

# Réflexion Sport

Scientifique & technique

# EXTRAIT

Des outils au service  
de la performance  
et de la santé des  
athlètes en fauteuil

The background of the lower half of the cover features a close-up photograph of a wheelchair's frame and a large, ornate silver trophy. A red ribbon is draped across the scene, connecting the two elements. The wheelchair frame is silver and has yellow grips. The trophy is highly reflective and has a wide, flared top. The red ribbon is a vibrant, textured fabric that weaves between the wheelchair and the trophy.

# Des outils au service de la performance et de la santé des athlètes en fauteuil



**Marjolaine Astier**

Doctorante en STAPS, laboratoire motricité humaine expertise sport santé (LAMHESS), EA6312 à l'université de Toulon.



**Arnaud Faupin**

Chercheur LAMHESS, EA 6312 et maître de conférences à l'université de Toulon.

**Didier Pradon**

Ingénieur hospitalier Endicap U1179, université de Versailles Saint-Quentin (UVSQ), Laboratoire d'analyse du mouvement au CHU Raymond Poincaré.



**Thierry Weissland**

Chercheur dans l'équipe performance motrice humaine\_dynamique des systèmes complexes de contrôle (PMH\_DySCo) – UMR CNRS 5218 laboratoire IMS – intégration du matériau au système et maître de conférences à l'université de Bordeaux.



**C**omme leurs homologues valides, les athlètes handisport mettent leurs corps à rude épreuve. Pour prévenir les blessures et optimiser leurs performances, ces derniers disposent de nombreux outils et exercices.

Voilà bien une chose que la Nature dans son infinie diversité et ingéniosité n'avait pas prévue. Dans sa complexité, l'être humain, comme toutes les autres espèces, a su évoluer au cours de son histoire et s'adapter en mettant en place des stratégies physiques ou cognitives pour parer aux impératifs de son environnement et de ses activités. On peut ainsi citer la locomotion qui a vu l'être humain se redresser. Dans ce processus, les membres inférieurs ont dû évoluer afin de soutenir le nouveau défi qu'imposait la posture debout. Contrairement à ces derniers, les membres supérieurs sont des structures anatomiques qui, phylogénétiquement n'ont pas été préparées pour produire les hauts niveaux de force et une répétitivité de mouvement élevée nécessaires à la propulsion en fauteuil roulant manuel (FRM). Or, son usage fréquent peut entraîner un surmenage des structures myo-tendineuses, ostéoarticulaires et nerveuses, principalement des articulations des membres supérieurs et du dos. On parle alors de troubles musculo-squelettiques (TMS), se manifestant le plus couramment sous la forme de douleurs, mais aussi de raideurs, maladrotes et/ou pertes de force. Source de souffrances supplémentaires à celles engendrées par la déficience motrice, les TMS réduisent l'autonomie, et ont un coût humain et financier important.

Chez les athlètes de haut niveau, ces ennuis sont plus prégnants que pour le reste de la population en fauteuil. Aussi, un suivi particulier se doit d'être mis en place afin de prévenir les risques de blessures et

de fait, d'améliorer leurs conditions d'entraînement et par extension leurs performances. Systématique pour les sportifs de haut niveau valides, cet accompagnement essentiel n'est pas la norme en handisport, faute de temps et/ou de moyens. Avec le développement de la pratique handisport, de nouveaux protocoles voient le jour et viennent soutenir ces champions et championnes en quête d'excellence, et d'un peu de reconnaissance.

“ ... garder un bon rendement de « roulage » avec des fauteuils équipés de roues à fort carrossage... ”

## L'ergomètre et le tapis roulant, outils imparfaits

Les ergomètres à rouleaux instrumentés permettent d'analyser de la puissance développée lors de la propulsion en fauteuil roulant. Des mesures indispensables afin de quantifier le travail fourni par les membres supérieurs et donc mettre en évidence un risque de développer des ▶

TMS. Conçu par HEF Tecmachine, le modèle VP HANDISPORT a été spécialement adapté au travail des athlètes handisport (Cf. Figure 1).

