



Rapport présenté en vue de l'obtention du

MASTER

INGENIERIE ET ERGONOMIE DU MOUVEMENT HUMAIN

**LAAS CNRS
GEPETTO**

**MISE EN PLACE D'UN PROTOCOLE IN SITU D'ANALYSE DE LA
PERFORMANCE D'ATHLETES HANDISPORT EN FAUTEUIL ROULANT.**

présenté par

DEVES Mathieu

**Sous la direction de
WATIER Bruno**

2021-2022

Résumé

Les Jeux Paralympiques 2021 de Tokyo ont marqué les débuts officiels du parabadminton en fauteuil. Les sports de terrain en fauteuil roulant, tel que le parabadminton, sont décrits comme des activités aérobies intermittentes entrecoupées de courtes périodes de travail de haute intensité. De plus, la particularité de ce sport réside dans la manipulation du fauteuil roulant et de la raquette simultanément. Dans les sports paralympiques en fauteuil roulant, les tests de laboratoire sont couramment utilisés pour évaluer la condition physique de l'athlète et, par conséquent, la littérature est plus étendue que pour les tests sur le terrain. A notre connaissance, et compte tenu de la jeunesse de ce sport, aucune étude ne s'est intéressée à la puissance développée par un joueur de parabadminton en fauteuil sur le terrain. Dans cette étude, l'objectif principal était de construire et de mettre en place un protocole in situ permettant d'estimer la puissance développée par les athlètes lors du sprint en fauteuil roulant. A travers ce protocole, il s'agissait de démontrer dans un premier temps que la courbe vitesse-temps suit une fonction mono-exponentielle. Par la suite l'hypothèse était que la puissance développée était dépendante du sport pratiqué et de la pathologie. La vitesse maximale, la force horizontale maximale et la puissance maximale ont été mesurées sur des tests de sprints à partir du 1080 Sprint conjointement à la méthode de Samozino et al. (2016). Les premiers résultats obtenus ont montré dans un premier temps une augmentation de la force horizontale et de la puissance avec l'augmentation de la résistance. Dans un second temps, nous avons observé que les déterminants de la performance sont dépendants du sport pratiqué et de la pathologie du sujet. Ces résultats indiquent un besoin de mettre en œuvre un protocole d'entraînement avec charge et optimiser d'un point de vue ergonomique le fauteuil roulant en fonction de l'athlète et de son sport.

Mots clés : sprint, relation force-vitesse, puissance, fauteuil roulant, paralympiques, badminton

Présentation structure

Mon stage s'est déroulé au sein de l'équipe Gepetto du Laboratoire d'Analyse et d'Architecture des Systèmes (LAAS-CNRS) à Toulouse. Initialement, l'activité de recherche de l'équipe Gepetto est centrée sur l'analyse et la génération de mouvement des systèmes anthropomorphes dans le domaine de la robotique. Suite à la conception de deux fauteuils adaptés en collaboration avec l'Institut Clément Ader, l'un pour l'escrimeur Maxime Valet, champion en coupe du monde handisport en 2019, l'autre pour le joueur international de parabadminton David Toupé, l'équipe Gepetto a intégré le projet PARAPERF.

Présentation du projet PARAPERF

Les résultats de la France aux Jeux Paralympiques de Rio (2016) et plus récemment de Tokyo (2020), respectivement 12^{ème} et 14^{ème} au classement des médailles, ont confirmé le retard en termes de culture scientifique paralympique de la France.

Dans l'optique des Jeux Paralympiques de 2024 à Paris, le projet PARAPERF a été retenu par le Programme Prioritaire de Recherche « Sport de Très Haute Performance ». Ce projet est fondé sur une approche interdisciplinaire avec pour objectif de mettre la recherche au service des athlètes paralympiques et leurs entraîneurs pour maximiser les chances de podium aux Jeux de Paris. PARAPERF s'appuie sur trois axes de recherche, les résultats de chacun permettant l'enrichissement des autres :

- 1) Analyser les performances des athlètes français, modéliser leur trajectoire de progression et les situer dans le contexte concurrentiel de leur discipline.
- 2) Optimiser les performances des athlètes en fauteuil. L'élaboration de tests normalisés permet d'améliorer l'ergonomie, la conception et la propulsion du fauteuil roulant.
- 3) Appréhender les facteurs psychosociaux, juridiques et environnementaux favorables à la très haute performance.

Mes recherches se sont orientées sur le lot 2 avec pour objectif d'étudier les facteurs de performance de la propulsion et d'optimiser l'ergonomie du fauteuil roulant en tenant compte des paramètres individuels et des particularités de chaque discipline. Les disciplines paralympiques en fauteuil roulant se décomposent en deux groupes : les disciplines dites « statiques » et les disciplines dites « dynamiques ». Mes travaux se sont

portés sur les disciplines dynamiques telles que le basket fauteuil, le rugby fauteuil, l'athlétisme fauteuil et le badminton fauteuil. Dans le cadre du Concours Mémoires d'étudiants sur le badminton organisé par la Fédération Française de Badminton, seuls les résultats des expérimentations effectuées avec les para-badistes en fauteuil roulant sont présentés dans ce mémoire.

Remerciements

Tout d'abord, je tiens à remercier Bruno Watier, mon tuteur de stage, pour m'avoir donné l'opportunité d'évoluer dans ce projet stimulant et passionnant. La confiance qu'il m'a accordée dès les premiers jours m'a permis d'être autonome rapidement et de pouvoir mener à bien plusieurs projets en parallèle. Je remercie aussi Thibault Marsan qui a été à mes côtés durant toute la durée de mon stage, son expérience et ses conseils justes et bienveillants ont été bénéfiques tout au long du stage. Je remercie Stéphane et Armande, deux étudiants que j'ai eus sous ma responsabilité pendant ce stage, pour leur implication et leur motivation. Je remercie également tous les membres du projet PARAPERF avec lesquels nos échanges de connaissances et de réflexion m'ont permis d'avoir une vision globale et approfondi du sujet. Je remercie tous les membres du jury de la Faculté des Sciences du Sport qui liront mon rapport. Et enfin un grand merci aux athlètes qui ont participé aux études réalisées pour leur temps, leur disponibilité et leur investissement

Table des matières

1. Introduction	1
1.1. Sports paralympiques	1
1.2. Le badminton fauteuil	1
1.3. Fauteuils roulants de sport	2
1.4. Outils d'évaluation de la performance en fauteuil roulant	4
1.5. 1080 Motion Sprint	7
1.6. Méthode Samozino	8
2. Problématique	10
3. Matériels et méthode	11
3.1. Participants.....	11
3.2. Expérimentation	11
3.3. Traitement des données	12
4. Résultats	14
4.1. Mesure des variables force-vitesse-puissance pendant l'accélération d'un sprint en fauteuil roulant	14
4.2. Différence entre les deux outils de mesure	18
5. Discussion	19
5.1. Utilisation de la méthode Samozino et al. (2016) lors de sprints en fauteuil roulant.....	19
5.2. Performance des athlètes	21
5.3. Utilité du 1080 Sprint	23
6. Conclusion et limites	24
7. Références	26
8. Annexe	30

1. Introduction

1.1. Sports paralympiques

Les Jeux Paralympiques 2016 de Rio de Janeiro, Brésil, ont été le deuxième plus grand événement multisports organisé cette année-là avec 4342 athlètes représentant 159 comités paralympiques nationaux qui ont concouru dans 22 sports (Legg, 2018). En 2020, les Jeux Paralympiques de Tokyo, Japon, ont établi un nouveau record avec la présence de 4400 athlètes pour 160 pays représentés (<https://www.caminteresse.fr/societe/les-jeux-paralympiques-en-cinq-chiffres-169277/>). Cependant, les résultats de la France aux Jeux Paralympiques de Rio (2016) et plus récemment de Tokyo (2020), classée respectivement 12^{ème} et 14^{ème}, ont confirmé le retard de la France en termes de culture scientifique paralympique. Les dispositifs d'encadrement des athlètes paralympiques apparaissent beaucoup moins professionnalisés que ceux des athlètes olympiques. Un peu plus d'un quart des entraîneurs paralympiques présents lors des Jeux Olympiques de Rio étaient employés par l'Etat contre les deux tiers des entraîneurs olympiques. L'engagement de l'Etat dans le sport paralympique faisait ainsi débat puisque beaucoup d'entraîneurs étaient encore des bénévoles, 21.4 %, contre 1 % pour les sports olympiques (Burlot et al., 2020). Quant aux athlètes paralympiques, les deux tiers ayant fait les Jeux Paralympiques de Rio étaient salariés et 31 % des athlètes paralympiques travaillaient plus de 30 heures par semaine durant l'année préparalympique (Burlot et al., 2016). De plus, très peu d'athlètes paralympiques ont eu recours à la recherche et l'innovation (20 %) et les expériences liées à de nouvelles technologies (modélisation, 3D, cinématique, vidéo, etc.) sont utilisées seulement sur des sports instrumentés tels que le tir ou la voile (Burlot et al., 2016).

1.2. Le badminton fauteuil

Les Jeux Paralympiques 2021 de Tokyo ont marqué les débuts officiels du para-badminton en fauteuil. Le para-badminton est joué par des athlètes présentant différents handicaps physiques, classés dans six catégories distinctes en fonction du degré de handicap de chaque athlète (BWF, 2017). Parmi ces catégories, deux sont des épreuves en fauteuil roulant nommées WH1 et WH2. Les joueurs de la catégorie WH1 présentent un degré plus élevé de déficience fonctionnelle. En effet, les joueurs de cette catégorie n'ont aucune activité musculaire abdominale ou spinale inférieure. Les joueurs de la

catégorie WH2 ont une déficience d'un ou des deux membres inférieurs mais une déficience minimale ou nulle du tronc. (BWF, 2017). Les sports de terrain en fauteuil roulant, tel que le badminton fauteuil, sont décrits comme des activités intermittentes qui sont entrecoupées de courtes périodes de travail de haute intensité (Goosey-Tolfrey et al., 2006 ; Mota et Almeida, 2020). La nature de la discipline exige des athlètes qu'ils effectuent des rotations et des sprints courts vers l'avant et vers l'arrière. Les différents coups exécutés par les joueurs, tels que le dégagement, le smash ou l'amorti, exigent des efforts de haute intensité (Yüksel, 2018a). Comme le tennis en fauteuil, la particularité du badminton en fauteuil est la tenue de la raquette de badminton lors de la propulsion du fauteuil roulant demandant ainsi différentes habiletés. Ce sport nécessite ainsi des efforts physiologiques et mécaniques importants de la part des joueurs.

