) showed that ASY mode provided greater anteroposterior stability through trunk
219 rotation with respect to flexion-extension trunk movements during SYN mode. Our results are in
220 accordance with those of Glaser *et al.* (1980) because although the inclinasion and rotation of the
221 trunk were greater during ASY propulsion ($p < 0.05$), the trunk flexion was significantly higher in
222 SYN mode when propelled at steady speed. The COP displacement amplitude is significantly
223 higher in the medio-lateral plane during the ASY propulsion. MWC SYN mode of propulsion is
224 also comparable to handbike propulsion where the same trend of trunk movements and amplitude

225 are found. Indeed, in the study with seven nondisabled participants who performed a 1 min exercise
226 test at 70 rpm on a hand cycle fixed to an ergometer in SYN vs ASY mode and in arm-power vs
227 arm-trunk-power type of propulsion., Faupin *et al.* (2011) showed that lateral flexion and rotation
228 of the trunk are higher in ASY vs SYN mode of propulsion and inversely, that the flexion of the
229 trunk is higher in SYN vs ASY. These authors explain their results by the fact that in alternative
230 mode, the trunk muscles not only stabilize, but also propel the able-bodied participant.
231 Despite the absence of statistical analysis, we can note that core strength trunk seems to be more
232 important at start-up, regardless of the mode of propulsion. Indeed, we observe less significant
233 COP amplitudes during the start-up compared to propulsion with stabilized speed. These
234 amplitudes are even more important when using the SYN mode. This can be explained by the fact
235 that, when using this mode of propulsion, the trunk movements in sagittal plane are increased,
236 resulting in a greater postural instability compared to the ASY mode, where the trunk performs
237 mainly rotational movements due to the alternation of pushes by the upper limbs.

238

239 **4.3. Effect of propulsion mode on propulsion pattern**

240 We can observe that five subjects did not modify their propulsion pattern between SYN and
241 ASY modes and that three subjects changed their pattern. These results are consistent with those
242 of Eydieux *et al.* (2019) who showed, in a study where eighteen novice able-bodied subjects are
243 tested at the beginning and at the end of a SYN propulsion program, that users change their
244 propulsion pattern between start-up and stabilised speed propulsion. In their study, the authors
245 showed that subjects went from ARC pattern to SC pattern in very short period.

246 It can be seen that the DLOP propulsion pattern is a little more used in ASY whereas the SC is
247 more used in SYN. This could be explained by the fact that the upper trunk inclinasion and rotation
248 in ASY would further the use of the DLOP while flexion trunk movements in SYN would further
249 the use of the SC. The SC pattern is considered less likely to develop risk of injury, although this
250 is not the most used (Boninger *et al.*, 2002). Koontz *et al.* (2009) showed that when starting in SYN
251 propulsion, only the most experienced users use the SC pattern thus minimizing the forces
252 developed to initiate propulsion. Veeger *et al.* (1989) report that the SC style is more efficient.
253 Indeed it has a lower push frequency and a more important PT / RT ratio (Shimada *et al.*, 1998 ;
254 Boninger *et al.*, 2002). In addition, the recovery phase of the SC style is characterized by a return
255 without abrupt change in arm speed and orientation (Richter *et al.*, 2007).

11

256 Moreover, there may be a link between the pattern used by the athlete and the level of disability.
257 Indeed, subjects who have changed their propulsion pattern have all undamaged abdominal
258 capacities. In addition, some athletes change their pattern and this can be explained by the fact that
259 they are high-level athletes and therefore they are able to adapt to the specific constraints of each
260 task requested. Also, these changes are found both in wheelchair basketball player and wheelchair
261 tennis players; this adaptation of the athlete is not specific to his sport but rather his mastery of
262 MWC propulsion.

263 **5. Conclusions**

264 The ASY propulsion mode seems to be less symmetrical than SYN mode, especially during
265 start-up. This asymmetry is associated with greater rotational-inclination trunk movements, which
266 lead to an amplitude of displacement of the COP in the medio-lateral plane of the seat as well as
267 greater steering movements. The rotation-inclinaison trunk movements observed during ASY
268 mode suggest greater instability as well as increased muscle activity of the trunk muscles.
269 These preliminary results could explain the privileged use of SYN propulsion mode in sports
270 activities by spinal cord injured people with trunk instability. It seems interesting to continue this
271 study with a larger sample of subjects with different pathologies to fully validate the trends that
272 have been observed.

273

274

275 **References**

276

- 277 Bhave, A., Paley, D., et Herzenberg, J.E. (1999). Improvement in gait parameters after lengthening
278 for the treatment of limb-length discrepancy. *J Bone Joint Surg Am.* 81, 529-534.
- 279 Boninger, M.L., Baldwin, M., Cooper, R.A., Koontz, A., et Chan, L. (2000). Manual wheelchair
280 pushrim biomechanics and axle position. *Arch Phys Med Rehabil.* 81, 608-613.
- 281 Boninger, M.L., Cooper, R.A., Baldwin, M.A., Shimada, S.D., et Koontz, A. (1999). Wheelchair
282 pushrim kinetics: body weight and median nerve function. *Arch Phys Med Rehabil.* 80,
283 910-915.
- 284 Boninger, M.L., Souza, A.L., Cooper, R.A., Fitzgerald, S.G., Koontz, A.M., et Fay, B.T. (2002).
285 Propulsion patterns and pushrim biomechanics in manual wheelchair propulsion. *Arch Phys*
286 *Med Rehabil.* 83, 718-723.
- 287 Chenier, F., Malbequi, J., et Gagnon, D.H. (2017). Proposing a new index to quantify instantaneous
288 symmetry during manual wheelchair propulsion. *J Biomech.* 51, 137-141.

289 Dabonneville, M., Kauffmann, P., Vaslin, P., De Saint Remy, N., Couétard, Y., et Cid, M. (2005).
 290 A self-contained wireless wheelchair ergometer designed for biomechanical measures in
 291 real life conditions. *Technology and Disability*. 17, 63-76.

292 Daly, D.J., et Cavanagh, P.R. (1976). Asymmetry in bicycle ergometer pedalling. *Med Sci Sports*.
 293 8, 204-208.

294 Eydieux, N., Hybois, S., Siegel, A., Bascou, J., Vaslin, P., Pillet, H., Fodé, P., et Sauret, C. (2019).
 295 Changes in wheelchair biomechanics within the first 120 minutes of practice:
 296 spatiotemporal parameters, handrim forces, motor force, rolling resistance and fore-aft
 297 stability. *Disability and Rehabilitation: Assistive Technology*. 1-9.

298 Faupin, A., Borel, B., Meyer, C., Gorce, P., et Watelain, E. (2013). Effects of synchronous versus
 299 asynchronous mode of propulsion on wheelchair basketball sprinting. *Disabil Rehabil*
 300 *Assist Technol*. 8, 496-501.

301 Faupin, A., Gorce, P., et Meyer, C. (2011). Effects of type and mode of propulsion on hand-cycling
 302 biomechanics in nondisabled subjects. *Journal of Rehabilitation Research & Development*.
 303 48.

304 Gagnon, D.H., Roy, A., Gabison, S., Duclos, C., Verrier, M.C., et Nadeau, S. (2016). Effects of
 305 Seated Postural Stability and Trunk and Upper Extremity Strength on Performance during
 306 Manual Wheelchair Propulsion Tests in Individuals with Spinal Cord Injury: An
 307 Exploratory Study. *Rehabil Res Pract*. 2016, 6842324.

308 Glaser, R.M., Sawka, M.N., Young, R.E., et Suryaprasad, A.G. (1980). Applied physiology for
 309 wheelchair design. *J Appl Physiol Respir Environ Exerc Physiol*. 48, 41-44.

310 Goosey-Tolfrey, V.L., et Kirk, J.H. (2003). Effect of push frequency and strategy variations on
 311 economy and perceived exertion during wheelchair propulsion. *Eur J Appl Physiol*. 90,
 312 154-158.

313 Goosey-Tolfrey, V.L., Vegter, R.J.K., Mason, B.S., Paulson, T.a.W., Lenton, J.P., Van Der Scheer,
 314 J.W., et Van Der Woude, L.H.V. (2018). Sprint performance and propulsion asymmetries
 315 on an ergometer in trained high- and low-point wheelchair rugby players. *Scand J Med Sci*
 316 *Sports*. 28, 1586-1593.

317 Hurd, W.J., Morrow, M.M., Kaufman, K.R., et An, K.N. (2008). Biomechanic evaluation of upper-
 318 extremity symmetry during manual wheelchair propulsion over varied terrain. *Arch Phys*
 319 *Med Rehabil*. 89, 1996-2002.

320 Hurd, W.J., Morrow, M.M., Kaufman, K.R., et An, K.N. (2009). Wheelchair propulsion demands
 321 during outdoor community ambulation. *J Electromyogr Kinesiol*. 19, 942-947.

322 Iwbf (22 Mars 2018). *International Wheelchair Basketball Federation* [Online].
 323 <https://iwbf.org/the-game/classification/>. [Accessed 22 Mars 2018 2018].

324 Kaufman, K.R., Miller, L.S., et Sutherland, D.H. (1996). Gait asymmetry in patients with limb-
 325 length inequality. *J Pediatr Orthop*. 16, 144-150.

326 Koontz, A.M., Cooper, R.A., Boninger, M.L., Yang, Y., Impink, B.G., et Van Der Woude, L.H.V.
 327 (2005). A kinetic analysis of manual wheelchair propulsion during start-up on select indoor
 328 and outdoor surfaces. *The Journal of Rehabilitation Research and Development*. 42, 447.

329 Koontz, A.M., Roche, B.M., Collinger, J.L., Cooper, R.A., et Boninger, M.L. (2009). Manual
 330 wheelchair propulsion patterns on natural surfaces during start-up propulsion. *Arch Phys*
 331 *Med Rehabil*. 90, 1916-1923.

332 Lenton, J.P., Fowler, N.E., Van Der Woude, L., et Goosey-Tolfrey, V.L. (2008). Wheelchair
 333 propulsion: effects of experience and push strategy on efficiency and perceived exertion.
 334 *Appl Physiol Nutr Metab*. 33, 870-879.