Cette machine est équipée de deux freins électromagnétiques (côté droit et côté gauche) et de deux capteurs de vitesse instantanée ce qui permet de pouvoir analyser la symétrie de propulsion. À l'aide de cet ergomètre, différents auteurs ont analysé la symétrie bilatérale du mode de propulsion chez des handibasketteurs (Faupin *et al.* ACAPS, 2017) ou des athlètes pratiquant le quadrugby (Goosey *et al.* 2018). Une quantification des asymétries importantes car donnant des éléments concrets de travail tant aux classificateurs qu'aux entraîneurs. En effet, ces asymétries peuvent entraîner un stress supplémentaire pour les articulations (épaule, coude et/ou poignet), et de fait, induire une baisse de performance.

Cet ergomètre permet également de modifier le réglage angulaire des deux ensembles de rouleaux (de 0 à 25 degrés) 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.* 2008), ce qui a permis à Faupin et ses associés d'analyser l'influence du carrossage du fauteuil roulant (Faupin *et al.* 2004) ainsi que la technique de propulsion (Faupin *et al.* 2013) chez les handibasketteurs. Cependant, ce type d'outil neutralise les mouvements latéraux du FRM, notamment en condition asynchrone (ASY), c'est-à-dire lorsque les bras travaillent en alternance, et qu'à un moment donné, un seul bras à la fois applique une force sur la main courante (Goosey-Tolfrey et Kirk, 2003), et ne prend pas en compte les deux roulettes avant, ce qui modifie la résistance au roulement. ▶



Figure 1 – Ergomètre VP HANDISPORT (HEF Tecmachine, France).

Les tapis roulant (Cf. Figure 2), eux, reproduisent mieux les conditions écologiques de terrain que les ergomètres à rouleaux stationnaires puisque les variations de résistance et d'accélération sont reproduites (Martin *et al.* 2002), la résistance au roulement des quatre roues prise en compte et le tapis pouvant être incliné pour simuler les pentes. Cependant, Astier et ses collègues (ISPRM, 2018) ont montré que cet appareil ne permettait pas de reproduire les conditions de terrain lors de la propulsion asynchrone et donc de mettre à l'épreuve les

mouvements de tangages (ou *steering*) du FRM. En effet, sur le terrain, en propulsion ASY, le FRM n'a pas une trajectoire rectiligne mais vacille de droite à gauche. Ainsi, ce *steering* important induit une utilisation accrue des muscles du tronc pour la stabilité du joueur, ce qui augmente les dépenses énergétiques (notamment en termes de  $VO_2$ ). Une variable annulée sur le tapis roulant en raison de l'attache du FRM. La propulsion ASY de l'utilisateur du FRM n'est donc pas comparable sur le terrain et sur le tapis roulant. ▶

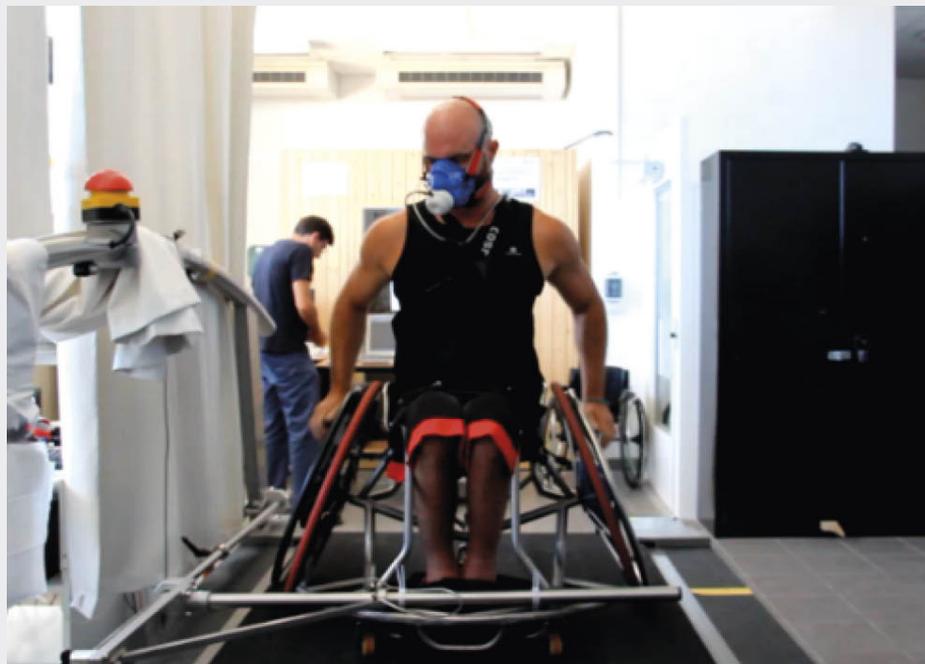


Figure 2 – Expérimentation sur tapis roulant (h/p/cosmos saturn® 300/100 r).