1.3. Fauteuils roulants de sport

Dans les fauteuils roulants de mobilité quotidienne comme dans les fauteuils roulants sportifs, le principe directeur est de créer un système Homme-machine efficace dans lequel le sujet et le fauteuil roulant travaillent en étroite coordination (Cooper, 1990). Il existe quelques principes de base de la conception des fauteuils roulants de sports qui sont universels pour tous les sports : (1) optimiser l'ajustement du fauteuil roulant à l'utilisateur, (2) minimiser le poids tout en maintenant une rigidité élevée, (3) minimiser la résistance au roulement, (4) optimiser la conception spécifique au sport du fauteuil. La performance des athlètes en fauteuil roulant a considérablement augmenté grâce à l'amélioration technique des fauteuils roulants et la prise en considération des réglages du fauteuil roulant. Dans un contexte sportif de haute performance, l'ergonomie du fauteuil roulant nécessite une approche pluridisciplinaire pour optimiser l'adéquation du couple athlète-équipement par une évaluation biomécanique et physiologique individualisée permettant d'anticiper les facteurs de risques de blessures et environnementaux liés aux contraintes de la discipline (Van der Woude et al., 1986). Il est essentiel que la configuration du fauteuil roulant (Figure 1) soit optimisée en fonction des caractéristiques morphologiques du sujet, de ses capacités et de son activité. Parmi les différents réglages, les plus évidents sont la position des roues et son carrossage. Les grandes roues utilisées pour la propulsion doivent être rapprochées du corps pour permettre au sujet de positionner ses bras dans une position plus neutre et permettre à

l'épaule de rester dans une position stable dans toute l'amplitude du mouvement (Collinger et al., 2008). Le carrossage, défini comme l'angle que font les roues par rapport à la verticale lorsqu'elles sont vues de l'arrière du fauteuil, a été introduit dans le basket-ball en fauteuil roulant pour augmenter la réactivité et la stabilité dans les virages et pour empêcher les joueurs adverses de s'approcher trop près.



Figure 1 : Fauteuil roulant de petits terrains

Les capacités à accélérer, sprinter et produire une force tangentielle à la main courante (i.e. barre métallique circulaire située sur le côté externe des roues permettant au sujet de se propulser et de se diriger) ont été identifiés comme des facteurs clés de la performance dans les sports de petits terrains en fauteuil roulant (Granados et al., 2015). Pendant la phase de propulsion en fauteuil roulant, les mains de l'athlète sont en contact avec les mains courantes et une force exercée permet à l'athlète d'accélérer. L'orientation de la force est importante pour maximiser la vitesse pendant la propulsion. En effet, la capacité d'accélération d'un athlète est déterminée en grande partie par la capacité à produire et à maintenir une composante de force horizontale élevée par rapport au vecteur de force totale avec une vitesse croissante (Veeger et al., 1992). Pour bien comprendre les forces impliquées dans le mouvement du fauteuil roulant, Vanlandewijck et al. (2001) ont proposé une illustration des forces en jeu dans laquelle : (Figure 2)

- F_{tot} = force totale,
- F_r = composante radiale de F_{tot}
- F_t = composante tangentielle de F_{tot}
- F_x, F_y, F_z = forces dans le référentiel global où x est antérieur, y est latéral et z est inférieur
- M_{wrist} = couple appliqué par le poignet
- M_{hub} = couple appliqué à la roue.

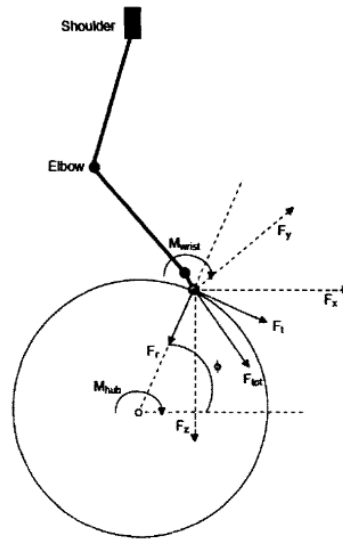


Figure 2 : Définition des forces appliquées à la main courante lors de la propulsion en fauteuil roulant (adapté de Vanlandewijck et al., 2001)

Il paraît ainsi primordial de quantifier les paramètres mécaniques et l'efficacité de la propulsion responsables de la performance en fauteuil roulant.

1.4. Outils d'évaluation de la performance en fauteuil roulant

Aujourd'hui les dispositifs d'évaluation des parasportifs sont très réputés, le développement de nombreux outils d'évaluation de la performance a permis de mieux décrire les critères de performance d'un parasportif. D'un point de vue mécanique et physiologique, il existe deux types d'ergomètres permettant d'évaluer les parasportifs en fauteuil roulant. D'un côté, on note les ergomètres à manivelles ou « à bras » (Figure 3) qui permettent généralement d'évaluer les paramètres physiologiques (Connors et al., 2020) et d'un autre côté, il y a les ergomètres à rouleaux (Figure 4) qui sont destinés à évaluer les paramètres mécaniques de la performance du couple sujet fauteuil chez les parasportifs (Faupin et al., 2008). L'ergomètre à bras est considéré comme le « gold standard » pour évaluer la puissance anaérobie des athlètes en fauteuil roulant. Il permet de quantifier certaines variables cinématiques et cinétiques telles que la puissance développée, la fréquence gestuelle et les forces exercées sur les manivelles. Cependant, le prix élevé de l'équipement, les conditions de laboratoires et la position stationnaire avec des mouvements ne correspondant pas au mode de propulsion du fauteuil roulant sont des freins à l'utilisation de l'ergomètre à manivelles. En effet, le mouvement effectué

sur l'ergomètre ne permet pas de solliciter tous les muscles majeurs ainsi que leur mode de contraction mis en jeu dans la technique de propulsion en fauteuil roulant. (Van der Woude et al., 2001).



Figure 3 : Test sur ergomètre à bras

Pour reproduire plus précisément les spécificités de la locomotion en fauteuil roulant à propulsion par mains courantes, des ergomètres à rouleaux sont développés. Constitué d'une plateforme sur laquelle sont fixés deux rouleaux, tournant chacun autour d'un axe, et sur lesquels reposent les roues arrière d'un fauteuil roulant, les efforts appliqués par le paraspportif sur les mains courantes entraînent la rotation des roues arrière du fauteuil roulant et des rouleaux. Le principal avantage de ce type d'ergomètre est qu'il permet d'étudier les sujets avec leur propre fauteuil roulant et il est possible de recueillir la puissance développée à chaque roue, permettant ainsi de déterminer la symétrie de propulsion. Malgré la simulation technique de la propulsion du fauteuil roulant qu'offre l'ergomètre à rouleaux, il ne permet pas la prise en compte de la résistance au roulement des petites roues avant du fauteuil roulant et le déplacement du tronc et du membre supérieur pendant le cycle de propulsion affectant les forces de friction (Sauret et al., 2009). Or, la prise en compte des forces de résistance aux roues avant du fauteuil chez les paraspportifs est très importante pour simuler une situation de terrain (Martin et al., 2002). De même, le fauteuil roulant est propulsé uniquement en ligne droite, l'ergomètre neutralise les mouvements latéraux du fauteuil, le sujet n'a donc pas à corriger sa trajectoire et peut se concentrer uniquement sur sa propulsion (Chénier et al., 2015). Dans le but de palier aux limites des outils d'évaluation utilisés en laboratoire, il est nécessaire de développer des protocoles capables d'évaluer les athlètes en situation écologique.



Figure 4 : Ergomètre à rouleaux (HEF Tecmachine, France)

La Smartwheel (Figure 5) permet de quantifier les forces réellement développées sur les mains courantes en situation de terrain chez les paraspportifs. C'est une roue instrumentée de capteurs dynamométriques permettant de mesurer les forces de propulsion tridimensionnelles, les moments et les caractéristiques temporelles (Three Rivers Holdings, Inc, Mesa, Arizona, États-Unis). Le diamètre de la roue varie entre 24 et 27 pouces ce qui la rend utilisable pour les sports de petits terrains mais pas pour l'athlétisme (29 pouces). Comparativement aux outils de laboratoire, la roue instrumentée permet de prendre en compte les différentes forces qui définissent les résistances à l'avancement au cours de la propulsion. Néanmoins, son application dans le sport est limitée par sa masse égale à 4.9 kg (Vegter et al., 2013). Sprigle et al. (2016) ont démontré que l'inclusion de roues instrumentées (pour un athlète de 75 kg) augmentait la masse du système de 6 % et l'inertie de rotation de 16 %, tandis que la perte d'énergie de friction augmentait de 40 % pour le mouvement linéaire. Compte tenu des limites évidentes de la Smartwheel, il est nécessaire de trouver une méthode alternative permettant d'évaluer la performance in situ d'un athlète en fauteuil roulant.



Figure 5 : Roue instrumentée Smartwheel
(Three Rivers Holdings, Inc, Mesa, Arizona, États-Unis)

1.5. 1080 Motion Sprint

Le dispositif 1080 Sprint (1080 Motion, Lidingö, Suède) est un autre élément de la technologie qui est devenu disponible pour une utilisation commerciale et qui peut mesurer la courbe vitesse-temps d'un athlète pendant une course de sprint. Initialement utilisé pour l'entraînement, le 1080 Sprint est un appareil de résistance et de test portable utilisé pour divers sports, notamment la course (Cross et al., 2017), le patinage (Perez et al., 2021) et la natation (Gonjo et al., 2021). La vitesse est calculée à partir du temps et de la distance. La vitesse est ensuite dérivée pour calculer les données d'accélération. Un servomoteur de 1.5 Kw (moteur OMRON G5 Series de 2000 tr/min, OMRON Corporation, Kyoto, Japon) fournit une résistance continue (1-15 kg) et une résistance maximale de 30 et 45 kg sur 10 et 3 secondes respectivement. Une corde en fibre composite est attachée au moteur et enroulée autour d'une bobine, elle peut s'étendre jusqu'à 90 mètres. La résistance est contrôlée par l'application informatique Quantum (1080motion webapp) (1080 Motion, Lidingö, Suède), qui enregistre également toutes les données cinétiques des essais de sprint à partir d'un encodeur optique fixé à l'axe du moteur à un taux d'échantillonnage de 333 Hz. Le fabricant indique que la précision de la mesure de la vitesse et de la distance est respectivement de $\pm 0.5\%$ et ± 5 mm (Bergkvist et al., 2015). Cependant, ces mesures ont été effectuées dans des conditions de laboratoire. La précision de mesure du 1080 Sprint comparée à celle d'un appareil radar a été évaluée pendant des sprints de 30 m avec des sprinters très entraînés (Thompson et al., 2021). Les coefficients de variations étaient de 5.11 % pour le temps de 0 à 10 m, de 4.32 % pour le temps de 10 à 20 m et de 1.51 % pour le temps de 20 à 30 m. Enfin, de nombreuses expérimentations préliminaires effectuées au sein du laboratoire ont démontré que les données relatives à la force et à la puissance transmises par le 1080 Sprint ne correspondaient pas réellement à la force et à la puissance développée par l'athlète. La force est calculée à partir de la tension du moteur électrique. Ceci correspond à la force résistive appliquée par l'athlète pour tirer le câble en tension. De ce fait, le 1080 Sprint ne permet pas à lui seul de quantifier des variables cinétiques telles que la force et la puissance développée par un athlète.