335 Lenton, J.P., Van Der Woude, L., Fowler, N., et Goosey-Tolfrey, V. (2009). Effects of arm
 336 frequency during synchronous and asynchronous wheelchair propulsion on efficiency. *Int*
 337 *J Sports Med.* 30, 233-239.
 338 Perttunen, J.R., Anttila, E., Sodergard, J., Merikanto, J., et Komi, P.V. (2004). Gait asymmetry in
 339 patients with limb length discrepancy. *Scand J Med Sci Sports.* 14, 49-56.
 340 Richter, W.M., Rodriguez, R., Woods, K.R., et Axelson, P.W. (2007). Stroke pattern and handrim
 341 biomechanics for level and uphill wheelchair propulsion at self-selected speeds. *Archives*
 342 *of physical medicine and rehabilitation.* 88, 81-87.
 343 Sauret, C., Vaslin, P., Lavaste, F., De Saint Remy, N., et Cid, M. (2013). Effects of user's actions
 344 on rolling resistance and wheelchair stability during handrim wheelchair propulsion in the
 345 field. *Medical engineering & physics.* 35, 289-297.
 346 Shimada, S.D., Robertson, R.N., Bonninger, M.L., et Cooper, R.A. (1998). Kinematic
 347 characterization of wheelchair propulsion. *J Rehabil Res Dev.* 35, 210-218.
 348 Smak, W., Neptune, R.R., et Hull, M.L. (1999). The influence of pedaling rate on bilateral
 349 asymmetry in cycling. *J Biomech.* 32, 899-906.
 350 Sosnoff, J.J., Rice, I.M., Hsiao-Wecksler, E.T., Hsu, I.M., Jayaraman, C., et Moon, Y. (2015).
 351 Variability in wheelchair propulsion: a new window into an old problem. *Front Bioeng*
 352 *Biotechnol.* 3, 105.
 353 Veeger, D.H., Van Der Woude, L., et Rozendal, R. (1989). The effect of rear wheel camber in
 354 manual wheelchair propulsion. *J Rehabil Res Dev.* 26, 37-46.
 355 Vegter, R.J., Lamoth, C.J., De Groot, S., Veeger, D.H., et Van Der Woude, L.H. (2013). Variability
 356 in bimanual wheelchair propulsion: consistency of two instrumented wheels during
 357 handrim wheelchair propulsion on a motor driven treadmill. *J Neuroeng Rehabil.* 10, 9.
 358

4. Discussion Générale

L'objectif de ce travail de thèse était d'étudier les modes de propulsion Syn vs Asy en FRM chez des handisportifs dans l'optique de contribuer à améliorer la performance et de réduire les facteurs de risques de blessure liés aux contraintes de la discipline. Pour répondre à cette problématique générale, six études ont été réalisées en suivant la progression des travaux expérimentaux présentée à la Figure 21. La première étape a consisté à comparer les réponses physiologiques et biomécaniques de la propulsion Asy entre le tapis roulant et le terrain (étude 1). Ensuite, une comparaison des deux modes de propulsion a été réalisée sur le terrain lors de trois types de tests : i) lors de tests sous-maximaux (étude 2), ii) lors d'un test d'endurance progressif (étude 3) et iii) lors de sprints en ligne droite, représentatifs de la pratique du handibasket, permettant de mesurer la capacité anaérobie des athlètes (étude 4). Afin de mieux appréhender les différences entre ces modes de propulsion, nous avons également voulu connaître leur influence sur la symétrie de la propulsion. Pour cela, nous avons choisi d'analyser la symétrie de propulsion lors du démarrage et lors de la propulsion à vitesse stabilisée en conditions Syn et Asy chez des sujets sportifs (étude 5). Pour finir, nous avons analysé l'influence des modes de propulsion Syn et Asy sur le steering et les mouvements du tronc lors du démarrage et de la propulsion à vitesse stabilisée (étude 6). Une synthèse des résultats des différentes études est présentée au Tableau 3.

Nous proposons maintenant une discussion transversale des six études réalisées en abordant successivement i) la comparaison des réponses physiologiques et biomécaniques de la propulsion Asy sur le tapis et sur le terrain, ii) puis la comparaison des modes de propulsion Syn et Asy sur le terrain, iii) et pour finir, l'influence des modes de propulsion sur la symétrie et sur les mouvements du tronc.

	Étude 1		Étude 2		Étude 3		Étude 4		Étude 5				Étude 6			
	Tapis	Terrain	Syn	Asy	Syn	Asy	Syn	Asy	Syn		Asy		Démarrage		Propulsion	
									D	ND	D	ND	Syn	Asy	Syn	Asy
RR (N)	+	*														
F _{tot} (N)		+	+				+	*								
F _{tan} (N)		+	+													
FEF (%)	+			+				+								
P _{moyenne} (W)		+	+				+		+			+				
P _{prop} (W)	+		+													
Travail (J)								+								
RoR (N.s ⁻¹)	+		+				+	*								
TP (s)		+	*		+				+		+	*	+	*	+	*
TR (s)		+		+	**				+		+	**	+	**	+	**
TC (s)		+		+	**				+		+	**	+		+	**
FP (poussées.s ⁻¹)	+	*	+	*	+	*	+	*								
VMA (m.s ⁻¹)					+	*										
Score au MFT					+	*										
Temps de sprint (s)							+						+		+	
V _{pic} (m.s ⁻¹)							+	*								
M _{eff} (%)	+			+	*											
FC (battements.min ⁻¹)	+			+												
[La] _b (mmol.L ⁻¹)	+		+													
[La] _a (mmol.L ⁻¹)		+		+												
VO2 (L.min ⁻¹)		+	*	+	*											
VE (L.min ⁻¹)				+	*											
RPE	=	=	=	=			+									
DP-15		+		+												
Indice de symétrie global													+	*	+	*
Indice de symétrie des pics											+		+	*	+	*
Steering (°)												+	*	+	*	+
Inclinaison du tronc (°)												+		+	*	+
Rotation du tronc (°)												+	*	+	*	+
Flexion du tronc (°)												+		+	*	+
PCx (cm)												+		+		
PCz (cm)												+	*	+	*	+
Mz-L												+		+	*	+
Mz-R												+		+	*	+

Tableau 3 : Synthèse des paramètres étudiés dans les différentes études réalisées.

D : membre dominant ; ND : membre non dominant ;

= : pas de différence de valeur ; + : tendance à une valeur supérieure mais sans différence significative ; valeur statistiquement supérieure : +* $p < 0,05$ et +** $p < 0,01$.

4.1. Tapis – Terrain : comparaison des réponses physiologiques et biomécaniques de la propulsion Asy

L'étude de la propulsion Asy dans la littérature ne prend pas en compte la présence des mouvements de « steering » car les études portant sur ce type de propulsion sont réalisées en laboratoire, où le steering est neutralisé en raison de l'attache du FRM au tapis roulant ou à l'ergomètre à rouleaux (Glaser *et al.*, 1980 ; Goosey-Tolfrey et Kirk, 2003 ; Lenton *et al.*, 2014). Ainsi, nous ne savons pas si les résultats obtenus sont représentatifs de la réalité de la pratique des handisportifs. De plus, la majorité des études est effectuée avec des sujets sains

permettant d'homogénéiser la population (Lenton, 2012) mais leurs réponses à l'exercice n'est pas totalement similaire à celle des athlètes en FRM (Van der Woude *et al.*, 1989a ; Goosey-Tolfrey et Kirk, 2003).

Contrairement à la propulsion Syn, nous avons mis en évidence dans la première étude (étude 1 – chapitre 3.2.1) que l'analyse de la propulsion Asy n'est pas préconisée sur un tapis roulant car il ne reproduit pas fidèlement les conditions de terrain. Ceci, notamment à cause de la présence du steering, qui correspond aux mouvements latéraux du FRM, qui est neutralisé par le maintien de celui-ci sur le tapis roulant. Or, ces mouvements de steering sur le terrain obligent l'athlète à corriger sa trajectoire pour qu'elle soit la plus rectiligne possible. Dans ce cadre, nous avons montré que la dépense énergétique est plus importante sur le terrain et que certains paramètres biomécaniques sont modifiés par rapport à une propulsion sur le tapis roulant, où le steering est neutralisé (notamment les paramètres temporels du cycle de propulsion, Tableau 3). Ces résultats confirment notre hypothèse de travail **H1** et s'expliquent par l'utilisation accrue des muscles du tronc lors de la propulsion Asy sur le terrain, due au fait que l'athlète doit corriger sa trajectoire à chaque moment.

De plus, nous avons observé que les paramètres temporels du cycle de propulsion varient dans la même direction mais que le tapis roulant surestime le TP. Sur le tapis roulant, le TP peut-être plus court parce que le sujet n'a pas à contrôler et corriger sa direction à la fin de la phase de propulsion en raison de l'attache du FRM. En effet, Chenier *et al.* (2018) ont montré que le fait de fixer le FRM permet à l'utilisateur de ne pas avoir à contrôler la direction et la vitesse de son FRM. Par conséquent, l'athlète peut arriver plus rapidement à la phase de recouvrement. Aucune différence significative n'a été observée pour le RoR et la FEF, cependant une tendance semble se dégager, à savoir qu'un TP inférieur engendre plus d'à-coup ce qui entraîne une augmentation du RoR. De plus, nous pouvons supposer que l'absence de mouvements de steering sur le tapis roulant permet à l'utilisateur de mieux diriger ses forces, ce qui engendre une augmentation de son efficacité en termes de FEF. Ceci est corroboré par les résultats des forces de propulsion (F_{tot} et F_{tan}) exercées par les sujets pendant le mode de propulsion Asy, plus importantes sur le terrain bien qu'ils ne soient pas significatifs. Ces forces sont également associées à une FEF plus élevée sur le tapis roulant.