## À l'épreuve du terrain

Forts utiles pour effectuer des tests en conditions optimales ou sur des points précis, ergomètres et tapis roulant ne peuvent à eux seuls suffire. En se rapprochant des fondamentaux des disciplines paralympiques, les tests de terrain agrègent l'évaluation de la condition physique à l'aptitude fonctionnelle de coordination du sujet avec son fauteuil roulant. Dans le modèle de Paulson et Gossey-Tolfrey (2017), la production de la performance est la résultante de l'interaction du « facteur humain » caractérisé par les ressources individuelles des grandes fonctions du corps perturbées par les limitations inhérentes au handicap, avec le « facteur mécanique » relié au matériel et les réglages personnels compte-tenu des possibilités d'équilibre et de coordination du sportif. Ainsi, les possibilités fonctionnelles de l'appareil effecteur, plus ou moins réduites en fonction du handicap peuvent être un facteur limitant pour une exploration exhaustive des ressources physiologiques des sportifs paralympiques au cours des tests de terrain. Comme pour les valides, ces tests explorent la puissance ou la capacité des filières énergétiques sollicitées et s'organisent en protocole continu ou intermittent le plus souvent réalisé en salle.

“ ... cet appareil ne permettait pas de reproduire les conditions de terrain...”

Aussi avant chaque épreuve de terrain, il est recommandé de prendre en compte les différents facteurs intervenant sur la résistance au roulement et qui ont une incidence notable sur les qualités dynamiques du fauteuil roulant. Il a été montré que les variations de la masse totale (sujet + fauteuil), du type de pneumatique, de son usure et de sa pression, de la qualité des paliers de roulement ont un impact sur la performance et les qualités de propulsion (De Groot *et al.* 2013 ; Leboeuf *et al.* 2017). La nature de la surface du sol et sa propreté ont également une incidence sur la résistance au roulement et les phénomènes de glissade lors des changements brusques de direction (Josse *et al.* 2018).

Les épreuves de terrain offrent une diversité de protocoles adaptés aux disciplines paralympiques et aux caractéristiques spécifiques de leurs pratiquants et aident à l'optimisation de la préparation physique, à la pertinence des choix et des réglages du fauteuil roulant. Les perspectives seraient de mieux appréhender les mouvements ▶

du sujet soumis aux accélérations lors des changements de direction ou freinages et d'associer aux épreuves des éléments vidéos, une quantification des forces ou des accélérations à partir de capteurs de manière à définir des profils de performance fonctionnelle suivant la classification de handicap.

“ ... une bonne reproductibilité du test et une corrélation satisfaisante avec un sprint de 30 secondes sur ergomètre à bras ”

## Des sprints pour évaluer la fatigue et la puissance

Les séances de sprint fauteuil peuvent s'effectuer en ligne droite sur des distances de 5 à 20 m en fonction de l'âge, de la classification, de la pathologie ou de la discipline paralympique. Pour explorer plus finement la coordination du sujet, elles peuvent aussi comporter des changements de

direction voire un ou plusieurs demi-tours et avec réception et tir avec ballon (Vanlandewijck *et al.* 1999 ; Yanci *et al.* 2015 ; Goosey-Tolfrey et Leicht, 2013, Leboeuf *et al.* 2017). Ces dernières peuvent parfois niveler les différences de performance entre les classifications proches (Vanlandewijck *et al.* 2004 ; Molik *et al.* 2010). Pour certains tests, une double passation avec changement de sens de rotation (horaire et antihoraire) est imposée et permet une discrimination du côté préférentiel ; bien souvent moins déficitaire sur le plan musculaire, proprioceptif et de l'équilibre que le côté controlatéral (Lutgendorf *et al.* 2009 ; Goosey-Tolfrey *et al.* 2018). Afin de mesurer la fatigue des athlètes, ces exercices s'enchaînent avec 5 à 20 répétitions, entrecoupés de pauses entre 10 et 30 secondes (Goosey-Tolfrey et Leicht, 2013, Gee *et al.* 2018).