1.6. Méthode Samozino

La capacité de production de puissance maximale du corps humain et l'efficacité de propulsion a fait l'objet de nombreuses études chez les valides, et sa relation avec la performance athlétique générale est bien acceptée par les communautés de recherche et d'application (Cross et al., 2017). L'évaluation de la puissance et ses déterminants mécaniques donne un aperçu des limites du système neuromusculaire pour la performance explosive et est précieuse dans les sports comportant des activités régulières d'effort maximal. Il est possible d'écrire la puissance (P) sous la forme :

$$P (W) = F (N) \cdot v (m \cdot s^{-1})$$

Pour une production de vitesse équivalente, si la force produite augmente, alors la puissance augmente automatiquement. Toutefois, plus le mouvement est rapide, plus la force maximale que le sportif est capable de produire est faible. Il existe une relation entre la force, la vitesse et la puissance, qui semble intéressante à décrire afin de comprendre la performance d'un geste sportif. En effet, les capacités de production de force d'un mouvement mono-articulaire ont tout d'abord été étudiées en 1922 par Hill qui montre une diminution de la force avec l'augmentation de la vitesse lors d'un effort maximal. Dans le mouvement sportif nécessitant une coordination entre plusieurs segments et une sollicitation des différents groupes musculaires, de nombreux auteurs ont retrouvé cette relation linéaire entre la force et la vitesse dans tout type de gestes sportifs tels que le pédalage, le squat, le développé couché ou le sprint (Jaskolski et al., 1996 ; Arzac et al., 1996 ; Rahmani et al., 2000 ; Garcia-Ramos et al., 2016).

Une nouvelle méthode macroscopique fondée sur l'approche de dynamique inverse (Samozino et al., 2016) et le parcours temporel de la vitesse d'avancement du centre de masse a récemment permis de calculer diverses variables biomécaniques pendant la course de sprint. Cette procédure est basée sur la vitesse maximale atteinte à la fin de l'accélération (V_{max}) et sur les valeurs de la constante de temps de l'accélération (τ). De plus, lors d'une accélération maximale en course à pied, il a été démontré que la courbe vitesse (v_H)-temps (t) suit une fonction mono-exponentielle :

$$v_H(t) = v_{H_{max}}(1 - e^{-t/\tau})$$

On en déduit par intégration et dérivation la position horizontale ($x_H(t)$) et l'accélération horizontale ($a_H(t)$) respectivement :

$$x_H(t) = v_{H_{max}} \left(t + \tau e^{-\frac{t}{\tau}} \right) - v_{H_{max}} \tau$$

$$a_H(t) = \left(\frac{v_{H\max}}{\tau} \right) e^{-\frac{t}{\tau}}$$

Étant donné la difficulté de mesurer la force en dynamique, la force peut être estimée en appliquant les lois fondamentales de la dynamique dans la direction horizontale. Le diagramme de corps libre présenté à la figure 6, et utilisé dans cette étude, comprend le système mobile (athlète + fauteuil roulant) par rapport à l'environnement.

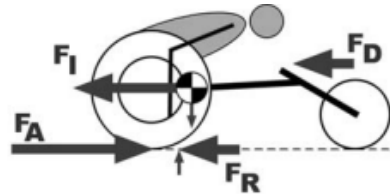


Figure 6 : Diagramme des corps libres des phases de poussée (adapté de Fuss, 2009)
Selon la phase (propulsion ou recouvrement), trois à quatre forces sont en équilibre dans la direction horizontale :

- F_A représente la force nette appliquée par le sol sur l'ensemble athlète-fauteuil
- F_R représente la force de résistance au roulement due au frottement
- F_D représente la trainée aérodynamique
- F_I la force inertielle lors de l'accélération et de la décélération

L'équation différentielle à résoudre est donc :

$$\sum F = m \cdot a, \text{ et par substitution,}$$

$$F_A - F_R - F_D = m \cdot a_H(t)$$

où m est la masse du système (en kg) et F_D est égale à :

$$F_D = k \cdot (v_H(t) - v_W)^2$$

où v_W est la vitesse du vent et k est le coefficient de frottement aérodynamique de l'athlète, qui peut être estimé comme proposé par Arsac et Locatelli (2002) :

$$k = \frac{1}{2} \rho A_f C_d$$

où ρ est la valeur de la densité de l'air, A_f représente la surface frontale du coureur et C_d le coefficient de trainée. La valeur ρ lors de tests effectués en soufflerie au CNRC était de 1.22 kg/m^3 tandis que le coefficient de trainée fois l'aire frontale était de 0,23 en moyenne pour des fauteuils roulants d'athlétisme.

Bien que la production de puissance soit une caractéristique importante de la préparation à l'entraînement et au jeu, elle reste souvent un aspect inconnu, mesuré et dépendant des conditions, de la performance en fauteuil roulant pour de nombreux entraîneurs et

athlètes, car elle est difficile à déterminer. Il n'existe aucune étude portant sur l'optimisation de la force et de la puissance en fonction de la vitesse d'exécution du geste, ni sur les limitations d'une configuration donnée sur la production de forces d'athlètes en fauteuil roulant. Une méthode accessible aiderait à comprendre l'impact de la résistance individuelle au roulement et l'intensité de l'effort.

2. Problématique

A notre connaissance, aucune étude ne s'est intéressée à la puissance produite par un athlète lors d'un sprint sur le terrain. Mes travaux se sont centrés sur la construction et la mise en place d'un test in situ permettant l'estimation de la puissance développée par les athlètes. Ce travail s'est porté sur les différentes disciplines dites « dynamiques » mais dans le cadre du Concours Mémoires d'étudiants sur le badminton organisé par la Fédération Française de Badminton, seuls les résultats des expérimentations effectuées avec les para-badistes en fauteuil roulant sont présentés dans ce mémoire. L'objectif de cette étude était de comparer en fonction des différentes configurations des fauteuils roulants, s'il existait des configurations plus optimales et plus adaptées aux pathologies des différents athlètes. La mesure de la résistance au roulement a aussi été une partie de l'étude, car elle n'est pas prise en compte dans la méthode de Samozino et al. (2016), mais est importante dans l'étude du sprint en fauteuil roulant. Pour répondre à ces problématiques, les hypothèses suivantes ont été émises. Dans un premier temps, nous avons fait l'hypothèse que la force calculée à partir du principe fondamental de la dynamique correspond à la force horizontale appliquée par l'athlète sur la main courante. Dans un second temps, nous avons émis l'hypothèse que la puissance développée par les athlètes était dépendante du sport pratiqué et de la pathologie. De plus, nous avons émis l'hypothèse que la propulsion en fauteuil roulant tout en tenant une raquette de badminton modifie les paramètres cinétiques et temporels de la propulsion de l'athlète en raison de la difficulté à tenir la main courante, ce qui réduit la puissance développée par l'athlète. Enfin, nous voulions montrer que le 1080 Sprint est un outil fiable pour mesurer la vitesse maximale lors d'un sprint en fauteuil roulant.

3. Matériels et méthode

3.1. Participants

Pour cette étude un para-athlète et son entraîneur se sont portés volontaires. Il est important de noter que dans le contexte du projet Paraperf, les expérimentations s'effectuent avec des athlètes participant aux Jeux Paralympiques 2024 de Paris. Ainsi, seulement deux para-badistes en fauteuil roulant sont potentiellement médaillables pour les Jeux Paralympiques 2024 de Paris, dont un qui était blessé ce jour-ci. Le récapitulatif des informations des volontaires est rassemblé dans le tableau 1.

	Âge	Masse	Classification	Années de pratique	Sport	Classement
Sujet 1 (S1)	45	71	WH1	17 ans	Badminton	1 ^{er} France 6 ^{ème} monde
Sujet 2 (S2)	48	83	Valide	2 ans	Badminton	X

Tableau 1 : Données des sujets

(*WH1 : aucune activité musculaire abdominale ou spinale inférieure)

3.2. Expérimentation

La session expérimentale s'est déroulée dans un gymnase au sein du CREPS de Toulouse (Figure 7) et a duré 1h30. Après un échauffement spécifique, les athlètes devaient effectuer des sprints avec des résistances croissantes de 10 N, à partir d'une résistance minimale de 0 N, jusqu'à une résistance maximale de 50 N, en mode isotonique. Les résistances ont été appliquées aléatoirement pour ne pas que les résultats soient influencés par l'ordre croissant des charges. Il a ainsi été demandé aux sujets d'effectuer une série de six sprints sur 20 m avec 0 N, 10 N, 20 N, 30 N, 40 N et 50 N de résistances sans raquette et la même procédure a été répétée avec raquette. Les sprints de 20 m sont notamment des tests standardisés et utilisés couramment pour évaluer les capacités athlétiques des joueurs de petits terrains. Chaque sprint était entrecoupé de 5 min de repos. La vitesse instantanée (V_h) a été mesurée à un taux d'échantillonnage de 333 Hz avec le 1080 Sprint (1080 Motion ; Lindingö, Suède). Dans la perspective de valider les résultats du 1080 Sprint, des cellules photoélectriques (WITTY, Microgate, USA) étaient placées au départ, à 10 m et à 20 m. Ces cellules permettaient de récolter les temps intermédiaires

à chaque distance. De plus, la résistance au roulement étant un paramètre important dans la performance de sprint en fauteuil roulant, elle a été prise en compte dans notre protocole. Sans la raquette, les athlètes devaient propulser leur fauteuil roulant sur plusieurs poussées puis relâcher et laisser ralentir le fauteuil en restant le plus immobile possible.



Figure 7 : Photo de l'expérimentation

3.3. Traitement des données

En utilisant les données brutes mesurées par le 1080 Sprint et les temps intermédiaires recueillis par les cellules Microgate, la force horizontale (F_h), la vitesse maximale (V_{max}) et la puissance maximale (P_{max}) ont été calculées. Deux méthodes ont été utilisées pour déterminer V_{max} . En effet, une étude préliminaire (Annexe 1) a permis de montrer que durant un sprint en fauteuil roulant, la courbe vitesse (V_h)-temps (t) suit une fonction mono-exponentielle. De ce fait, il est possible de définir l'équation suivante :

$$V_h(t) = V_{max}(1 - e^{-t/\tau})$$

A partir d'un code Matlab il a été possible de faire ressortir les valeurs V_{max} et τ à partir de la vitesse instantanée mesuré par le 1080 Sprint. Pour déterminer V_{max} à partir des cellules Microgate nous avons utilisé les deux temps intermédiaires à 10 et 20 m (t_{10m} , t_{20m}) ainsi que les positions (x_{10m} , x_{20m}) pour déterminer τ :

$$\frac{x_{20m}}{x_{10m}} = \frac{t_{20m} + \tau (e^{-\frac{t_{20m}}{\tau}} - 1)}{t_{10m} + \tau (e^{-\frac{t_{10m}}{\tau}} - 1)}$$

Ce calcul nous a permis de déterminer τ et il était ensuite possible de retrouver V_{max} en remplaçant dans l'équation :

$$x_{20m} = V_{max}(t_{20m} + \tau(e^{-t_{20m}/\tau} - 1))$$

A partir de V_{max} il est ensuite possible de déterminer F_h et P_{max} à partir des équations décrites dans la section 1.5.

Pour tous les essais, les courbes vitesse-temps obtenues à partir de la fonction mono exponentielle (Figure 8) ont été tracées et utilisées pour calculer les différents paramètres de la performance. Pour vérifier la qualité de la prédiction de la régression linéaire par rapport aux données brutes, le coefficient de détermination linéaire de Pearson (R^2) a été employé.