D'autre part, la fréquence de poussées plus élevée sur le tapis roulant vs terrain peut affecter le couplage suggéré entre les mouvements des bras et la respiration (Amazeen *et al.*, 2001). Cette coordination locomotion-respiration induit une réduction de la charge de travail respiratoire en raison de la sollicitation des mêmes groupes musculaires pour la locomotion et pour la respiration, ce qui induit une diminution du coût énergétique. Cette coordination peut éventuellement être perturbée aux fréquences de poussées supérieures, ce qui induit une augmentation du nombre de phases de récupération, de synchronisation et de désynchronisation des mouvements des bras et de la respiration, qui peuvent donc contribuer à une modification de la fréquence respiratoire et de la dépense énergétique. Ces paramètres peuvent être soit augmentés, il peut en résulter une hyperventilation associée à une augmentation de la dépense énergétique en raison de la désynchronisation des mouvements de respiration et de locomotion, tel que mis en évidence dans notre étude pour la VO_2

(Tableau 3), soit une diminution, qui peut être due à une apnée relative, il peut en résulter une mauvaise oxygénation des muscles et par conséquent des réponses lactiques plus importantes et plus rapides associées à une fatigue précoce. Ces hypothèses restent cependant à vérifier.

Dans cette étude, la résistance au roulement est supérieure sur le tapis roulant vs terrain. L'augmentation de la VO_2 observée sur le terrain en mode Asy est associée à une diminution de la résistance au roulement, ce qui n'est pas conforme aux études précédentes lors de la propulsion Syn (van der Woude *et al.*, 1988 ; Veeger *et al.*, 1992b ; van der Woude *et al.*, 2001 ; Lenton *et al.*, 2008 ; Mason *et al.*, 2014). Ce résultat peut s'expliquer par le fait que le mode de propulsion Asy induit des mouvements de steering coûteux en énergie, qui seraient à l'origine de l'augmentation de la VO_2 . Ce steering est neutralisé sur le tapis roulant en raison de la fixation du FRM, qui permet d'obtenir une VO_2 plus faible malgré une résistance au roulement plus élevée. De plus, il n'est pas nécessaire que le sujet contrôle et corrige sa trajectoire sur le tapis roulant, de sorte que l'absence de steering entraîne une moindre sollicitation des muscles du tronc.

Nous supposons qu'en fonction de ses capacités résiduelles, l'athlète utilise de manière accrue ses muscles du tronc pour assurer sa stabilité lors de la propulsion sur le terrain. Ainsi, nous conseillons aux athlètes d'effectuer leurs différents tests sur le terrain pour obtenir des valeurs au plus proche de leur réalité de pratique.

4.2. Terrain : comparaison des modes de propulsion Syn et Asy

Contrairement à la propulsion Syn, nous avons mis en évidence par la précédente étude que l'analyse de la propulsion Asy n'est pas préconisée en laboratoire car elle ne reproduit pas fidèlement les conditions de terrain, notamment à cause de la présence du steering qui est neutralisé lors de l'attache du FRM sur le tapis roulant.

Bloxham *et al.* (2001) ont montré que la pratique du handibasket comprend environ 28 % de la partie active d'un match en condition anaérobie de forte intensité et que 22 % d'un match est joué à une intensité située entre le seuil ventilatoire et la VMA. Il semble ainsi important de pouvoir évaluer les capacités physiques de l'athlète selon ces différentes intensités. La comparaison des deux modes de propulsion a donc été réalisée sur le terrain lors de trois types de tests : i) lors d'un *test sous-maximal* avec la comparaison des paramètres biomécaniques et physiologiques (étude 2), ii) lors d'un *test d'endurance progressif* (étude 3) et iii) lors de *sprints en ligne droite*, représentatifs de la pratique du handibasket, permettant de mesurer la capacité anaérobie des athlètes (étude 4).

La seconde étude (étude 2 – chapitre 3.2.2) avait pour objectif de comparer les réponses physiologiques, biomécaniques et de perception de l'effort des modes Syn et Asy lors d'un test sous-maximal (sessions de 4 min à 8 km.h⁻¹). Les résultats confirment partiellement notre hypothèse **H2** car ils montrent que la propulsion Asy induit une augmentation des paramètres temporels (temps de cycle, temps de poussée, temps de recouvrement et fréquence de poussée) et des réponses biomécaniques (F_{tot} , F_{tan} , Puissance et RoR), sans modification

significative des réponses physiologiques (fréquence cardiaque, VO₂ et VE) et de la perception de l'effort, par rapport à la propulsion Syn.

La troisième étude (étude 3 – chapitre 3.2.3), toujours réalisée sur le terrain, avait pour objectif de comparer les réponses biomécaniques et la perception de l'effort des athlètes lors d'un test d'endurance progressif type Vameval, le MFT (Vanderthommen *et al.*, 2002). Les résultats confirment partiellement notre hypothèse **H3** car ils montrent que, le mode de propulsion Syn permet d'atteindre une VMA plus élevée et une fréquence de poussées inférieure par rapport au mode Asy, sans modification significative de la perception de l'effort en fonction du mode de propulsion.

La quatrième étude (étude 4 – chapitre 3.2.4) avait pour objectif de comparer les paramètres biomécaniques des modes Syn et Asy en termes de performance, d'efficacité et de risque de TMS, en condition de sprint maximal. Les résultats confirment notre hypothèse **H4** car ils montrent que la propulsion Syn produit de meilleures performances, en termes de durée de sprint et de vitesse maximale, par rapport au mode Asy. Le RoR, la F_{tot} et la fréquence de poussées, reconnus comme facteurs liés aux risques de TMS par Boninger *et al.* (2004), sont plus élevés en mode Syn qu'en mode Asy ; le mode Asy semble ainsi être moins contraignant pour les articulations des membres supérieurs.

Les résultats de ces trois études montrent que, sur le terrain, la propulsion Asy induit une augmentation des paramètres temporels du cycle de propulsion (TC, TP et TR) associée à une meilleure FEF, alors que la propulsion Syn augmente les performances en termes de vitesse maximale et de VMA, ainsi que les risques de TMS en termes de RoR, de forces, de puissance et de fréquence de poussées.

L'ensemble des résultats de ces trois études est synthétisé dans le Tableau 4.

Études	Modes de propulsion	Paramètres biomécanique	Réponses physiologique	Perception de l'effort	Performance	Efficacité de la propulsion	Risque de TMS
Étude 2 – chapitre 3.2.2 (Terrain - sous-maximal)	Syn	--	=	=			
	Asy	++	=	=			
Étude 3 – chapitre 3.2.3 (MFT - aérobie)	Syn			-	++		
	Asy			+	--		
Étude 4 – chapitre 3.2.4 (Sprints - anaérobie)	Syn				+++	---	++
	Asy				---	+++	--

Tableau 4 : Représentation schématique de l'ensemble des résultats des trois études réalisées.

= : pas de différence significative ; Différences significatives - valeur supérieure : + $p < 0,05$, ++ $p < 0,01$, +++ $p < 0,001$ – valeur inférieure : - $p < 0,05$; -- : $p < 0,01$.

Plusieurs explications peuvent être proposées. Tout d'abord, ces résultats peuvent s'expliquer par la différence de symétrie induite par l'utilisation de l'un ou l'autres des modes de propulsion. En effet, nous pouvons supposer que la propulsion Syn est symétrique du fait

de l'application simultanée des forces sur les MC et que la propulsion Asy est asymétrique en raison de l'alternance de l'application des forces sur les MC. De plus, nous pouvons penser que le steering plus important lors du mode Asy induit une dépense énergétique supérieure en raison de la nécessité pour l'athlète de corriger sa trajectoire. Pour finir, nous pouvons présumer que les mouvements du tronc peuvent être plus importants lors de la propulsion Asy en raison de l'alternance de la propulsion, ce qui peut induire une instabilité plus importante par rapport au mode Syn. Tous ces points seront analysés plus précisément dans le chapitre 4.3.

Les recommandations formulées dans les directives cliniques du Consortium for Spinal Cord Medicine (2005) pour limiter le risque de TMS sont de i) réduire la fréquence des tâches répétitives des membres supérieurs, ii) réduire les forces nécessaires pour accomplir les tâches des membres supérieurs, et iii) utiliser des mouvements longs et lisses qui limitent les impacts élevés sur la MC. Ainsi, les paramètres associés aux risques de blessure sont définis par Boninger *et al.* (2004) comme étant la Ftot, le RoR et la fréquence de poussées. Ces paramètres sont diminués lors de la propulsion Asy et cela peut être expliquée par le fait que ce mode de propulsion permet une plus grande continuité dans l'application des forces, en réduisant les fluctuations du profil de vitesse (Faupin *et al.*, 2013) et, par conséquent, les forces d'inertie surmontées à chaque poussée sont réduites. Il en résulte une diminution du RoR, des forces produites par l'athlètes et de sa fréquence de poussées, tous ces paramètres étant des facteurs de risque de TMS (Tableau 3).

Notre étude montre que les sportifs produisent des forces plus importantes lors de la propulsion Syn. En effet, Van Dieen *et al.* (2003) ont travaillé sur l'activité du cortex moteur qui entraîne une réduction de la force maximale qu'un muscle peut exercer lorsque le muscle homologue controlatéral est activé simultanément. Lors de trois expériences, ils ont comparé la production volontaire de force et l'entraînement neural au cours d'efforts unilatéraux et bilatéraux, comprenant des contractions maximales unilatérales, des contractions bilatérales Syn et des contractions bilatérales Asy des fléchisseurs des doigts et des extenseurs du genou. Ils ont montré que la force produite lors d'une contraction Asy des membres supérieurs était inférieure à la force produite dans une simple contraction unilatérale d'un seul membre supérieur. Il y a donc une réduction de la force maximale qu'un muscle peut exercer lorsque le muscle homologue du membre controlatéral est activé simultanément. De plus, dans l'étude de Van Dieen *et al.* (2003) la force exercée pendant la contraction Asy des deux membres supérieurs était inférieure à celle obtenue lors d'une contraction Syn.

Comme dans l'aviron, nous pouvons observer une relation entre le mouvement des membres supérieurs lors de la propulsion Syn en FRM et la respiration. Ce couplage locomotion-respiration a été mis en évidence par Amazeen *et al.* (2001) lors de la propulsion en FRM ; les utilisateurs de FRM peuvent contraindre mécaniquement le thorax pendant la propulsion et ainsi favoriser une relation entre la locomotion et la respiration. Lors de la propulsion en FRM, les muscles locomoteurs primaires et les muscles respiratoires accessoires sollicités sont en partie les mêmes. Par exemple, le sterno-cléido-mastoïdien, le grand

pectoral, le petit pectoral et les muscles scalènes sont des muscles inspiratoires accessoires du membre supérieur et contribuent également à la propulsion du FRM (Mulroy *et al.*, 1996). On peut donc supposer que la synchronisation de l'expiration avec la phase de propulsion et de l'inspiration avec la phase de recouvrement du membre supérieur, induit une réduction de la charge de travail respiratoire et donc le coût énergétique de la propulsion Syn en FRM en raison de la coordination locomotion-respiration.