La puissance du sujet s'évalue, elle, à l'aide de ce qu'on appelle le *Muscle Power Sprint Test* de Verschuren *et al.* (2013). Composé de 6 répétitions de sprint de 15 m enchaînées toutes les 10 secondes, il permet le calcul d'une puissance (W) à partir de la formule suivante :  $\text{masse totale (sujet + fauteuil)} \times \text{distance}^2 / \text{temps}^3$ . Ces auteurs ont ainsi trouvé une bonne reproductibilité du test et une corrélation satisfaisante avec un sprint de 30 secondes sur ergomètre à bras pour des sujets présentant des paralysies cérébrales. ▶

Ce test est aussi intéressant car il permet d'interroger le démarrage et la mise en action du sportif en fauteuil, source de difficulté en raison de l'inertie importante du système homme-machine et de la faible masse musculaire engagée. L'efficacité de la mise en action par la première poussée du sujet sur les mains courantes peut se mesurer par la distance moyenne (en mètre) calculée après 3 essais (Bloemen *et al.* 2017). Indirectement, ce test renseigne une éventuelle asymétrie mais aussi sur l'entretien et le réglage des paliers roulants du fauteuil.

## Explorer les limites

À partir d'une vitesse de déplacement progressive jusqu'à l'épuisement du sujet, les tests d'endurance permettent de scorer une distance totale parcourue (ou une durée d'épuisement), une vitesse maximale de roulage ou une estimation de la consommation d'oxygène de pointe comme l'atteste les études menées par Vinet (2002) et Vanderthommen (2002). L'hétérogénéité des niveaux en fonction du degré de handicap au sein d'un collectif demande dans certains cas une adaptation du palier de départ ou une répartition homogène en sous-groupe de sujets pour que la durée du test soit comprise autour de  $10 \pm 2$  min (Buchfuhrer *et al.* 1983).

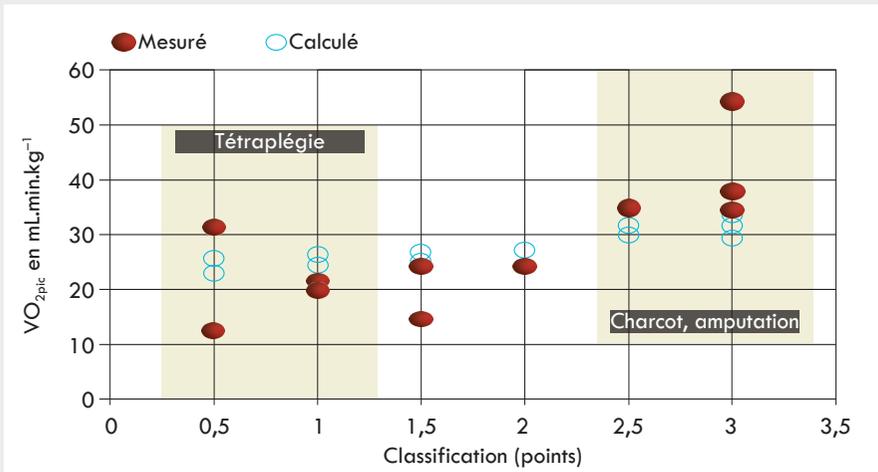


Figure 3—Comparaison des  $VO_{2pic}$  mesurés (●) et calculés (○) en fonction de la classification chez des joueurs du groupe France de quadrugby à partir du MFT. Les valeurs moyennes des  $VO_{2pic}$  sont similaires ( $VO_{2pic}$  mesurés  $28,7 \pm 13,6$  mL.min.kg<sup>-1</sup> vs.  $VO_{2pic}$  estimés  $27,9 \pm 3,4$  mL.min.kg<sup>-1</sup>; ns) et la corrélation entre le calcul et la mesure est significative ( $r=0,96$ ;  $R^2=0,91$ ;  $P<0,0001$ ). mL.min.kg<sup>-1</sup>; ns).