Etant donné le manque de sujets et de données, il n'était pas possible d'effectuer un traitement statistique sur les mesures acquises. Pour comparer la V_{max} calculée à partir du 1080 Sprint et la V_{max} calculée à partir des cellules Microgate, nous avons utilisé l'écart quadratique moyen (RMSE) qui est l'écart type des résidus. Il permet ainsi de donner une erreur moyenne entre deux nuages de points.

$$RMSE = \sqrt{\sum_{i=1}^n \frac{(\hat{y}_i - y_i)^2}{n}}$$

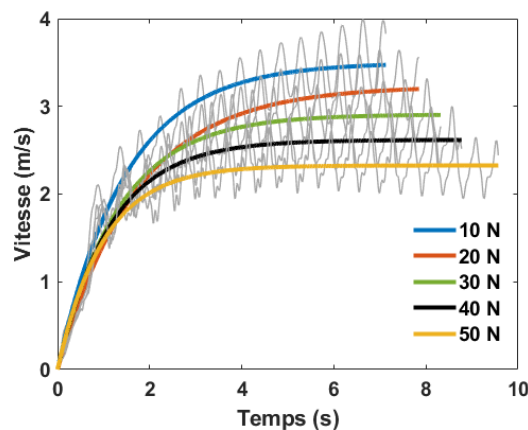


Figure 8 : Courbes vitesse-temps mesurées à partir du 1080 Sprint (en gris) et les données ajustées avec une fonction mono-exponentielle pour chaque résistance. Le taux de décélération (a) a été défini à partir de la pente de décélération comme le coefficient de la pente de la régression linéaire appliquée aux données brutes (Annexe 2).

Dans l'approche actuelle, les valeurs de décélération, ainsi que la masse de la combinaison fauteuil roulant-athlète, ont été utilisées pour calculer une approximation de la force de roulement en utilisant la seconde loi de Newton :

$$\sum F = m \cdot a$$

$$F_{roul} = m \cdot a + F_{aero} + F_{1080}$$

dans laquelle, m est la masse totale de la combinaison fauteuil roulant-athlète et a est le taux de décélération, F_{roul} est la force de roulement, F_{aero} est la traînée aérodynamique et F_{1080} est la force résistive exercée par le 1080.

4. Résultats

4.1. Mesure des variables force-vitesse-puissance pendant l'accélération d'un sprint en fauteuil roulant

De nombreuses expérimentations préliminaires se sont déroulées pour prendre en main le 1080 Sprint et s'assurer de l'intérêt de l'utiliser. Une première étude, a permis de vérifier que la courbe vitesse-temps suit une fonction mono-exponentielle et un abstract sur le sujet a notamment été rédigé pour la Société de Biomécanique (Annexe 1).

A la fin des 20 m avec toutes les résistances, les deux sujets avaient quasiment atteint leur vitesse maximale. En combinant la vitesse instantanée mesurée par le 1080 Sprint et la fonction mono-exponentielle décrite par Samozino et al. (2016), la V_{max} pour chaque résistance et chaque condition a été calculée et est répertoriée dans le tableau 2.

			0 N	10 N	20 N	30 N	40 N	50 N
S1	Sans raquette	V_{max} (m/s)	3.8	3.5	3.2	2.9	2.6	2.3
		τ (s)	0.9	1.46	1.7	1.32	1.16	1
		t (s)	6.14	6.84	7.28	7.68	8.27	9.03
	Avec raquette	V_{max} (m/s)	3.5	3.2	2.7	2.7	2.5	2.2
		τ (s)	0.9	1.35	1.47	1.2	1.15	1.16
		t (s)	6.67	7.35	8.03	8.91	8.74	9.54
S2	Sans raquette	V_{max} (m/s)	4.1	3.9	3.6	3.5	3.1	2.9
		τ (s)	1.4	1.54	1.57	1.65	1.33	1.22
		t (s)	6.24	6.28	6.70	7.02	7.28	7.67
	Avec raquette	V_{max} (m/s)	3.7	3.3	3.2	2.9	2.6	2.4
		τ (s)	1.14	1.6	1.5	1.61	1.29	1.47
		t (s)	6.52	7.24	7.37	8.03	8.63	9.34

Tableau 2 : Détermination de V_{max} et de τ pour chaque résistance et mesure du temps (t) pour atteindre la distance finale (20 m).

Avec l'augmentation de la résistance, V_{max} diminuait. Pour chaque résistance, le sujet 2 avait une V_{max} et un τ plus important que le sujet 1, τ correspondant au temps auquel le sujet avait atteint les deux tiers de sa V_{max} . A partir des valeurs de V_{max} et τ obtenus pour chaque condition, il était ainsi possible d'estimer la force horizontale (F_h) et la puissance (P) développées par l'athlète dans son fauteuil roulant (Tableau 3). Le sujet 2 était capable de développer davantage de force horizontale lors du sprint sans la raquette, néanmoins, lors de la tenue de la raquette, la force développée était approximativement similaire à celle du sujet 1 (Figure 7).

		10 N	20 N	30 N	40 N	50 N
S1	F_{max} (N)	187 ± 1	163 ± 3	191 ± 8	203 ± 13	200 ± 41
	P_{max} (W)	182 ± 16	156 ± 21	181 ± 11	123 ± 11	178 ± 14
S2	F_{max} (N)	219 ± 27	220 ± 10	212 ± 18	235 ± 18	228 ± 44
	P_{max} (W)	233 ± 52	233 ± 28	226 ± 42	235 ± 46	229 ± 50

Tableau 3 : Estimation de F_{max} et P_{max} en fonction des 2 conditions (moyenne \pm sd)

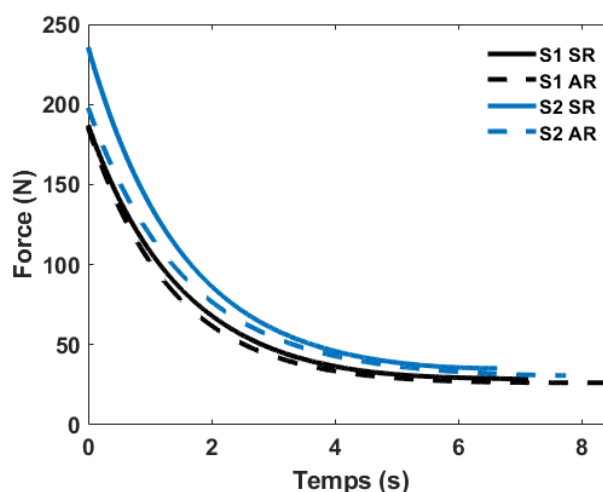


Figure 7 : Estimation des forces développées par les sujets lors des deux essais dans la condition 10 N. *SR = sans raquette / AR = avec raquette

Pour toutes les résistances, la variabilité de mesure des forces et des puissances entre les conditions sans raquette et avec raquette était plus importante pour le sujet 2 qui, pour rappel, était l'athlète « valide » avec 2 années de pratique du badminton fauteuil. A partir de l'estimation de la force horizontale et de la mesure de la vitesse instantanée il a été possible de calculer la puissance que pouvait potentiellement développer les athlètes par la simple formule :

$$P = F.V$$

Pour toutes les conditions, la puissance maximale a été développée dans la phase d'accélération du sprint, lors des premiers mètres (Figure 8). Le sujet 2 a produit davantage de puissance que le sujet 1 dans tous les essais, mais, l'écart entre la puissance produite par le sujet 1 et la puissance produite par le sujet 2 dans la condition avec raquette est beaucoup plus faible que dans la condition sans raquette.

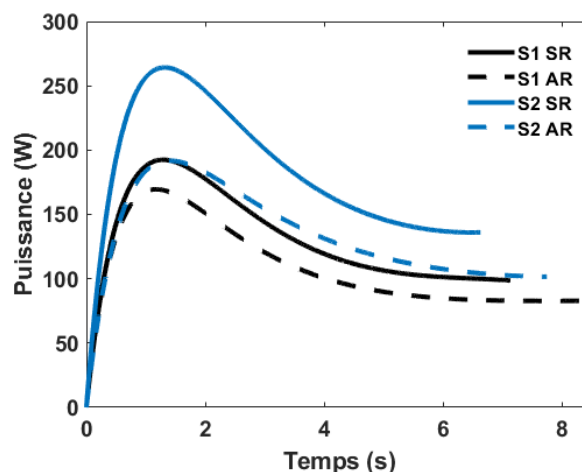


Figure 8 : Estimation des puissances développées par les sujets lors des essais dans la condition 10 N. *SR = sans raquette / AR = avec raquette

Pour chaque essai, les variables suivantes ont été calculées : V_{max} , A_{max} , F_{max} , P_{max} , t_{20m} et t_{3m} puis représentées sous la forme d'un diagramme de Kiviat (Figure 9) pour un retour précis aux athlètes. Les variables décrites sur ce diagramme ont été calculées à partir des données enregistrées par le 1080 Sprint. Le temps mit pour atteindre 3 m (t_{3m}) a été mesuré car la capacité à accélérer sur 3 m vers l'avant est un déplacement caractéristique du para-badminton. Ce diagramme montre bien que pour l'athlète classifié en WH1 et avec 17 années de pratique, P_{max} est approximativement égale entre toutes les conditions sauf pour la condition avec 20 N de résistance malgré l'augmentation de F_{max} (Figure 9).

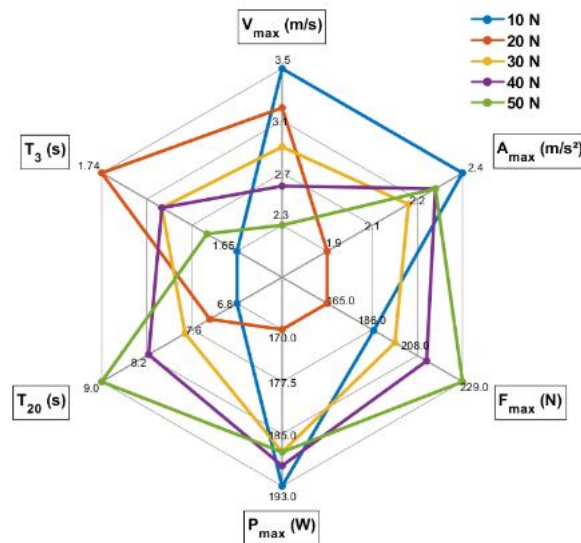


Figure 9 : Diagramme de Kiviat décrivant les différents paramètres définis de la performance pour le sujet 1.

La même procédure a été mise en place pour la condition avec raquette. Les mêmes observations ont été faites. Plus important que les capacités athlétiques des athlètes, en para-badminton, la spécificité du port de la raquette lors de la propulsion est une contrainte ajoutée à la tâche du joueur. La puissance maximale développée (P_{max}) a été notre indicateur principal pour décrire la performance. Les résultats ont montré que le port de la raquette est une contrainte et diminue la performance des joueurs. Le sujet 2 est le joueur qui a le plus subi ce rajout de la raquette puisque ses performances ont baissé de 23 % en moyenne (Figure 10).