Pour finir, Glaser *et al.* (1980) ont indiqué que le mode Asy semble apporter une plus grande stabilité antéropostérieure grâce à la rotation du tronc par rapport aux mouvements de flexion-extension du tronc du mode Syn. A contrario, l'instabilité médio-latérale observée lors du mode Asy suggère qu'une activité musculaire accrue est peut-être la cause de cette instabilité et, par conséquent, induit une VO₂ augmentée.

4.3. Influence des modes de propulsion sur la symétrie et les mouvements du tronc

L'ensemble des résultats des précédentes études mettent en évidence les différentes réponses physiologiques, biomécaniques et de la perception de l'effort des modes de propulsion Syn et Asy sur le terrain. Pour expliquer ces différences, nous avons choisi d'analyser l'influence des modes de propulsion sur la symétrie (étude 5) et les mouvements du tronc (étude 6).

L'étude 5 (chapitre 3.2.6) avait pour objectif d'analyser la symétrie des deux modes de propulsion et particulièrement son influence pendant le démarrage et lors de la propulsion à vitesse stabilisée chez les handisportifs. Les résultats confirment notre hypothèse **H5** car ils montrent qu'il existe une grande asymétrie, en particulier au début de la propulsion, en ce qui concerne les paramètres temporels du cycle de propulsion, notamment lors du mode Asy et que les indices de symétrie montrent une grande variabilité entre les deux roues.

L'étude 6 (chapitre 3.2.7) avait pour objectif d'analyser l'influence des modes Syn et Asy lors du démarrage et de la propulsion à vitesse stabilisée sur la symétrie de propulsion, les mouvements du tronc, l'amplitude de déplacement du centre de gravité, ainsi que le pattern de propulsion. Les résultats confirment partiellement notre hypothèse **H6** car ils montrent que l'asymétrie est plus importante lors de la propulsion Asy, que ce soit lors du démarrage ou de la propulsion. L'inclinaison et la rotation du tronc sont plus importantes lors de la propulsion Asy, alors que la flexion du tronc est supérieure en mode Syn, lors de la propulsion à vitesse stabilisée. L'amplitude de déplacement du centre de gravité est significativement supérieure dans le plan médio-latéral lors de la propulsion Asy. De même, on constate que le pattern de propulsion DLOP est un peu plus utilisé en Asy alors que le SC est plus utilisé en Syn.

Les résultats de ces deux études montrent que l'asymétrie est plus importante lors de l'utilisation du mode de propulsion Asy quand l'indice global (ISI) (Chenier *et al.*, 2017) est utilisé, et notamment lors des phases de démarrage avec l'indice utilisant les pics de Mz (Goosey-Tolfrey *et al.*, 2018). Il faut cependant garder à l'esprit que l'ISI prend en compte autant les différences d'amplitudes des paramètres utilisés pour calculer la symétrie que les décalages temporels de ces mêmes paramètres, alors que l'indice de Goosey-Tolfrey *et al.* (2018) ne prend en compte que les différences d'amplitudes, ce qui permet de ne pas négliger

le décalage temporel dû à l'alternance de la propulsion Asy. Cette asymétrie est associée à des mouvements de rotation-inclinaison du tronc plus grands, qui conduisent à une amplitude de déplacement du centre de gravité supérieure dans le plan médio-latéral ainsi qu'à des mouvements de steering plus importants. Les mouvements de rotation-inclinaison du tronc observée lors du mode Asy suggèrent une plus grande instabilité ainsi qu'une activité musculaire accrue des muscles du tronc.

Koontz *et al.* (2004) ont étudié, lors de la propulsion Syn, l'influence des mouvements du tronc sur l'efficacité des forces produites (FEF) entre les utilisateurs de FRM atteints de paraplégie et les participants valides. Ils ont rapporté que les utilisateurs de FRM atteints de paraplégie présentaient non seulement une plus grande extension du tronc vers l'arrière pendant la phase de poussée, mais qu'ils se propulsaient avec une FEF inférieure à celle du groupe valide. L'extension postérieure du tronc s'est amplifiée avec l'augmentation de la vitesse et s'est accompagnée de FEF plus faibles dans le groupe avec utilisateurs de FRM atteints de paraplégie. Nous pouvons supposer que les handibasketteurs présentant des capacités abdominales intactes, c'est-à-dire les 'gros points', peuvent présenter des réponses similaires aux participants valides, avec uniquement une inclinaison du tronc et une FEF supérieure à celles des 'petits points'. Cette hypothèse reste cependant à vérifier expérimentalement. Nous pouvons tout de même penser que la co-contraction des groupes musculaires abdominaux et dorsaux peut avoir fourni une stabilisation adéquate du tronc permettant de lancer la propulsion en FRM sans déplacer le tronc vers l'arrière, améliorant ainsi l'application des forces donc la FEF. Au cours de la fin de la phase de poussée, l'activité des muscles du dos peut avoir diminué avec l'activation continue du groupe des muscles abdominaux. Cela a peut-être permis au tronc de fléchir vers l'avant tout en poussant le FRM. La flexion du tronc améliore l'application des forces sur les MC pour répondre aux exigences physiques de vitesse et d'accélération de la propulsion lors de la propulsion Syn (Sanderson et Sommer, 1985). La flexion du tronc améliore également la capacité à atteindre la roue pour une propulsion plus efficace puisque le corps est déplacé vers l'avant et le bas par rapport à la roue. Un autre avantage de la flexion du tronc pendant la propulsion est que l'application de la force est renforcée par la gravité. Sanderson et Sommer (1985) ont également émis l'hypothèse que toute force musculaire abdominale résiduelle pourrait augmenter la flexion maximale du tronc. Ceci pourrait expliquer la flexion-extension du tronc significativement plus importante observée lors de la propulsion à vitesse constante pendant le mode de propulsion Syn ; cependant, nous n'avons aucune information en ce qui concerne la propulsion Asy.

Nous pouvons également supposer que le gainage du tronc est plus important au démarrage, quel que soit le mode de propulsion. En effet, nous observons des amplitudes de déplacement du centre de gravité moins importantes lors du démarrage par rapport à la propulsion à vitesse stabilisée. Ces amplitudes sont d'autant plus importantes lors d'utilisation du mode Syn. Ceci peut s'expliquer par le fait que, lors de l'utilisation de ce mode de propulsion, les mouvements du tronc dans le plan antéropostérieur sont augmentés, entraînant une instabilité posturale plus importante par rapport à une propulsion en mode Asy, où le tronc effectue principalement des mouvements de rotation dus à l'alternance de

poussée par les membres supérieurs. Ces résultats sont en accord avec ceux de Glaser *et al.* (1980) qui ont montré que le mode Asy offrait une plus grande stabilité antéropostérieure grâce à la rotation du tronc par rapport aux mouvements de flexion-extension du tronc lors du mode Syn. Les mouvements médio-latérale du tronc associés aux amplitudes de déplacement du centre de gravité supérieure dans le plan médio-latéral ainsi qu'aux mouvements de steering plus importants observés lors du mode Asy suggèrent une plus grande instabilité posturale et une activité musculaire accrue des muscles du tronc et, par conséquent, une VO₂ augmentée et une efficacité diminuée, telle que présentée lors de l'étude 2 (Chapitre 3.2.2.).

Tous ces éléments pourraient expliquer l'utilisation privilégiée du mode de propulsion Syn par les blessés médullaires, qui ont des problèmes de stabilité du tronc. En effet, nous avons vu que les handibasketteurs peuvent appartenir à deux catégories de classes de handicap, à savoir les 'petits points', c'est-à-dire répartis dans les catégories entre 1 point et 2,5 points, et les 'gros point', c'est-à-dire répartis dans les catégories entre 2,5 points et 5 points. Les 'petits points' sont les joueurs ayant un déficit au niveau abdominal, affectant ainsi la stabilité posturale et la capacité de propulsion (Gagnon *et al.*, 2009).

Concernant les patterns de propulsion utilisés par les athlètes, nous pouvons supposer que l'inclinaison et la rotation du tronc supérieures en Asy favoriseraient l'utilisation du DLOP alors que les mouvements de flexion-extension du tronc supérieurs en Syn favoriseraient l'utilisation du SC. Le patron SC est considéré comme le moins à risque de développer des blessures, bien que ce ne soit pas le plus utilisé (Boninger *et al.*, 2002). Koontz *et al.* (2009) ont montré que lors du démarrage en propulsion Syn, seuls les utilisateurs les plus expérimentés utilisent le patron SC minimisant ainsi les forces développées pour amorcer la propulsion. De plus, il semblerait que les athlètes changeant de patterns en fonction du mode de propulsion sont ceux ayant toutes leurs capacités abdominales. Ainsi, ils ont une bonne stabilité du tronc leur permettant d'adopter la stratégie la plus efficace de leur 'répertoire technique'.