En prenant en compte les paramètres d'âge, IMC et le niveau lésionnel du sujet, l'adaptation du test de Léger-Boucher sur piste tartan tel que réalisé par Vinet et ses associés (2002) estime le  $VO_{2pic}$  des participants avec la formule suivante :

$$VO_{2pic} = 0,22(\text{vitesse maximale}) - 0,63\log(\text{âge}) + 0,05(\text{IMC}) - 0,25(\text{lésion}) - 0,52.$$

Le protocole générique du *Multistage field test* (MFT) de Vanderthommen *et al.* (2002) quant à lui présente l'avantage d'utiliser une petite surface de salle (déplacement autour d'un octogone de 15 × 15 m) et offre peu de difficulté de maniement du

fauteuil contrairement aux tests navettes. À partir de la bande son du test Luc Léger (1980), le  $VO_{2pic}$  se calcule en intégrant le score obtenu à la fin du test dans l'équation prédictive  $VO_{2pic} = 18,03 + 0,78 \text{ MFT score}$ . Chez des joueurs de quadrugby et de handibasket, les valeurs moyennes de  $VO_{2pic}$  calculées à partir de cette équation étaient similaires à celles mesurées avec des analyseurs portables (Weissland *et al.* 2015a). Cependant comme le montre la figure 3, il a été observé des tendances à la surestimation pour les classifications les plus limitées et à la sous-estimation pour les plus mobiles (Weissland *et al.* 2016). ▶



Une adaptation du MFT avec une modalité de déplacement en forme de 8 (MFT-8) a montré des valeurs de pointes ( $VO_{2pic}$  et les  $VE_{pic}$ ) significativement supérieures à celles du protocole classique sans toutefois altérer les scores maximaux et les durées de tests chez des handibasketteurs de niveau national (Weissland *et al.* 2015a). L'alternance des virages (droite et gauche) associée aux oscillations nécessaires du haut du corps à chaque croisement du parcours en 8 sollicite plus le système respiratoire et musculaire pour manier le fauteuil roulant que le protocole MFT classique. MFT-8 serait donc préférable à MFT pour une plus grande sollicitation du métabolisme aérobie (Weissland *et al.* 2015a).

## Les experts prennent les navettes

Comparativement aux protocoles précédents, les tests navettes introduisent une composante technique et anaérobie plus importante avec les freinages et les demi-tours et s'adressent à des sujets bien équipés et particulièrement rompus au maniement du fauteuil roulant. Les distances de navette s'échelonnent entre 20 m pour le *shuttle run* de Vanlandewijck et ses associés (1999) et 25 m (MSFT de Goosey-Tolfrey *et al.* 2008 ; SWT de De Groot *et al.* 2016) avec des vitesses initiales allant de 5 à 8,5 km.h<sup>-1</sup> et des incréments par minute variables (de 0,32 à 0,5 km.h<sup>-1</sup>). Même si la reproductibilité des distances parcourues est satisfaisante pour le MSFT de Goosey-Tolfrey et Tolfrey en 2008 (CV = 4,4 %), les corrélations entre les réponses cardiorespiratoires de pointe mesurées à partir d'un ergomètre et sur le terrain sont faibles. La contrainte du maniement du fauteuil et la part anaérobie due aux freinages et 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, 2013).

Pour se rapprocher des efforts intermittents rencontrés en ►



handibasket, des adaptations des protocoles du *Yo-yo test* (Castagna *et al.* 2008) et de l'IFT30-15 (Buchheit *et al.* 2008) ont été proposées en réduisant la distance de course ou la vitesse du palier initial (respectivement, par Yanci *et al.* 2015; Weissland *et al.* 2015b). Pour une durée de test plus courte, il a été montré que le protocole intermittent IFT30-15 permettait d'obtenir des vitesses maximales et des lactatémies supérieures et des valeurs de  $FC_{pic}$ ,  $RPE_{pic}$  inférieures au protocole continu MFT sans différence significative des paramètres de  $VO_{2pic}$  et de  $VE_{pic}$  (Weissland *et al.* 2015b). Néanmoins, les protocoles intermittents posent le problème de l'importante contribution musculaire à chaque relance de début de palier et du délai nécessaire pour atteindre la vitesse imposée mais aussi de l'arrêt prématuré pour les joueurs limités en explosivité au démarrage.