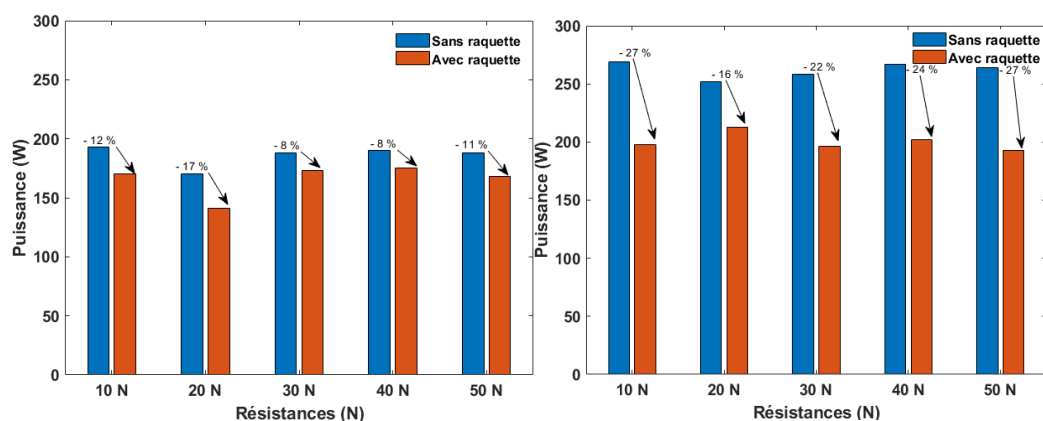


Figure 10 : Comparaison des puissances développées dans les deux conditions pour le sujet 1 (à gauche) et le sujet 2 (à droite)

Pour les deux participants et toutes les conditions, une régression linéaire négative significative a été trouvée entre la force et la vitesse avec les données expérimentales recueillies (Figure 11). La modélisation linéaire de la relation a permis d'extrapoler les capacités maximales théoriques de l'individu : la vitesse maximale de contraction (V_0) et la force maximale isométrique (F_0). Pour les sprints sans la tenue de la raquette, la vitesse maximale de contraction (V_0) moyennée sur tous les essais était respectivement de 3.8 ± 0.4 m/s pour le sujet 1 et de 4.3 ± 0.2 m/s pour le sujet 2. La force maximale isométrique (F_0) était respectivement de 198 ± 25 N pour le sujet 1 et 237 ± 15 N pour le sujet 2. Dans la condition avec raquette, V_0 était de 3.6 ± 0.1 m/s pour le sujet 1 et 3.8 ± 0.2 m/s pour le sujet 2. F_0 était quant à lui égal à 159 ± 25 N pour le sujet 1 et 205 ± 11 N pour le sujet 2.

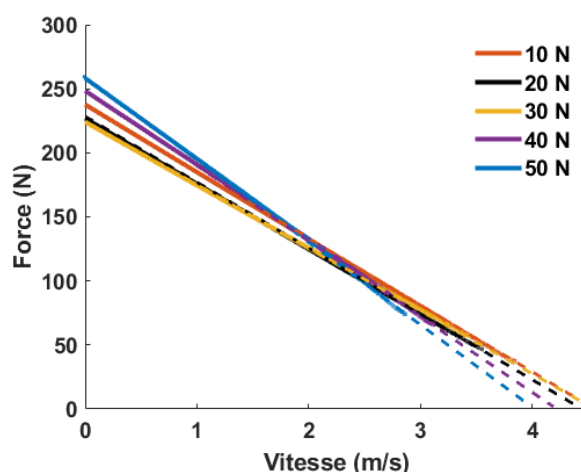


Figure 11 : Relations forces-vitesses lors des sprints sans raquette du sujet 2

4.2. Différence entre les deux outils de mesure

L'ajout des cellules Microgate lors de la deuxième expérimentation avait pour but de valider les mesures effectuées par le 1080 Sprint au niveau de la vitesse instantanée. Le RMSE effectué sur la V_{max} a révélé un écart de 0.1 m/s en moyenne entre la méthode de calcul avec les cellules Microgate et la méthode de calcul avec le 1080 Sprint. Cependant l'estimation de τ faite par le calcul avec les cellules Microgate était inférieure à celle faite avec le 1080 Sprint. En effet, le tracé de la fonction mono-exponentielle à partir des mesures des cellules Microgate surestime la courbe vitesse-temps par rapport aux données brutes enregistrées par le 1080 Sprint (Figure 12). De ce fait, les calculs de la puissance et de la force sont supérieurs à ceux trouvés avec le 1080 Sprint.

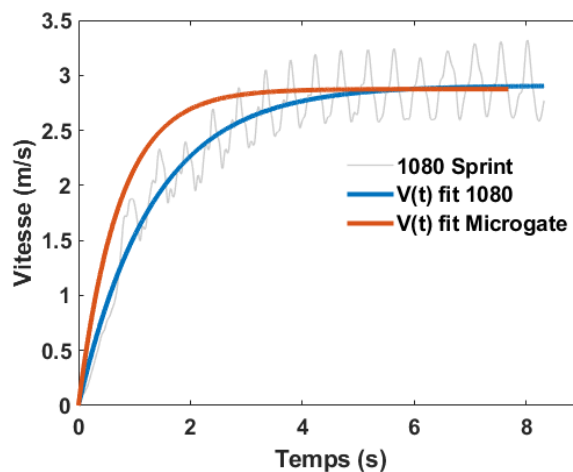


Figure 12 : Courbes vitesse-temps pour comparer la fonction mono-exponentielle appliquée sur les données du 1080 et celle appliquée sur les données des cellules.

5. Discussion

À notre connaissance, aucune étude ne s'était intéressée et n'avait proposé un protocole in situ permettant d'estimer la puissance développée par un para-badiste lors d'un sprint en fauteuil roulant. L'objectif de l'étude était de proposer une méthode simple et réutilisable permettant au mieux d'estimer la puissance développée par l'athlète et de valider cette méthode. Pour répondre à cet objectif, différentes hypothèses ont été émises. Nous avons dans un premier temps fait l'hypothèse que la force calculée à partir du principe fondamental de la dynamique correspondait à la force tangentielle appliquée à la main courante par l'athlète et que la puissance était dépendante du sport pratiqué et de la pathologie du sujet. Dans un second temps, il s'agissait de montrer que le 1080 Sprint pouvait être plus qu'un outil d'entraînement pour les athlètes valides, mais aussi un outil d'évaluation de la performance pour les athlètes en fauteuil roulant.

5.1. Utilisation de la méthode Samozino et al. (2016) lors de sprints en fauteuil roulant

À partir des données brutes de vitesse instantanée enregistrées par le 1080 Sprint, il a été démontré que la courbe vitesse-temps d'un sprint en fauteuil roulant suit une fonction mono-exponentielle. La courbe obtenue est une moyenne sur un cycle entier regroupant les phases de propulsion et de recouvrement. En combinant celle-ci avec la méthode de Samozino et al. (2016), il a été possible d'estimer les déterminants mécaniques de la

performance. Les relations linéaires négatives force-vitesse (F-v) obtenues (Figure 11) pour les deux sujets ressemblaient aux relations linéaires obtenues pour les gestes sportifs tels que le pédalage, le squat, le développé couché ou le sprint (Jaskolski et al., 1996 ; Arsac et al., 1996 ; Rahmani et al., 2000 ; Garcia-Ramos et al., 2016). Par conséquent, bien que les groupes musculaires impliqués, les ergomètres et les techniques de propulsion soient différents dans la propulsion d'un fauteuil roulant, il semblerait que la relation F-v soit similaire entre toutes les interactions musculaires et actions articulaires de différents gestes sportifs. Cela est probablement dû au fait que les caractéristiques des mouvements multi-articulaires reflètent les relations inverses F-v observées dans un muscle isolé par Hill (1922). Il y a plusieurs intérêts à étudier la relation F-v. L'évaluation du profil F-v des athlètes peut servir à définir une référence aux qualités que requiert une discipline (Sale, 1991). En effet, en fonction du sport pratiqué et de la pathologie du sujet, la relation F-v ne va pas être orienté de la même façon, soit plus orienté force, soit plus orienté vitesse. Dans le cadre de ce stage, une autre étude avec des para-athlètes spécialistes d'épreuves d'athlétisme en fauteuil roulant a été réalisée en parallèle de celle-ci. Plusieurs athlètes de différentes spécialités et comportant différentes pathologies ont participé à l'étude. Trois athlètes ont été comparés. Un athlète classé T53 qui n'a aucun contrôle de son tronc et spécialiste des épreuves de 100 – 400 – 800 m. Un athlète classé T54 qui a le contrôle de son tronc et qui est spécialiste des épreuves de longues distances types marathon. Enfin, l'athlète de cette étude, un para-badiste classé WH1 qui n'a pas le contrôle de son tronc. L'âge moyen de ces 3 participants étaient 50 ± 4 ans. Les résultats ont montré que la relation force-vitesse était différente entre les sujets ce qui témoigne des différentes qualités que requiert une discipline (Figure 13). Dans cette étude il n'a pas été possible d'étudier l'impact de la pathologie sur la relation force-vitesse puisque que peu de para-badistes ont participé à l'étude. Cependant dans l'étude transversale avec les pratiquants d'athlétisme fauteuil les premiers résultats ont montré que la pathologie influençait le profil force-vitesse.

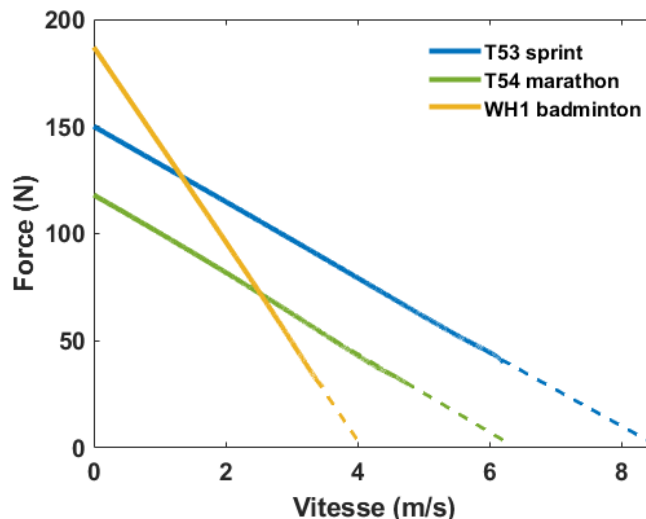


Figure 13 : Comparaison de la relation force-vitesse pour 3 sujets distincts dans la condition 10 N.

« T53 sprint » correspond à un spécialiste d'athlétisme fauteuil pratiquant les disciplines de courtes durées, « T54 marathon » correspond à un spécialiste d'athlétisme fauteuil pratiquant les disciplines de longues distances, « WH1 badminton » correspond au sujet 1 de cette étude.