4.4. Limites et perspectives

Malgré l'originalité de notre travail, cette thèse présente plusieurs limites. Premièrement, l'ensemble de ces études a été réalisée avec des échantillons faibles et hétérogènes ne permettant pas de généraliser les résultats à l'ensemble des handisportifs. Il semble ainsi intéressant de poursuivre ces analyses auprès d'une population de handisportifs plus importante au sein de laquelle des groupes en fonction du handicap pourront être réalisés afin de complètement valider l'ensemble de nos hypothèses. En effet, nous avons vu précédemment l'impact important de la classification sur les capacités fonctionnelles des athlètes, donc sur leurs réponses physiologiques et biomécaniques de la propulsion en FRM (chapitre 2.1.2.b.). La classification en handibasket étant en grande partie basée sur l'atteinte du tronc qui a un impact directe sur sa stabilité posturale et la capacité de propulsion (Gagnon *et al.*, 2009), d'où l'importance de pouvoir effectuer ces tests sur une population d'athlètes plus nombreuse. De plus, il serait intéressant de différencier ces résultats en fonction de la

classe de handicap, c'est-à-dire les athlètes qui ont toutes leurs capacités abdominales par rapport à ceux qui ont un déficit de capacités abdominales. En effet, nous savons que l'activité musculaire a un impact sur les paramètres de propulsion, et elle est différente en fonction du handicap de chaque sportif. Comme nous l'avons vu précédemment, plus le handicap est important plus l'impact sur les capacités physiques de l'athlète est important donc plus son activité musculaire s'en trouve affectée. Ainsi, le mode Asy pourrait désavantager les athlètes présentant des lésions de haut niveau ou une asymétrie fonctionnelle avec un côté dominant et un déficit du côté controlatéral en termes de force, d'équilibre, de sensibilité et de coordination.

Deuxièmement, l'étude de la symétrie de propulsion a été réalisée avec un même FRM, or aucun sujet n'a les mêmes capacités fonctionnelles. Nous avons vu l'importance de l'ergonomie du FRM sur les paramètres de propulsion (chapitre 2.1.3), ainsi, il semble nécessaire pour les prochains tests que chaque handisportif les réalise avec son propre FRM. Il semble également intéressant de pouvoir réaliser ces tests sur le terrain, couplé à une analyse cinématique de la propulsion afin de pleinement comprendre les mécanismes sous-jacents expliquant les différences de symétrie observées entre les deux modes de propulsion. L'électromyographie serait également une approche intéressante pour quantifier la contribution des groupes musculaires à la cinématique observée.

Troisièmement, l'utilisation de la Smartwheel (SW) modifie la propulsion de l'athlète. En effet, comme décrit dans la revue de littérature (Chapitre 2.5.1.c.), la SW a une masse supérieure à celle d'une roue de FRM classique. Il faut donc considérer que la masse supplémentaire ajoutée d'un côté du fauteuil par la SW et la masse supplémentaire rajouter sur la roue controlatérale pour contrebalancer cette différence, équivaut à une surcharge pondérale du FRM qui peut altérer les performances et la propulsion, notamment la force nécessaire pour accélérer le FRM. De même, le design de la main courante (MC) de la SW n'est pas identique à celui d'une MC d'une roue de FRM de sport. Nous ne connaissons pas l'impact de ce changement de design sur les paramètres mesurés chez les handisportifs.

Outre les limites évoquées précédemment, il serait intéressant, comme perspectives de ce travail, de pouvoir réaliser les prochains tests avec l'utilisation de deux SW. En effet, nous avons mis en évidence que la propulsion en FRM n'est pas symétrique d'où l'intérêt de pouvoir évaluer les différents paramètres biomécaniques de la propulsion sur les deux membres supérieurs simultanément. Une étude préliminaire portant sur l'analyse de l'impact de l'asymétrie lors de la propulsion de handisportifs a été réalisée avec deux SW et sera présentée lors du congrès de l'ACAPS 2019. Il semble intéressant de réaliser ces tests avec deux SW sur le terrain chez les handibasketteurs afin de complètement valider nos hypothèses et de pleinement comprendre l'impact de l'asymétrie sur les modes de propulsion.

De même, il semble important de pouvoir limiter l'impact de la SW (poids et design). Pour cela, l'utilisation de centrales inertielles devrait permettre de pouvoir obtenir les données cinématiques de la propulsion en FRM sans modification de la technique de propulsion des sportifs. Une étude préliminaire portant sur l'analyse de la vitesse de sprint et de l'asymétrie

de propulsion chez des handisportifs a été réalisée avec plusieurs centrales inertielles et sera présentée lors du congrès VISTA 2019. L'utilisation des centrales inertielles semble beaucoup moins affecter les paramètres de la propulsion en FRM chez ces athlètes ; elles pourraient donc également être utilisées chez les handibasketteurs afin d'obtenir des résultats au plus proche de la réalité de la pratique de ces sportifs.

5. Conclusion Générale

Contrairement à la propulsion synchrone, nous avons mis en évidence (étude 1, chapitre 3.2.1) que l'analyse de la propulsion asynchrone n'est pas préconisée en laboratoire car elle ne reproduit pas fidèlement les conditions de terrain, notamment à cause du phénomène de steering. Nous supposons qu'en fonction de ses capacités résiduelles, lors du mode de propulsion asynchrone l'athlète utilise de manière accrue ses muscles du tronc pour assurer sa stabilité lors de la propulsion sur le terrain. Ainsi, nous conseillons aux athlètes, surtout aux 'petits points', d'effectuer leurs différents tests sur le terrain pour obtenir des valeurs au plus proche de leur réalité de pratique.

Sur le terrain, nous avons mis en évidence (étude 2 à 4 – chapitre 3.2.2 à 3.2.4) que la propulsion asynchrone induit une augmentation des paramètres temporels du cycle de propulsion (temps de cycle, temps de poussée et temps de recouvrement) associée à une meilleure fraction efficace de la force totale et une diminution des risques de troubles musculosquelettiques en termes de taux d'augmentation de la force totale lors de la saisie de la main courante, de forces, de puissance et de fréquence de poussées. À l'inverse, la propulsion synchrone augmente les performances en termes de vitesse maximale lors de sprints et de vitesse maximale aérobie.

Pour finir, nous avons mis en évidence (étude 5 & 6 - chapitre 3.2.6 & 3.2.7) que le mode de propulsion asynchrone semble moins symétrique. Cette asymétrie est associée à des mouvements de rotation-inclinaison du tronc plus grands, qui conduisent à une instabilité du tronc et à des mouvements de steering plus importants, ce qui pourrait expliquer l'utilisation privilégiée du mode de propulsion synchrone par les blessés médullaires, qui ont des problèmes de stabilité du tronc ('petits points').

Ainsi, au regard de ces résultats, en fonction des capacités physiques de l'athlète, des phases de jeu et de la période d'entraînement, il serait recommandé de choisir l'un ou l'autre des modes de propulsion. En effet, en ce qui concerne la capacité physique des athlètes, nous avons vu qu'ils sont classés en fonction de leur handicap. Ceux appartenant aux classes 1 à 2,5 ont des capacités abdominales limitées, la propulsion asynchrone est donc plus difficile pour eux en raison des mouvements du tronc plus importants et de l'instabilité posturale. Ensuite, concernant les phases de jeu, lors du remplacement entre les phases offensives et défensives, il est recommandé aux sportifs d'utiliser le mode synchrone qui est plus performant pour traverser le plus rapidement possible le terrain ou lors du démarrage car ce mode de propulsion est le plus symétrique. Pour finir, concernant la période d'entraînement, lors de l'échauffement et des phases de récupération, nous conseillons aux handibasketteurs d'utiliser le mode de propulsion asynchrone afin de limiter les risques de blessure par une production de force moins importante et plus efficace.

L'amélioration des performances en ligne droite et sans ballon nous semble passer par l'utilisation de la propulsion synchrone alors que la propulsion asynchrone serait à préconiser pour la prévention des blessures et la récupération.

Bibliographie

- Amazeen, P.G., Amazeen, E.L., et Beek, P.J. (2001). Coupling of breathing and movement during manual wheelchair propulsion. *Journal of Experimental Psychology: Human Perception and Performance*. 27, 1243.
- Asato, K.T., Cooper, R.A., Robertson, R.N., et Ster, J.F. (1993). SMARTWheels: development and testing of a system for measuring manual wheelchair propulsion dynamics. *IEEE Trans Biomed Eng*. 40, 1320-1324.
- Astier, M., Faupin, A., Pradon, D., et Weissland, T. (2019). "Des outils au service de la performance et de la santé des athlètes en fauteuil", in: *Réflexions Sport*. (Paris: INSEP Editions).
- Bayley, J.C., Cochran, T., et Sledge, C. (1987). The weight-bearing shoulder. The impingement syndrome in paraplegics. *The Journal of bone and joint surgery. American volume*. 69, 676-678.
- Bhave, A., Paley, D., et Herzenberg, J.E. (1999). Improvement in gait parameters after lengthening for the treatment of limb-length discrepancy. *J Bone Joint Surg Am*. 81, 529-534.
- Bloxham, L.A., Bell, G.J., Bhambhani, Y., et Steadward, R.D. (2001). Time motion analysis and physiological profile of Canadian world cup wheelchair basketball players. *Sports Med Train Rehabil*. 10, 183-198.
- Boninger, M.L., Baldwin, M., Cooper, R.A., Koontz, A., et Chan, L. (2000). Manual wheelchair pushrim biomechanics and axle position. *Arch Phys Med Rehabil*. 81, 608-613.
- Boninger, M.L., Cooper, R.A., Baldwin, M.A., Shimada, S.D., et Koontz, A. (1999). Wheelchair pushrim kinetics: body weight and median nerve function. *Arch Phys Med Rehabil*. 80, 910-915.
- Boninger, M.L., Cooper, R.A., Robertson, R.N., et Rudy, T.E. (1997). Wrist biomechanics during two speeds of wheelchair propulsion: an analysis using a local coordinate system. *Archives of physical medicine and rehabilitation*. 78, 364-372.
- Boninger, M.L., Koontz, A.M., Sisto, S.A., Dyson-Hudson, T.A., Chang, M., Price, R., et Cooper, R.A. (2004). Pushrim biomechanics and injury prevention in spinal cord injury: Recommendations based on CULP-SCI investigations. *The Journal of Rehabilitation Research and Development*. 42, 9.