En rapport avec les disciplines de rugby, basketball et tennis, 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 (Vanlandewijck *et al.* 1999; Molik *et al.* 2010; Lutgendorf *et al.* 2009; De Groot *et al.* 2012; Yanci *et al.* 2015).

“ L'inconvénient de ce type d'outils est son poids, supérieur à celui d'une roue classique... ”

## Les roues instrumentées

Pour limiter le risque de blessure, il est recommandé aux athlètes en fauteuil de réduire la fréquence des tâches répétitives des membres supérieurs, de réduire les forces nécessaires pour accomplir les tâches des membres supérieurs, et d'utiliser des mouvements longs et lisses qui limitent les impacts élevés sur la main courante. Chez les utilisateurs de FRM, les TMS se retrouvent au niveau de l'épaule, du coude ou du poignet. Il s'agit principalement de la tendinite de la coiffe des rotateurs au niveau de l'épaule, l'*épicondylalgie* externe et interne au niveau du coude ou le syndrome du canal carpien pour le poignet. Les protocoles de terrain, vus précédemment, sont ainsi là pour prévenir ce genre de désagrément. Afin de les aider, les personnels encadrant la performance reçoivent l'appui ▶



de la technologie, comme les capteurs dynamométriques. Placés sur les roues, ils permettent de mesurer les forces et moments de force dans les 3 dimensions, appliqués au niveau de la main courante (Cf. Figure 4). Un précédent projet de recherche financé par le ministère des sports (INSEP N°12-R-43 2012-2017) en partenariat avec la Fédération française handisport (FFH) a permis d'acquérir une roue instrumentée pour enregistrer les forces et les moments de force appliqués au niveau des mains courantes chez des sportifs en fauteuil roulant.

La SMARTwheel (SW, Holdings 2014), par exemple, a été conçu à l'origine pour aider les professionnels de la santé à mieux comprendre les effets physiologiques et physiques de la propulsion en fauteuil roulant sur le corps (Cooper *et al.* 1997). En handisport, ce type de matériel permet au sujet d'utiliser son propre fauteuil et de recueillir simultanément les données des deux roues afin d'analyser les paramètres biomécaniques de la propulsion qui rendent compte de la performance (vitesse, accélération, puissance), de l'efficacité de propulsion (Force tangentielle/Force totale) et du risque de blessures (force appliquée sur les mains courante, taux d'augmentation de la force et cadence) [Boninger *et al.* 2004 ; Hurd *et al.* 2008 ; Koontz, 2005]. Par ces propriétés, cet appareillage peut aussi bien être sollicité lors



Figure 4—  
La SMARTwheel  
(Holdings, 2014).

des tests de terrain ou sur tapis roulant dans un cadre plus expérimental. L'inconvénient de ce type d'outils est son poids, supérieur à celui d'une roue classique et la configuration de la main courante qui peut différer pour le sujet.

Quelques équipes de Nationale 1 de handibasket, une équipe de quad rugby et lors des championnats de France par équipe de tennis fauteuil, soit une cinquantaine de sportifs ont participé à des tests de sprint sur 20 mètres, avec des FRM équipés de SW du côté de la main dominante et d'un lest de 2 kilogrammes positionné sur la roue opposée afin d'équilibrer la machine. Il était demandé au sujet de parcourir la distance de 20 mètres le plus rapidement possible, avec les encouragements de l'expérimentateur, selon 2 modalités de propulsion : synchrone ou asynchrone. Grâce à ce travail, il a été montré que le mode SYN permettrait d'atteindre une vitesse plus importante mais serait plus contraignant et moins efficace que le mode ASY (Vegter *et al.* 2013). ▶

## Interview d'un joueur ayant effectué le test du sprint de 20 mètres :

Tout s'est arrêté en 2009 si l'on peut dire. Il y a 9 ans, Sada Danede conduit sa moto quand il est victime d'un accident. Le verdict est sévère et il va perdre l'usage de sa jambe droite. Dans la foulée, les médecins pratiquent l'amputation du membre touché juste au-dessus du genou. Du jour au lendemain, son quotidien est bouleversé mais pas sa volonté de continuer à faire du sport. Après sa rééducation, Sada s'adapte à sa nouvelle condition et commence la pratique du handibasket. En 2014, il délaisse les paniers et bifurque vers les courts et le tennis en fauteuil. Classé 15/7 (seconde série), l'homme livre son sentiment quant à l'intérêt d'une telle étude vis-à-vis de sa pratique et donne quelques pistes pour affiner l'approche.