Visant un profil optimal par rapport à une certaine discipline, l'évaluation de la relation F-v peut aider les sportifs à calibrer leurs sessions d'entraînement (Giroux et al., 2014). Avec un suivi continu à différentes périodes de son évolution, l'évaluation du profil F-v permet de contrôler le progrès de l'athlète (Sale et MacDougall, 1981). L'hypothèse de départ sur l'influence du sport au niveau de la puissance développée et du profil F-v semble être vraie, mais davantage de sujets permettrait de la confirmer.

5.2. Performance des athlètes

Discipline très récente dans le monde paralympique, apparu pour la première fois aux Jeux Paralympiques de Tokyo en 2021, la littérature scientifique sur le parabadminton en fauteuil roulant est très peu fournie. Le parabadminton en fauteuil roulant est composé de sprints en avant et en arrière courts et intenses nécessitant des capacités athlétiques élevées. Sucharitha et al. (2014) ont comparé la puissance anaérobie entre les joueurs nationaux de parabadminton en fauteuil roulant et des joueurs amateurs. Ils ont démontré que les joueurs nationaux étaient capables de développer plus de puissance anaérobie ce qui indique que la puissance peut être définie comme un facteur

important pour l'amélioration des performances des athlètes. Ce critère peut être un indicateur pour les entraîneurs, car il permet d'évaluer les athlètes et construire des programmes d'entraînement adaptés. Dans notre expérimentation, la moyenne des puissances maximales développées pour toutes les conditions durant les sprints sans la raquette, était de $185,8 \pm 9,1$ pour le sujet 1 et de $261,6 \pm 6,5$ pour le sujet 2. Pour la condition de sprint avec raquette, la puissance maximale moyenne était de $165,4 \pm 13,9$ pour le sujet 1 et de $200 \pm 7,1$ pour le sujet 2. Aucune comparaison ne peut être faite entre les deux individus car le sujet 1 est une personne paraplégique alors que le sujet 2 est une personne sans déficit physique. A notre connaissance, aucune étude scientifique ne permet de comparer les valeurs obtenues dans cette étude en termes de puissance. Seul Kim et al. (2019) ont étudié les capacités physiques des para-badistes coréens en mesurant notamment la puissance développée. Ils ont obtenu une puissance maximale de 9.20 ± 0.50 W/kg pour les joueurs nationaux et de 6.50 ± 0.35 W/kg pour les joueurs remplaçants. Ces résultats sont nettement supérieurs aux résultats obtenus dans notre étude. Cependant le protocole mis en place dans l'étude de Kim et al. (2019) n'était pas du tout le même que le nôtre. Leurs tests ont été effectués sur ergomètre à bras donc le mouvement n'était pas similaire à celui de la propulsion en fauteuil roulant. Néanmoins, les résultats dans notre étude ont montré une baisse de performance au niveau de toutes les variables mesurées dans la condition avec raquette. De nombreuses études se sont intéressées à l'impact du port de la raquette lors de la propulsion en fauteuil roulant et ont démontré une baisse de la performance chez l'athlète (Goosey-Tolfrey et Moss, 2005 ; Sindall et al., 2015 ; De Groot et al., 2017 ; Alberca et al., 2022). Sindall et al. (2015) ont déterminé que le port de la raquette impactait les mouvements de l'athlète en réduisant sa capacité à anticiper les trajectoires et se positionner correctement. De plus, la saisie de la raquette est une contrainte dans la phase de propulsion du fauteuil roulant car elle interfère avec la prise de la main courante en rendant la poussée inefficace (De Groot et al., 2017 ; Goosey et Moss, 2005). Alberca et ses collaborateurs (2022) ont étudié la dynamique de propulsion à l'aide d'une roue instrumentée SmartWheel. Les auteurs ont démontré que P_{max} et V_{max} diminuaient en association avec une augmentation du temps de poussé et du temps de cycle lors de la propulsion en tenant une raquette. Les joueurs semblaient produire moins de moment propulsif qui est la composante de force responsable de la propulsion du fauteuil. La diminution des variables mesurées dans notre étude est en

accord avec la littérature. Toutes les variables mesurées lors des sprints étaient inférieures dans la condition avec la raquette. De ce fait, l'hypothèse selon laquelle la puissance développée par les athlètes était dépendante du sport pratiqué et de ses spécificités est validée. En revanche, l'hypothèse émise sur l'influence de la pathologie sur la puissance développée reste à vérifier avec plus de sujets. Enfin, au vu de nos résultats, il serait intéressant d'étudier l'influence du nombre d'années de pratique sur la performance en badminton en fauteuil roulant puisque nos résultats ont montré que le sujet 4 ayant seulement deux années de pratique perd davantage de puissance avec la raquette.

5.3. Utilité du 1080 Sprint

Enfin, la dernière hypothèse de notre étude était de montrer que le 1080 Sprint n'est pas seulement un outil d'entraînement, mais peut être un outil fiable pour mesurer la vitesse maximale lors d'un sprint en fauteuil roulant. L'écart entre la V_{max} calculé à partir des cellules Microgate et la V_{max} à partir du 1080 Sprint était acceptable pour notre étude. Malgré une méthode de calcul différente, la mesure de la V_{max} avec le 1080 Sprint pour chaque condition était proche de celle calculée à partir des cellules qui sont des outils généralement utilisés scientifiquement pour leur fiabilité. L'hypothèse sur la fiabilité du 1080 Sprint a ainsi pu être validée. Cependant, l'estimation de la constante d'accélération τ était inférieur lors de l'utilisation des cellules Microgate pour tous les essais effectués. De ce fait, les puissances et les forces calculées par la suite avec les formules décrites précédemment étaient toutes supérieures à celles obtenues avec le 1080 Sprint. L'hypothèse faite est que la mesure à partir des cellules surestime l'accélération au départ du sujet puisque le temps pris entre x_{20} et x_{10} étant très faible dû à l'inertie du fauteuil roulant, la phase d'accélération de x_{10} à x_0 est surestimé.

De plus, le 1080 Sprint peut être un bon outil d'entraînement pour les athlètes en fauteuil roulant. Bien que les sports en fauteuil roulant gagnent en popularité en tant que sports de loisirs et de compétition, il existe encore un manque de connaissances concernant la conception d'entraînement spécifique, en particulier pour l'entraînement en force. Il est évident que la plupart des sports en fauteuil roulant dépendent de la force et de la puissance des membres supérieurs, et que ces capacités doivent être développées, de préférence par un entraînement de résistance lourd. Chez les athlètes valides, l'entraînement avec une résistance horizontale, comme les traîneaux chargés ou le 1080

Sprint, est utilisé par les préparateurs pour favoriser le développement de la composante de force horizontale lors du sprint. Les athlètes ayant eu un entraînement avec résistance lourde durant plusieurs semaines ont connu une amélioration significative de leur performance en sprint avec une diminution du temps mit pour franchir la ligne (Lahti et al., 2020). Turbanski et Schmidtbleicher (2010) se sont intéressés aux effets d'un entraînement à forte résistance sur la force et la puissance des membres supérieurs chez les athlètes en fauteuil roulant et les auteurs ont notamment montré, à partir d'exercice de développé couché, des améliorations significatives des paramètres de force et de puissance couplées à une augmentation de l'accélération et de la vitesse maximale lors d'un sprint. Il pourrait être intéressant de construire et de mettre en place un protocole d'entraînement sur plusieurs semaines avec le 1080 Sprint pour observer si l'entraînement avec résistance est bénéfique pour la performance des athlètes en fauteuil roulant. Pour finir, ce protocole peut aussi servir pour comparer différentes configurations sur le fauteuil roulant et déterminer la plus optimale pour l'athlète.

6. Conclusion et limites

Ce stage s'est inscrit dans le projet PARAPERF. Pour rappel, l'objectif du projet est d'accompagner les athlètes paralympiques vers leur plus haut niveau de performance, tout en conservant l'intégrité physique des athlètes, dans le but de maximiser les chances de médailles aux Jeux Paralympiques de Paris 2024. Dans ce cadre, mes travaux se sont portés sur l'optimisation de la performance des athlètes en fauteuil roulant. A travers une évaluation individualisée, des tests standardisés et le développement et l'utilisation de capteurs de mesure, le couple athlète-équipement a pu être évalué pour garantir la performance la plus élevée possible. Les tests en laboratoire sont aujourd'hui majoritairement utilisés pour mesurer les capacités des athlètes et la littérature scientifique est plus fournie que les tests terrain. Or, les conditions de laboratoire ne sont généralement pas réalistes et représentent une limite au niveau de la propulsion d'un fauteuil roulant. De ce fait, l'objectif principal de ce stage était dans un premier de construire et de mettre en place un protocole in situ permettant d'estimer la puissance développée par l'athlète lors d'un sprint en fauteuil roulant. Pour répondre à cet objectif, une importante revue de la littérature a été effectuée dans un premier temps pour voir les protocoles et les outils de mesure déjà utilisés pour quantifier ce paramètre. Il a été

observé dans la littérature scientifique que seules les roues instrumentées, en majorité les SmartWheel, sont utilisées pour quantifier les forces et les puissances exercées sur les mains courantes. Cependant, dans un contexte de performance, les limites de la SmartWheel exposées auparavant (Section 1.3.) ont été un frein à son utilisation. Ainsi, notre protocole s'est appuyé sur une méthode simple et utilisé chez les athlètes valides, la méthode Samozino et al. (2016). Pour utiliser cette méthode il a fallu dans un premier temps vérifier que la courbe vitesse-temps lors d'un sprint en fauteuil roulant suit une fonction mono-exponentielle. Cette recherche a notamment débouché sur l'écriture dans un abstract pour la Société de Biomécanique (Annexe 1), par ailleurs accepté. Notre protocole a permis de sortir les premiers résultats qui sont encourageants, mais méritent d'être approfondis. En effet, la force horizontale développée par l'athlète repose sur le principe fondamental de la dynamique et il est nécessaire de valider nos résultats par une mesure directe sur la main courante comme ont fait Samozino et al. (2016) avec les plateformes de force en course à pied. Pour cela, la conception d'une roue instrumentée est un véritable axe de recherche du projet PARAPERF. De nombreux laboratoires, membres du projet, travaillent sur ce projet complexe.

Les résultats de cette étude apportent des modalités d'entraînement pour les entraîneurs notamment sur le travail des accélérations au départ. Dans un contexte où la performance des athlètes en fauteuil roulant est de plus en plus importante, il serait nécessaire d'étudier de nouveaux programmes d'entraînements avec charge à l'aide du 1080 Sprint pour augmenter la performance et les capacités athlétiques. Notre étude a aussi permis de montrer l'influence de la pratique avec notamment le port de la raquette en badminton en fauteuil roulant contribuant à une baisse de la performance. À travers ces résultats, il s'avère indispensable d'améliorer l'ergonomie du fauteuil roulant en étudiant une conception plus ergonomique du fauteuil roulant permettant une meilleure préhension de la main courante avec la raquette.

De nouvelles expérimentations sur terrain ont eu lieu récemment avec un plus grand nombre de sujets pour notamment voir si la pathologie et la spécialité sportive ont une influence sur la puissance développée par l'athlète.