- Boninger, M.L., Souza, A.L., Cooper, R.A., Fitzgerald, S.G., Koontz, A.M., et Fay, B.T. (2002). Propulsion patterns and pushrim biomechanics in manual wheelchair propulsion. *Arch Phys Med Rehabil.* 83, 718-723.
- Borg, G. (1990). Psychophysical scaling with applications in physical work and the perception of exertion. *Scand J Work Environ Health.* 16 Suppl 1, 55-58.
- Botvin Madorsky, J.G., et Curtis, K.A. (1984). Wheelchair sports medicine. *The American journal of sports medicine.* 12, 128-132.
- Brasile, F.M. (1986). Wheelchair basketball skills proficiencies versus disability classification. *Adapted Physical Activity Quarterly.* 3, 6-13.
- Brubaker, C., McClay, I., et McLaurin, C. (Year). "Effect of seat position on wheelchair propulsion efficiency", in: *Proceedings of the 2nd International Conference on Rehabilitation Engineering: Ottawa: Canadian Medical and Biological Society*), 12-14.
- Buchheit, M. (2008). The 30-15 intermittent fitness test: accuracy for individualizing interval training of young intermittent sport players. *J Strength Cond Res.* 22, 365-374.
- Castagna, C., Impellizzeri, F.M., Rampinini, E., D'ottavio, S., et Manzi, V. (2008). The Yo-Yo intermittent recovery test in basketball players. *J Sci Med Sport.* 11, 202-208.
- Chénier, F. (2012). *Développement d'un simulateur de propulsion en fauteuil roulant manuel avec biofeedback haptique*. PhD, École de technologie supérieure université du Québec.
- Chénier, F. (2018). Utilisation de l'ergomètre et du tapis roulant pour étudier et améliorer la technique de propulsion en fauteuil roulant manuel. *Science & Sports.* 33, S6-S8.
- Chénier, F., Champagne, A., Desroches, G., et Gagnon, D.H. (2018). Unmatched speed perceptions between overground and treadmill manual wheelchair propulsion in long-term manual wheelchair users. *Gait Posture.* 61, 398-402.
- Chénier, F., Malbequi, J., et Gagnon, D.H. (2017). Proposing a new index to quantify instantaneous symmetry during manual wheelchair propulsion. *J Biomech.* 51, 137-141.
- Cooper, R.A., Robertson, R.N., Vansickle, D.P., Boninger, M.L., et Shimada, S.D. (1997). Methods for determining three-dimensional wheelchair pushrim forces and moments: a technical note. *J Rehabil Res Dev.* 34, 162-170.
- Couetard, Y. (1993). Capteurs de forces à deux voies et application à la mesure d'un torseur de forces. *Brevet français-CNRS.*
- Couetard, Y. (2000). *Caractérisation et étalonnage des dynamomètres à six composantes pour torseur associé à un système de forces*. Université Sciences et Technologies-Bordeaux I.

- Coutts, K.D. (1988). Heart rates of participants in wheelchair sports. *Paraplegia*. 26, 43.
- Coutts, K.D. (1992). Dynamics of wheelchair basketball. *Med Sci Sports Exerc*. 24, 231-234.
- Coutts, K.D. (1994). Drag and sprint performance of wheelchair basketball players. *Journal of rehabilitation research and development*. 31, 138-138.
- Cowan, R.E., Boninger, M.L., Sawatzky, B.J., Mazoyer, B.D., et Cooper, R.A. (2008). Preliminary outcomes of the SmartWheel Users' Group database: a proposed framework for clinicians to objectively evaluate manual wheelchair propulsion. *Arch Phys Med Rehabil*. 89, 260-268.
- Curtis, K.A., Kindlin, C.M., Reich, K.M., et White, D.E. (1995). Functional reach in wheelchair users: the effects of trunk and lower extremity stabilization. *Archives of physical medicine and rehabilitation*. 76, 360-367.
- Dabonneville, M., Kauffmann, P., Vaslin, P., De Saint Remy, N., Couétard, Y., et Cid, M. (2005). A self-contained wireless wheelchair ergometer designed for biomechanical measures in real life conditions. *Technology and Disability*. 17, 63-76.
- Dallmeijer, A.J., Van Der Woude, L.H., Veeger, H.D., et Hollander, A.P. (1998). Effectiveness of force application in manual wheelchair propulsion in persons with spinal cord injuries. *American journal of physical medicine & rehabilitation*. 77, 213-221.
- Daly, D.J., et Cavanagh, P.R. (1976). Asymmetry in bicycle ergometer pedalling. *Med Sci Sports*. 8, 204-208.
- De Groot, S. (2003). Hand rim wheelchair propulsion: Biophysical aspects of learning.
- De Groot, S., Dallmeijer, A.J., Kilkens, O.J., Van Asbeck, F.W., Nene, A.V., Angenot, E.L., Post, M.W., et Van Der Woude, L.H. (2005). Course of Gross Mechanical Efficiency in Handrim Wheelchair Propulsion During Rehabilitation of People With Spinal Cord Injury: A Prospective Cohort Study. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*. 86, 1452-1460.
- De Groot, S., Veeger, D., Hollander, A.P., et Der Woude Van, L. (2002a). Wheelchair propulsion technique and mechanical efficiency after 3 week of practice. *Medicine and science in sports and exercise*. 34, 756-766.
- De Groot, S., Veeger, H., Hollander, A., et Van Der Woude, L. (2002b). Consequence of feedback-based learning of an effective hand rim wheelchair force production on mechanical efficiency. *Clinical Biomechanics*. 17, 219-226.
- De Groot, S., Veeger, H., Hollander, A., et Van Der Woude, L. (2003a). Adaptations in physiology and propulsion techniques during the initial phase of learning manual wheelchair propulsion. *American journal of physical medicine & rehabilitation*. 82, 504-510.

- De Groot, S., Veeger, H., Hollander, A., et Van Der Woude, L. (2003b). Short-term adaptations in co-ordination during the initial phase of learning manual wheelchair propulsion. *Journal of Electromyography and Kinesiology*. 13, 217-228.
- De Groot, S., Veeger, H.E., Hollander, A.P., et Van Der Woude, L.H. (2004). Effect of wheelchair stroke pattern on mechanical efficiency. *American journal of physical medicine & rehabilitation*. 83, 640-649.
- De Saint Remy, N., Vaslin, P., Dabonneville, M., Martel, L., et Gavand, A. (2003). Dynamique de la locomotion en fauteuil roulant manuel: influences de la masse totale et de sa répartition antéropostérieure sur la résultante des forces de freinage. *Science & Sports*. 18, 141-149.
- Delignières, D. (1993). "La perception de l'effort et de la difficulté," in *Cognition et performance*, ed. J.P. Famose. (Paris:INSEP), 183-218.
- Desroches, G., Dumas, R., Pradon, D., Vaslin, P., Lepoutre, F.X., et Cheze, L. (2010). Upper limb joint dynamics during manual wheelchair propulsion. *Clin Biomech (Bristol, Avon)*. 25, 299-306.
- Di Prampero, P., Cortili, G., Mognoni, P., et Saibene, F. (1979). Equation of motion of a cyclist. *Journal of Applied Physiology*. 47, 201-206.
- Doyle, T., Davis, R.W., Humphries, B., Dugan, E., Horn, B.G., Shim, J.K., et Newton, R. (2004). *Further Evidence to Change the Medical Classification System of the National Wheelchair Basketball Association*.
- Fabre, N., Perrey, S., Arbez, L., Ruiz, J., Tordi, N., et Rouillon, J.D. (2006). Degree of coordination between breathing and rhythmic arm movements during hand rim wheelchair propulsion. *Int J Sports Med*. 27, 67-74.
- Faupin, A., Borel, B., Meyer, C., Gorce, P., et Watelain, E. (2013). Effects of synchronous versus asynchronous mode of propulsion on wheelchair basketball sprinting. *Disabil Rehabil Assist Technol*. 8, 496-501.
- Faupin, A., Campillo, P., Weissland, T., Gorce, P., et Thevenon, A. (2004). The effects of rear-wheel camber on the mechanical parameters produced during the wheelchair sprinting of handibasketball athletes. *J Rehabil Res Dev*. 41, 421-428.
- France-Handibasket. <http://www.france-handibasket.fr/le-basket-fauteuil/lhandibasket.html>. [Accessed 18 Janvier 2019].
- Gagnon, D.H., Roy, A., Gabison, S., Duclos, C., Verrier, M.C., et Nadeau, S. (2016). Effects of Seated Postural Stability and Trunk and Upper Extremity Strength on Performance during Manual Wheelchair Propulsion Tests in Individuals with Spinal Cord Injury: An Exploratory Study. *Rehabil Res Pract*. 2016, 6842324.

- Gayle, G.W., Pohlman, R.L., Glaser, R.M., et Davis, G.M. (1990). Cardiorespiratory and perceptual responses to arm crank and wheelchair exercise using various handrims in male paraplegics. *Research quarterly for exercise and sport*. 61, 224-232.
- Glaser, R.M., Sawka, M.N., Young, R.E., et Suryaprasad, A.G. (1980). Applied physiology for wheelchair design. *J Appl Physiol Respir Environ Exerc Physiol*. 48, 41-44.
- Goosey-Tolfrey, V., Foden, E., Perret, C., et Degens, H. (2010). Effects of inspiratory muscle training on respiratory function and repetitive sprint performance in wheelchair basketball players. *British journal of sports medicine*. 44, 665-668.
- Goosey-Tolfrey, V., et Minetti, A. (2005). Biomechanics and energetics of basketball wheelchairs evolution. *International journal of sports medicine*. 26, 388-396.
- Goosey-Tolfrey, V.L. (2005). Physiological profiles of elite wheelchair basketball players in preparation for the 2000 Paralympic Games. *Adapted Physical Activity Quarterly*. 22, 57-66.
- Goosey-Tolfrey, V.L., et Kirk, J.H. (2003). Effect of push frequency and strategy variations on economy and perceived exertion during wheelchair propulsion. *Eur J Appl Physiol*. 90, 154-158.
- Goosey-Tolfrey, V.L., et Leicht, C.A. (2013a). Field-Based Physiological Testing of Wheelchair Athletes. *Sports Medicine*. 43, 77-91.
- Goosey-Tolfrey, V.L., et Leicht, C.A. (2013b). Field-based physiological testing of wheelchair athletes. *Sports Med*. 43, 77-91.
- Goosey-Tolfrey, V.L., et Moss, A.D. (2005). Wheelchair Velocity of Tennis Players during Propulsion with and Without the Use of Racquets. *Adapted Physical Activity Quarterly*. 22, 291-301.
- Goosey-Tolfrey, V.L., Vegter, R.J.K., Mason, B.S., Paulson, T.a.W., Lenton, J.P., Van Der Scheer, J.W., et Van Der Woude, L.H.V. (2018). Sprint performance and propulsion asymmetries on an ergometer in trained high- and low-point wheelchair rugby players. *Scand J Med Sci Sports*. 28, 1586-1593.
- Goosey, V.L., Campbell, I.G., et Fowler, N.E. (1998). The relationship between three-dimensional wheelchair propulsion techniques and pushing economy. *Journal of applied biomechanics*. 14, 412-427.
- Goosey, V.L., Campbell, I.G., et Fowler, N.E. (2000). Effect of push frequency on the economy of wheelchair racers. *Medicine and science in sports and exercise*. 32, 174-181.
- Handisport, F.F. (2019). *Mouvement Paralympique* [Online]. <http://www.handisport.org/mouvement-paralympique/>. [Accessed 13 Juin 2019 2019].