7. Références

- Alberca, I., Chénier, F., Astier, M., Watelain, É., Vallier, J. M., Pradon, D., Faupin, A., 2022. Sprint performance and force application of tennis players during manual wheelchair propulsion with and without holding a tennis racket. *PLoS ONE*. 17(2)
- Arsac, L. M., Belli, A., Lacour, J., 1996. Muscle Function during Brief Maximal Exercise: Accurate Measurements on a Friction-Loaded Cycle Ergometer. *European Journal of Applied Physiology and Occupational Physiology*. 74(1–2):100–106.
- Arsac, L.M., Locatelli, E., 2002. Modeling the energetics of 100-m running by using speed curves of world champions. *J Appl Physiol*. 92: 1781–1788
- Bergkvist, C., Svensson, M., Eriksrud, O., 2015. Accuracy and repeatability of force, position and speed measurement of 1080 Quantum and 1080 Sprint. <https://1080motion.com/science/summary-of-speed-force-accuracy-1080-sprint-1080-quantum-2015/>: 1080 Motion.
- Burlot, F., Joncheray, H., Dalgalarondo, S., Richard, R., Desenfant, M., Besombes, N., Laterrade, D., Menon, P., Rousseau, F., 2016. Enquête sociologique sur les conditions de préparation des sportifs sélectionnés pour les Jeux Paralympiques de Rio.
- Burlot, F., Delalandre, M., Joncheray, H., Demeslay, J., Julla-Marcy, M., Heiligenstein, A., Menon, P., Burlot, F., 2020. Les conditions de travail des entraîneurs paralympiques en France : Enquête sociologique. [Rapport de recherche]. *Ministère chargé des sports, INSEP*
- BWF. 2017. Badminton World Federation. Para-badminton (<https://corporate.bwfbadminton.com/para-badminton/>)
- Chénier, F., Bigras, P., Aissaoui, R., 2015. A new dynamic model of the wheelchair propulsion on straight and curvilinear level-ground paths. *Computer Methods in Biomechanics and Biomedical Engineering*. 18 (10), 1031 – 1043
- Cross, M.R., Brughelli, M., Samozino, P., Brown, S.R., Morin, J.B., 2017. Optimal loading for maximizing power during sled-resisted sprinting. *International Journal of Sports Physiology and Performance*. 12(8), 1069–1077.
- Collinger, J. L., Boninger, M. L., Koontz, A. M., Price, R., Sisto, S. A., Tolerico, M. L., Cooper, R. A., 2008. Shoulder Biomechanics During the Push Phase of Wheelchair

Propulsion: A Multisite Study of Persons With Paraplegia. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*. 89(4), 667–676.

Conners, R.T., Elliott, J.M., Kyle, D.L., Solomon, S., Whitehead, P.N., 2020. Physiological Responses of Youth Players During Wheelchair Basketball Games. *European Journal of Adapted Physical Activity*.

Cooper, R.A., 1990. Wheelchair racing sports science: A review. *Journal of Rehabilitation Research and Development*. 27(3), 295–312.

De Groot, S., Bos, F., Koopman, J., Hoekstra, A.E., Vegter, R.J.K., 2017. Effect of holding a racket on propulsion technique of wheelchair tennis players. *Scandinavian Journal of Medicine & Science in Sports*. 27(9):918–24

Faupin, A., Gorce, P., Thevenon, A., 2008. A wheelchair ergometer adaptable to the rear-wheel camber. *International Journal of Industrial Ergonomics*. 38 (7-8), 601–607.

Fuss, F.K., 2009. Influence of mass on the speed of wheelchair racing, *Sports Engineering*. 12(1):41 -53.

García-Ramos, A., S. Jaric, P. Padiál, and B. Feriche., 2016. Force Velocity Relationship of Upper Body Muscles : Traditional Versus Ballistic Bench Press. *Journal of Applied Biomechanics*. 32(2):178–85.

Giroux, C., Rabita, G., Chollet, D., Guilhem, G., 2014. What is the best method for assessing lower limb force-velocity relationship? *International Journal of Sports Medicine*. 36, 143–149.

Gonjo, T., Njøs, N., Eriksrud, O., Olstad, B. H., 2021. The Relationship Between Selected Load-Velocity Profile Parameters and 50 m Front Crawl Swimming Performance. *Frontiers in Physiology*. 12.

Goosey-Tolfrey, V.L., Moss, A.D., 2005. Wheelchair Velocity of Tennis Players during Propulsion with and Without the Use of Racquets. *Adapted Physical Activity Quarterly*. 22(3):291–30

Goosey-Tolfrey, V., Castle, P., Webborn, N. 2006. Aerobic capacity and peak power output of elite quadriplegic games players. *Br. J. Sports Med*. 40, 684–687

Granados, C., Yanci, J., Badiola, A., Iturricastillo, A., Otero, M., Olasagasti, J., Bidaurrazaga-Letona, I., Gil, S.M. 2015. Anthropometry and Performance in Wheelchair Basketball. *J Strength Cond Res*. 29(7):1812-20.

Hill, A.V., 1922. The maximum work and mechanical efficiency of human muscles, and their most economical speed. *The Journal of Physiology*. 56(1–2), 19–41.

Jaskolski, A., B. Veenstra, P. Goossens, A. Jaskolska, J. S. Skinner., 1996. Optimal Resistance for Maximal Power during Treadmill Running. *Research in Sports Medicine: An International Journal*. 7(1):17–30.

Legg, D., 2018. Paralympic Games. *Physical Medicine and Rehabilitation Clinics of North America*. 29(2), 417–425.

Martin, X., Tordi, N., Bougenot, M.P., Rouillon, J.D., 2002. Analyse critique des matériels et des méthodes d'évaluation de l'aptitude physique chez le blessé médullaire en fauteuil roulant. *Science & Sports*. 17 (5), 209 – 219.

Mota, R., Almeida, D. 2020. Performance Analysis in Wheelchair Para-Badminton Matches (No. 1). 2, 22–31.

Perez, J., Guilhem, G., Brocherie, F., 2021. Ice Hockey Forward Skating Force-Velocity Profiling Using Single Unloaded vs. Multiple Loaded Methods. *Journal of Strength and Conditioning Research, Publish Ahead of Print*. (15), 1–5.

Rahmani, A., 2000. Mesure de la force musculaire à partir de l'accélération appliquée à une charge. Relation force-vitesse dans des conditions ballistiques. Thèse de doctorat. Lyon: Université Claude Bernard

Sale, D. G. 1991. Testing Strength and Power. In H. Kinetics (Ed.), *Physiological testing of the high-performance athlete* (2nd edition, pp. 21–106). Champaign.

Sale, D., MacDougall, D., 1981. Specificity in strength training: a review for the coach and athlete. *Canadian Journal of Applied Sport Sciences. Journal Canadien Des Sciences Appliquées Au Sport*. 6, 87–92

Samozino, P., Rabita, G., Dorel, S., Slawinski, J., Peyrot, N., Saez de Villarreal, E., Morin, J. B., 2016. A simple method for measuring power, force, velocity properties, and mechanical effectiveness in sprint running. *Scandinavian Journal of Medicine & Science in Sports*. 26, 648–658.

Sauret, C., Vaslin, P., Dabonneville, M., Cid, M., 2009. Drag force mechanical power during an actual propulsion cycle on a manual wheelchair. *Irbm*. 30, 3–9.

Sindall, P., Lenton, J., Cooper, R., Tolfrey, K., Goosey-Tolfrey, V., 2015. Data logger device applicability for wheelchair tennis court movement. *J Sports Sci*. 33(5):527–3

Sprigle, S., Huang, M., Lin, J.T., 2016. Inertial and frictional influences of instrumented wheelchair wheels. *Journal of Rehabilitation and Assistive Technologies Engineering*. 3.

Sucharitha, B.S., Reddy, A.V., Madhavi, K., 2014. Effectiveness of plyometric training on anaerobic power and agility in female badminton players. *Int J Pharma Bio Sci*. 3:754-761.

Thompson, K. M. A., Whinton, A. K., Ferth, S., Spriet, L. L., Burr, J. F., 2021. Moderate Load Resisted Sprints Do Not Improve Subsequent Sprint Performance in Varsity-Level Sprinters. *Journal of Strength and Conditioning Research*. 35(1), 72–77.

Turbanski, S., Schmidtbleicher, D., 2010. Effects of heavy training on strength and power in upper extremities in wheelchair athletes. *Journal Of Strength and Conditioning Research*. 8–16.

Van der Woude, L.H., Dallmeijer, A.J., Janssen, T.W., Veeger, D., 2001. Alternative modes of manual wheelchair ambulation: An overview. *American Journal of Physical Medicine & Rehabilitation*. 80(10), 765–777.

Vanlandewijck, Y., Theisen, D., Daly, D., 2001. Wheelchair propulsion biomechanics: implications for wheelchair sports, *Sports Medicine*. 31(5):339-367.

Van der Woude, L.H., De Groot, G., Hollander, A.P., Van Ingen Schenau, G.J., Rozendal, R.H. 1986. Wheelchair ergonomics and physiological testing of prototypes. *Ergonomics*. (12):1561-73.

Veeger, H.E., Van der Woude, L.H., Rozendal, R.H., 1992. Effect of handrim velocity on mechanical efficiency in wheelchair propulsion. *Med. Sci. Sports & Exer*. 24, 1, 100-107

Vegter, R. J., Lamothe, C. J., De Groot, S., Veeger, D. H., 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. *Journal of NeuroEngineering and Rehabilitation*, 10.

Yüksel, M.F. 2018a. Effects of badminton on physical developments of males with physical disability. *Universal J. Educ. Res*. 6, 701–709.

8. Annexe

Reliability of the force-velocity-power test during wheelchair sprint acceleration: a preliminary study

M. Deves^{a*}, S. Bastos Belloc^a, T. Marsan^a,
A. Faupin^b, B. Watier^a
^aLAAS-CNRS, Université de Toulouse, CNRS, UPS,
France ; ^bLaboratoire Motricite Humaine
Education Sport Sante, Université de Toulon,
France

1. Introduction

In wheelchair sports, laboratory tests are commonly used to assess the athlete's fitness and consequently the literature is more extensive than field tests. The gold standard for assessing anaerobic power for wheelchair athletes is the Wingate test for upper limbs. However, the high cost of the equipment, the laboratory conditions and the stationary position with movements unlike wheelchair propulsion limit its practical application and use. As a result, field tests have the advantage of being cheaper, easy to set up and reusable by coaches (Goosey-Tolfrey and Leicht, 2013) but still less accurate. The Smartwheel, an instrumented wheel with dynamometric sensors, is an alternative way to measure the kinetics of wheelchair propulsion. Its application is nevertheless limited due to its mass (4.9 kg), its high cost and its fixed diameter (24") (Cowan et al., 2008). The 1080 Motion Sprint is a tool developed for measuring the speed-time curve of healthy athletes during a linear sprint. Equipped with a servo motor, the system is composed of an optical encoder to measure the instantaneous speed during a linear sprint. Moreover, an isotonic mode allows to impose a given resistance to the athlete. On the other hand, Samozino et al. (2016) proposed a methodology to determine the maximum propulsion force, the maximum horizontal speed and the maximum power that able-bodied athletes can develop while running. With this method of calculation, to the best of our knowledge, no study has looked at the power developed by the wheelchair athletes.