- Hoozemans, M., Van Der Beek, A., Frings-Dresen, M., Van Der Woude, L., et Van Dijk, F. (2002). Pushing and pulling in association with low back and shoulder complaints. *Occup Environ Med.* 59, 696-702.
- Hughes, C.J., Weimar, W.H., Sheth, P.N., et Brubaker, C.E. (1992). Biomechanics of wheelchair propulsion as a function of seat position and user-to-chair interface. *Arch Phys Med Rehabil.* 73, 263-269.
- Hurd, W.J., Morrow, M.M., Kaufman, K.R., et An, K.N. (2008). Biomechanic evaluation of upper-extremity symmetry during manual wheelchair propulsion over varied terrain. *Arch Phys Med Rehabil.* 89, 1996-2002.
- Hurd, W.J., Morrow, M.M., Kaufman, K.R., et An, K.N. (2009). Wheelchair propulsion demands during outdoor community ambulation. *J Electromyogr Kinesiol.* 19, 942-947.
- Hutzler, Y. (1993). Physical performance of elite wheelchair basketball players in armcranking ergometry and in selected wheeling tasks. *Spinal Cord.* 31, 255.
- Iwbf, I.W.B.F. (2019a). *History of wheelchair basketball* [Online]. <https://iwbf.org/the-game/history-wheelchair-basketball/>. [Accessed 15 Janvier 2019].
- Iwbf, I.W.B.F. (2019b). *Official player classification system wheelchair basketball* [Online]. <https://iwbf.org/the-game/classification/>. [Accessed 15 Janvier 2019].
- Jahanian, O., Gaglio, A., Daigle, S., Muqet, V., Schnorenberg, A.J., Hsiao-Wecksler, E.T., et Slavens, B.A. (2018). "Hand-rim biomechanics of geared manual wheelchair mobility", in: *RESNA's 2018 Annual Conference*. (Arlington, VA).
- Kaufman, K.R., Miller, L.S., et Sutherland, D.H. (1996). Gait asymmetry in patients with limb-length inequality. *J Pediatr Orthop.* 16, 144-150.
- Kim, J., Boninger, M., Cooper, R.A., Koontz, A.M., et Souza, A.L. (2002). "Wheelchair Braking Biomechanics", in: *Rehabilitation Engineering and Assistive Technology Society of North America Conference*. (Minneapolis, MN: Unpublished).
- Koontz (2005). A kinetic analysis of manual wheelchair propulsion during start-up on select indoor and outdoor surfaces. *JRRD*.
- Koontz, A.M., Cooper, R.A., Boninger, M.L., Souza, A.L., et Fay, B.T. (2004). Scapular range of motion in a quasi-wheelchair push. *International Journal of Industrial Ergonomics.* 33, 237-248.
- Koontz, A.M., Roche, B.M., Collinger, J.L., Cooper, R.A., et Boninger, M.L. (2009). Manual wheelchair propulsion patterns on natural surfaces during start-up propulsion. *Arch Phys Med Rehabil.* 90, 1916-1923.

- Kotajarvi, B.R., Sahick, M.B., An, K.-N., Zhao, K.D., Kaufman, K.R., et Basford, J.R. (2004). The effect of seat position on wheelchair propulsion biomechanics. *Journal of Rehabilitation Research & Development*. 41.
- Lenton, J.P. (2012). *Efficiency of hand-rim propulsion: Synchronous vs. Asynchronous push strategies*. PhD, University of Groningen.
- Lenton, J.P., Fowler, N., Van Der Woude, L., et Goosey-Tolfrey, V.L. (2008). Efficiency of wheelchair propulsion and effects of strategy. *Int J Sports Med*. 29, 384-389.
- Lenton, J.P., Van Der Woude, L., Fowler, N., et Goosey-Tolfrey, V. (2009). Effects of arm frequency during synchronous and asynchronous wheelchair propulsion on efficiency. *Int J Sports Med*. 30, 233-239.
- Lenton, J.P., Van Der Woude, L., Fowler, N., Nicholson, G., Tolfrey, K., et Goosey-Tolfrey, V. (2014). Hand-rim forces and gross mechanical efficiency in asynchronous and synchronous wheelchair propulsion: a comparison. *Int J Sports Med*. 35, 223-231.
- Lepoutre, F.-X., Cheze, L., Vaslin, P., et Ville, I. (2011). Système d'aide au choix et aux réglages du fauteuil roulant manuel. *IRBM*. 32, 148-151.
- Lovell, D.I., Mason, D., Delphinus, E., et Mclellan, C. (2011). A comparison of asynchronous and synchronous arm cranking during the Wingate test. *International journal of sports physiology and performance*. 6, 419-426.
- Martin, X., Tordi, N., Bougenot, M.P., et Rouillon, J.D. (2002). Analyse critique des matériels et des méthodes d'évaluation de l'aptitude physique du blessé médullaire en fauteuil roulant. *Science & Sports*. 17, 209-219.
- Mason, Lenton, J., Leicht, C., et Goosey-Tolfrey, V. (2014). A physiological and biomechanical comparison of over-ground, treadmill and ergometer wheelchair propulsion. *J Sports Sci*. 32, 78-91.
- Mason, B., Van Der Woude, L.H.V., et Goosey-Tolfrey, V.L. (2013). The Ergonomics of Wheelchair Configuration for Optimal Performance in the Wheelchair Court Sports. *Sports Medicine*. 43, 23-38.
- Mason, B.S., Porcellato, L., Van Der Woude, L.H., et Goosey-Tolfrey, V.L. (2010). A qualitative examination of wheelchair configuration for optimal mobility performance in wheelchair sports: a pilot study. *J Rehabil Med*. 42, 141-149.
- Medicine, P.V.O.a.C.F.S.C. (2005). Preservation of upper limb function following spinal cord injury: a clinical practice guideline for health-care professionals. *The journal of spinal cord medicine*. 28, 434.
- Moffet, H., Hagberg, M., Hansson-Risberg, E., et Karlqvist, L. (2002). Influence of laptop computer design and working position on physical exposure variables. *Clinical Biomechanics*. 17, 368-375.

- Mulroy, S.J., Gronley, J.K., Newsam, C.J., et Perry, J. (1996). Electromyographic activity of shoulder muscles during wheelchair propulsion by paraplegic persons. *Archives of physical medicine and rehabilitation*. 77, 187-193.
- O'Connor, T.J., Fitzgerald, S.G., Cooper, R.A., Thorman, T.A., et Boninger, M.L. (2002). Kinetic and physiological analysis of the GAME (Wheels) system. *J Rehabil Res Dev*. 39, 627-634.
- Oms, O.M.D.L.S. (2018). *Handicap et santé* [Online]. <https://www.who.int/fr/news-room/fact-sheets/detail/disability-and-health>. [Accessed 18 Juin 2019].
- Pandolf, K.B. (1983). Advances in the study and application of perceived exertion. *Exercise and sport sciences reviews*. 11, 118-158.
- Paulson, T.A., Bishop, N.C., Eston, R.G., et Goosey-Tolfrey, V.L. (2013). Differentiated perceived exertion and self-regulated wheelchair exercise. *Arch Phys Med Rehabil*. 94, 2269-2276.
- Pelland-Leblanc, J.-P., Lussier-Desbiens, A., et Rancourt, D. (2014). *Développement d'un outil de mesure et de rétroaction pour l'amélioration de la technique de poussée des athlètes en fauteuil roulant de course*. Université de Sherbrooke.
- Peronnet, F., et Massicotte, D. (1991). Table of nonprotein respiratory quotient: an update. *Can J Sport Sci*. 16, 23-29.
- Perttunen, J.R., Anttila, E., Sodergard, J., Merikanto, J., et Komi, P.V. (2004). Gait asymmetry in patients with limb length discrepancy. *Scand J Med Sci Sports*. 14, 49-56.
- Polic, M. (2000). *Wheelchair tennis coaches manual*. International Tennis Federation.
- Pope, D., Silman, A., Cherry, N., Pritchard, C., et Macfarlane, G.J. (2001). Association of occupational physical demands and psychosocial working environment with disabling shoulder pain. *Annals of the rheumatic diseases*. 60, 852-858.
- Robertson, Boninger, M.L., Cooper, R.A., et Shimada, S.D. (1996). Pushrim forces and joint kinetics during wheelchair propulsion. *Arch Phys Med Rehabil*. 77, 856-864.
- Rodgers, M.M., Gayle, G.W., Fioni, S.F., Kobayashi, M., Lieh, J., et Glaser, R.M. (1994). Biomechanics of wheelchair propulsion during fatigue. *Archives of physical medicine and rehabilitation*. 75, 85-93.
- Routhier, F., Vincent, C., Desrosiers, J., Nadeau, S., et Guerette, C. (2004). Development of an obstacle course assessment of wheelchair user performance (OCAWUP): a content validity study. *Technology and Disability*. 16, 19-31.
- Rozendaal, L.A., et Veeger, D.H. (2000). Force direction in manual wheel chair propulsion: balance between effect and cost. *Clinical Biomechanics*. 15, S39-S41.