Therefore, the present study aimed to ensure that the wheelchair speed followed a mono-exponential function in isotonic mode with the use of the 1080 Sprint to apply the method developed by Samozino et al. (2016) and determine the power developed by the athletes. It was hypothesised that both the 1080 Sprint and the model developed by Samozino et al. (2016) allowed to quantify the main performances of the wheelchair athletes: power, speed and force propulsions

2. Methods

2.1 Participants

Two para-athletes volunteered for this study. The first subject was 55 years old, the total mass including the chair and subject was 84 kg and he could control his trunk. The second participant was 47 years old, the total mass was 86 kg and he had no

abdominal or lower spinal muscle activity. Both participants had their own wheelchair and practise long-distance running at national level respectively for 30 and 15 years.

2.2 Experimentation

After a specific warm-up, the athletes performed two sprints of 40 m on each of the 10 N, 20 N, 30 N resistances and 30 m with 40 N resistance and one sprint with 50 N resistance in isotonic mode, interspersed by 5 min of rest between each sprint. Instantaneous horizontal velocity (V_h) of the sprinting performance was measured at a sampling rate of 333 Hz with 1080 Sprint (1080 Motion; Lindingö, Sweden). An anemometer was placed at a height of 1.22 m beside to the track to measure the wind velocity which was measured at 3 m/s on the day of experiments.

2.3 Data processing

Using the 1080 Sprint raw data, horizontal force (F_h), maximal velocity (V_{max}), and maximal power (P_{max}) were calculated. Net horizontal propulsion force (F_h) was adapted from Samozino et al. (2016) considering the mass (m) of the athlete and the wheelchair performing the sprint, the acceleration ($a_h(t)$), the drag resistance (F_{aero}) and adding the 1080 Sprint resistive force (F_{1080}):

$$F_h(t) = m a_h(t) + F_{aero} + F_{1080}$$

The drag resistance is equal to:

$$F_{aero} = k \cdot (v_H(t) - v_W)^2$$

where v_W is the wind speed, and k is the aerodynamic friction coefficient of the athlete, which can be estimated as proposed by Arsac and Locatelli (2002):

$$k = \frac{1}{2} \rho A_f C_d$$

where $\rho = 1.22 \text{ kg/m}^3$ is the air density value, A_f is the frontal area of the rider, and C_d is the drag coefficient. The drag coefficient times frontal area, calculated by CNRC in wind tunnel tests, is 0.23 on average for athletic wheelchairs.

The mean and standard deviation was processed for both trials on the maximum speed achieved. Only the best performance for power between the two trials was retained in the results.

3. Results and discussion

For all trials, the velocity-time curve obtained from the mono-exponential function well fitted to the raw data (min $R^2 = 0.94$; max $R^2 = 0.99$; mean $R^2 = 0.97$) (Figure 1). At the end of the 40 m with the lowest resistance, both subjects had not reached their maximum speed. Combining the instantaneous speed measured by the 1080 Sprint and the mono exponential function described by Samozino, the V_{max} that could be reached by the first subject on the two trials with the 10 N resistance was $4.95 \pm 0.1 \text{ m/s}$ and the V_{max} that the second subject could reach was $7.75 \pm 0.5 \text{ m/s}$. Masson (2015) reported, for an elite para-athlete, a V_{max} of 8.38 m/s achieved after 100 m on an ergometer.

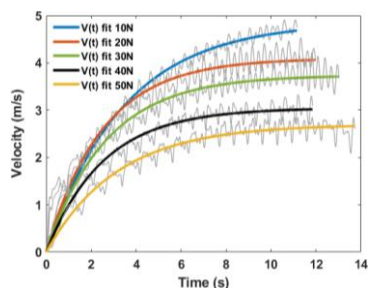


Figure 1 Velocity-time curves measured with 1080 Sprint (grey) for the first subject and fitted data with a mono exponential function on the different resistances considered.

When increasing the resistance, the V_{max} of both subjects decreased until it reached approximately 50 % of the V_{max} of the 10 N resistance condition during 50 N resistance condition (Table 1).

		10 N	20 N	30 N	40 N	50 N
S1	V_{max} (m/s)	4.95 ± 0.1	4.07 ± 0.03	3.78 ± 0.06	2.97 ± 0.1	2.7
	P_{max} (W)	202	214	205	180	173
S2	V_{max} (m/s)	7.75 ± 0.5	6.16 ± 0.3	5.61 ± 0.5	3.77 ± 0.7	3.07
	P_{max} (W)	232	232	236	207	174

Table 1 Maximal velocity and power developed by each athlete on the resistances considered.

From the speeds measured by the 1080 Sprint on the different resistances, it was possible to determine the power, force, and velocity (Samozino et al., 2016). The first subject was able to develop a greater horizontal force at the start, while the second subject was able to maintain a more constant high force.

With the 20 N resistance, the first subject developed a F_{max} of 164 N against 87 N for the second. This difference was probably due to the different classifications. Regarding the power developed by the athletes, the maximal power was observed for a resistance of 20 N for the first subject and 30 N for the second and they reached respectively 214 W and 236 W (Table 1).

With a resistance of 40 N, the subjects were no longer able to maintain or produce a power equivalent to or greater than 10 N (Table 1). For all resistances, the first subject with trunk control developed maximum power in the acceleration phase while the second subject developed maximum power at the end of the 40 m. (Figure 2).

No field test studies could be used to compare the power output. Masson (2015) estimated a P_{max} of 370 W using the exponential model of speed versus time. However, his protocol was conducted on an ergometer so the inertia of the rollers did not represent the inertial resistances felt by the athlete on the track. It could be interesting to study the maximal power with a larger number of subjects to allow coaches to evaluate the performance of their athletes according to the pathologies and sports they practice.

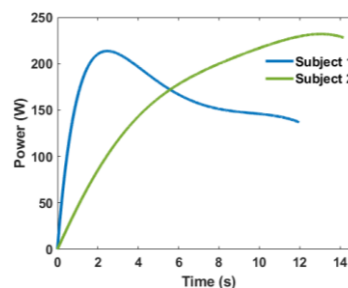


Figure 2 Power curve obtained from the exponential model for a resistive load of 20 N.

1. Conclusions

The aim of this study was to set up a performance measurement protocol using the 1080 Sprint and the method developed by Samozino et al. (2016) in the particular context of wheelchair sprint acceleration. Instantaneous speeds measured by 1080 Sprint and Samozino et al. (2016) method could give an indication of the V_{max} that the athlete could achieve. In further studies, it would be necessary to carry out tests without resistance in order to have the maximal speed that the athlete could achieve with the associated power. A future study will be set up to determine the power developed by athletes in situ using the Smartwheel, IMU and 1080 Sprint.

Acknowledgements

This work was funded by the ANR project PARAPERF (ANR--19-STHP-0005).

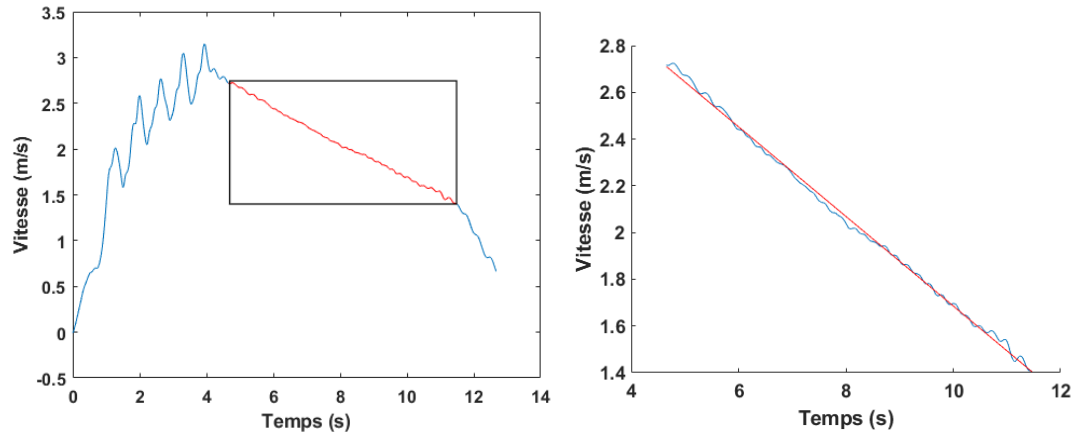
References

- Arsac LM, Locatelli E. 2002. Modeling the energetics of 100-m running by using speed curves of world champions. *J Appl Physiol* : 92: 1781–1788
- Cowan, R.E., Boninger, M.L., Sawatzky, B.J., Mazoyer, B.D., Cooper, R.A. 2008. Preliminary outcomes of the SmartWheel Users' Group database: A proposed framework for clinicians to objectively evaluate manual wheelchair propulsion. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, 89(2), 260–268.
- Goosey-Tolfrey, V. L., and Leicht, C. A. 2013. Field-based physiological testing of wheelchair athletes. *Sports Medicine*, 43 (2), 77–91
- Masson, G. 2015. Amélioration des performances d'athlètes en fauteuil roulant d'athlétisme à partir d'une configuration optimale [Thèse de doctorat, Université de Sherbrooke].
- Samozino, P., Rabita, G., Dorel, S., Slawinski, J., Peyrot, N., Saez de Villarreal, E., and Morin, J. B. 2016. A simple method for measuring power, force, velocity properties, and mechanical effectiveness in sprint running. *Scandinavian Journal of Medicine and Science in Sports*, 26(6), 648–658.

Keywords: wheelchair, velocity, power, sprint

***Corresponding author. Email:**

mathieu.deves@laas.fr



Annexe 2 : Pente de décélération mesurée à partir du 1080 Sprint (à gauche) à laquelle est appliquée une régression linéaire (à droite, courbe rouge)

The 2021 Paralympic Games in Tokyo marked the official debut of wheelchair para-badminton. Wheelchair field sports, such as Para-Badminton, are described as intermittent aerobic activities interspersed with short periods of high-intensity work. In addition, the special feature of this sport is the simultaneous handling of the wheelchair and the racket. In wheelchair Paralympic sports, laboratory tests are commonly used to assess the athlete's fitness and, therefore, the literature is more extensive than for field tests. To the best of our knowledge, and given the youth of the sport, no study has investigated the power developed by a wheelchair para-badminton player on the field. In this study, the main objective was to construct and implement an in situ protocol to estimate the power developed by athletes during wheelchair sprinting. Through this protocol, it was first demonstrated that the speed-time curve follows a mono-exponential function. The hypothesis was that the power developed was dependent on the sport practised and the pathology. Maximum speed, maximum horizontal force and maximum power were measured in sprint tests using the 1080 Sprint in conjunction with the method of Samozino et al. The first results obtained showed initially an increase in horizontal force and power with increasing resistance. In a second step, we observed that the determinants of performance are dependent on the sport practiced and the pathology of the subject. These results indicate a need to implement a load training protocol and to ergonomically optimise the wheelchair according to the athlete and his/her sport.

Keywords: sprint, force-velocity relationship, power, wheelchair, Paralympics, badminton