- Rozendal, R., Veeger, D.H., et Van Der Woude, L. (2003). The push force pattern in manual wheelchair propulsion as a balance between cost and effect. *J Biomech.* 36, 238-245.
- Sanderson, D.J., et Sommer, H.J. (1985). Kinematic features of wheelchair propulsion. *Journal of biomechanics.* 18, 423-429.
- Sassi, R.H., Dardouri, W., Yahmed, M.H., Gmada, N., Mahfoudhi, M.E., et Gharbi, Z. (2009). Relative and absolute reliability of a modified agility T-test and its relationship with vertical jump and straight sprint. *The Journal of Strength & Conditioning Research.* 23, 1644-1651.
- Sauret, C., Vaslin, P., Dabonneville, M., et Cid, M. (2009). Drag force mechanical power during an actual propulsion cycle on a manual wheelchair. *Irbm.* 30, 3-9.
- Sauret, C., Vaslin, P., Lavaste, F., De Saint Remy, N., et Cid, M. (2013). Effects of user's actions on rolling resistance and wheelchair stability during handrim wheelchair propulsion in the field. *Medical engineering & physics.* 35, 289-297.
- Schnorenberg, A.J., Slavens, B.A., Wang, M., Vogel, L.C., Smith, P.A., et Harris, G.F. (2014). Biomechanical model for evaluation of pediatric upper extremity joint dynamics during wheelchair mobility. *J Biomech.* 47, 269-276.
- Shimada, S.D., Robertson, R.N., Bonninger, M.L., et Cooper, R.A. (1998). Kinematic characterization of wheelchair propulsion. *J Rehabil Res Dev.* 35, 210-218.
- Sisto, S.A., Boninger, M., Lafountain, M., Wilen, J., Dyson-Hudson, T., et Forrest, G.F. (2004). Start/Stop Pushrim Forces of Manual Wheelchair Users with Paraplegia. *Journal of Rehabilitation Research and Development.* 41.
- Smak, W., Neptune, R.R., et Hull, M.L. (1999). The influence of pedaling rate on bilateral asymmetry in cycling. *J Biomech.* 32, 899-906.
- Soltau, S.L., Slowik, J.S., Requejo, P.S., Mulroy, S.J., et Neptune, R.R. (2015). An investigation of bilateral symmetry during manual wheelchair propulsion. *Frontiers in bioengineering and biotechnology.* 3, 86.
- Sosnoff, J.J., Rice, I.M., Hsiao-Weckler, E.T., Hsu, I.M., Jayaraman, C., et Moon, Y. (2015). Variability in wheelchair propulsion: a new window into an old problem. *Front Bioeng Biotechnol.* 3, 105.
- Stephens, C.L., et Engsberg, J.R. (2010). Comparison of overground and treadmill propulsion patterns of manual wheelchair users with tetraplegia. *Disabil Rehabil Assist Technol.* 5, 420-427.
- Strohkendl (1986). "The new classification system for wheelchair basketball. ", in: *Proceedings of the 1984 Olympic Scientific Congress.* (ed.) E.S.a.D.A. Sherrill C. (Champaign (IL): Human Kinetics Publisher).

- Theisen, D., Francaux, M., Fayt, A., et Sturbois, X. (1996). A new procedure to determine external power output during handrim wheelchair propulsion on a roller ergometer: a reliability study. *Int J Sports Med.* 17, 564-571.
- Three-Rivers-Holdings (2014). "SmartWheel Users Guide".).
- Traballesi, M., Aversa, T., Delussu, A., Polidori, L., Di Giusto, C., Di Carlo, C., et Brunelli, S. (2009). basketball team: a pilot study. *Med Sport.* 6, 1-16.
- Trudel, G., Kirby, R.L., Ackroyd-Stolarz, S.A., et Kirkland, S. (1997). Effects of rear-wheel camber on wheelchair stability. *Arch Phys Med Rehabil.* 78, 78-81.
- Van Der Woude, L., Veeger, H., Rozendal, R., et Sargeant, A. (1989a). Optimum cycle frequencies in hand-rim wheelchair propulsion. *European journal of applied physiology and occupational physiology.* 58, 625-632.
- Van Der Woude, L.H., De Groot, G., Hollander, A.P., Van Ingen Schenau, G.J., et Rozendal, R.H. (1986). Wheelchair ergonomics and physiological testing of prototypes. *Ergonomics.* 29, 1561-1573.
- Van Der Woude, L.H., Hendrich, K.M., Veeger, H.E., Van Ingen Schenau, G.J., Rozendal, R.H., De Groot, G., et Hollander, A.P. (1988). Manual wheelchair propulsion: effects of power output on physiology and technique. *Med Sci Sports Exerc.* 20, 70-78.
- Van Der Woude, L.H., Veeger, D.J., Rozendal, R.H., et Sargeant, T.J. (1989b). Seat height in handrim wheelchair propulsion. *J Rehabil Res Dev.* 26, 31-50.
- Van Der Woude, L.H., Veeger, H.E., Dallmeijer, A.J., Janssen, T.W., et Rozendaal, L.A. (2001). Biomechanics and physiology in active manual wheelchair propulsion. *Med Eng Phys.* 23, 713-733.
- Van Der Woude, L.H.V., Formanoy, M., et De Groot, S. (2003). Hand rim configuration: effects on physical strain and technique in unimpaired subjects? *Medical Engineering and Physics.* 25, 765-774.
- Van Dieen, J.H., Ogita, F., et De Haan, A. (2003). Reduced neural drive in bilateral exertions: a performance-limiting factor? *Medicine & Science in Sports & Exercise.* 35, 111-118.
- Vanderthommen, M., Francaux, M., Colinet, C., Lehance, C., Lhermerout, C., Crielaard, J.M., et Theisen, D. (2002). A multistage field test of wheelchair users for evaluation of fitness and prediction of peak oxygen consumption. *J Rehabil Res Dev.* 39, 685-692.
- Vanlandewijck, Spaepen, A.J., et Lysens, R.J. (1994). Wheelchair propulsion efficiency: movement pattern adaptations to speed changes. *Medicine and Science in Sports and Exercise.* 26, 1373-1381.
- Vanlandewijck, Y., Theisen, D., et Daly, D. (2001). Wheelchair propulsion biomechanics: implications for wheelchair sports. *Sports Med.* 31, 339-367.

- Vanlandewijck, Y., Theisen, D., et Spaepen, A. (1997). Le cycle de propulsion: biomécanique, cinétique et cinématique. *Simon L, Pelissier J and Herrison C eds.* 69-83.
- Vanlandewijck, Y.C., et Chappel, R.J. (1996). Integration and classification issues in competitive sports for athletes with disabilities. *Sport Science Review.* Vol.5 pp.65-88.
- Vanlandewijck, Y.C., Daly, D.J., et Theisen, D.M. (1999). Field test evaluation of aerobic, anaerobic, and wheelchair basketball skill performances. *Int J Sports Med.* 20, 548-554.
- Vanlandewijck, Y.C., Spaepen, A.J., et Lysens, R.J. (1995). Relationship between the level of physical impairment and sports performance in elite wheelchair basketball athletes. *Adapted Physical Activity Quarterly.* 12, 139-150.
- Vaslin, P., Couetard, Y., Belloir, L., De Saint Remy, N., et Sauret, C. (2011). Le Fauteuil Roulant Ergomètre de Terrain (FRET) *Le Fauteuil Roulant Manuel : Choix et Réglages.* Sauramps Médical, 93-99.
- Veeger, D.H., Van Der Woude, L., et Rozendal, R. (1989). The effect of rear wheel camber in manual wheelchair propulsion. *J Rehabil Res Dev.* 26, 37-46.
- Veeger, H., Lute, E., Roeleveld, K., et Van Der Woude, L. (1992a). 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.* 64, 158-164.
- Veeger, H., Van Der Woude, L., et Rozendal, R. (1991). Load on the upper extremity in manual wheelchair propulsion. *Journal of electromyography and kinesiology.* 1, 270-280.
- Veeger, H.E., Van Der Woude, L.H., et Rozendal, R.H. (1992b). Effect of handrim velocity on mechanical efficiency in wheelchair propulsion. *Med Sci Sports Exerc.* 24, 100-107.
- Vegter, R.J., Lamothe, C.J., De Groot, S., Veeger, D.H., et Van Der Woude, L.H. (2013). Variability in bimanual wheelchair propulsion: consistency of two instrumented wheels during handrim wheelchair propulsion on a motor driven treadmill. *J Neuroeng Rehabil.* 10, 9.
- Verschuren, O., Bongers, B.C., Obeid, J., Ruyten, T., et Takken, T. (2013). Validity of the muscle power sprint test in ambulatory youth with cerebral palsy. *Pediatr Phys Ther.* 25, 25-28.
- Vignier, N., Ravaut, J.-F., Winance, M., Lepoutre, F.-X., et Ville, I. (2008). Demographics of wheelchair users in France: results of national community-based handicaps-incapacités-dépendance surveys. *Journal of rehabilitation medicine.* 40, 231-239.
- Vinet, A., Le Gallais, D., Bouges, S., Bernard, P., Poulain, M., Varray, A., et Micallef, J. (2002). Prediction of VO₂ peak in wheelchair-dependent athletes from the adapted Léger and Boucher test. *Spinal Cord.* 40, 507.

- Warner, M.B., Wilson, D., Heller, M.O., Wood, D., Worsley, P., Mottram, S., Webborn, N., Veeger, D., et Batt, M. (2018). Scapular kinematics in professional wheelchair tennis players. *Clinical Biomechanics*. 53, 7-13.
- Watelain, E., et Sagawa, Y. (2011). "Le sport en fauteuil roulant, synthèse," in *Le Fauteuil Roulant Manuel : Choix et Réglages. Une approche pluridisciplinaire.*, ed. E.S. Médical.), 285-290.
- Weissland, T., Faupin, A., Borel, B., Berthoin, S., et Lepretre, P.M. (2015). Effects of modified multistage field test on performance and physiological responses in wheelchair basketball players. *Biomed Res Int*. 2015, 245378.
- Yanci, J., Granados, C., Otero, M., Badiola, A., Olasagasti, J., Bidaurrezaga-Letona, I., Iturricastillo, A., et Gil, S. (2015). Sprint, agility, strength and endurance capacity in wheelchair basketball players. *Biol Sport*. 32, 71-78.
- Zehr, E.P., Hundza, S.R., et Vasudevan, E.V. (2009). The quadrupedal nature of human bipedal locomotion. *Exercise and sport sciences reviews*. 37, 102-108.