### Expliquez-nous comment se sont déroulés les tests ?

Les tests se sont très bien déroulés, les exercices demandés étaient très simples à réaliser, à savoir produire une accélération sur 20 m suivis d'un freinage en propulsion synchrone (les deux bras ensemble) puis en asynchrone (un bras après l'autre). Mon fauteuil de tennis était équipé d'une SMARTwheel. Cela a un petit peu modifié ma propulsion au début, puis je me suis vite habitué à cette nouvelle roue et à la nouvelle main courante.

“ Je pense que j'ai beaucoup de mouvements parasites lors de ma pratique...” ”



### Que retirez-vous de ces essais ?

La réalisation de ces tests m'a permis de m'apercevoir que j'utilise très souvent la propulsion asynchrone dans ma pratique (sportive), et cela sans m'en rendre vraiment compte. Je pense que c'est dû aux petits mouvements de déplacement du fauteuil. Il faut être réactif dans le changement de direction, et j'arrive à faire ça en utilisant la propulsion asynchrone.

### Comment avez-vous utilisé ces données et quels étaient leurs intérêts pour ta pratique ?

Ces tests m'ont permis de savoir là où j'étais le plus fort, notamment pour l'accélération, ce qui est indispensable pour la pratique du tennis en fauteuil (Cf. Figure 5). J'ai donc pris ces informations en compte pour optimiser le déplacement (premières poussées en synchrone pour aller rapidement sur la balle puis positionnement plus précis en asynchrone).

### Quel serait, selon vous, les champs à explorer pour rendre ces tests plus complets et pertinents ?

Je pense que ce serait très intéressant de mesurer également les efforts de la personne au niveau musculaire ainsi que de visualiser les mouvements des membres. Je pense que j'ai beaucoup de mouvements parasites lors de ma pratique mais je ne m'en rends pas compte. Peut-être qu'on pourrait faire une analyse de ma propulsion pendant des échanges et pas uniquement en ligne droite, pour que ce soit vraiment représentatif de ce que je fais sur le terrain.

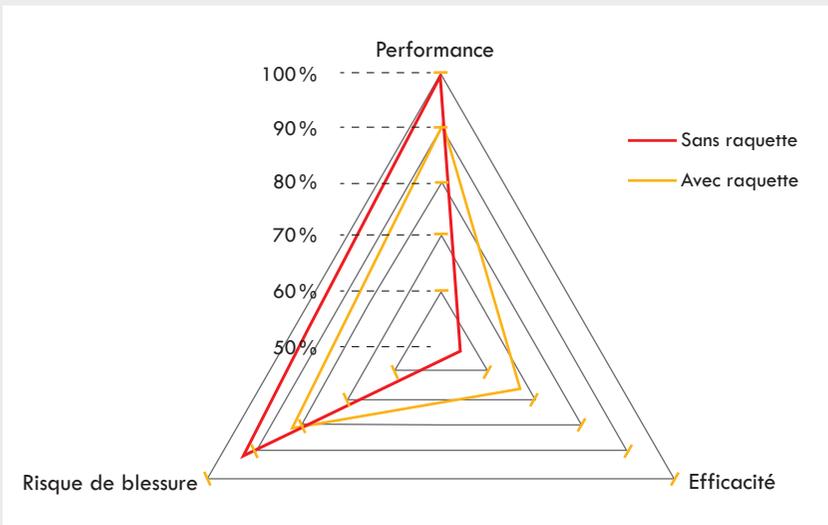


Figure 5 – Graphique représentatif des résultats du joueur interviewé.

## Centrales inertielles, l'avenir en marche

L'introduction des Smartwheels est le symptôme d'une tendance de fond dans le sport mondial. En effet, l'enthousiasme pour le matériel connecté n'a cessé de croître ces dernières années et ce quelle que soit la discipline (cyclisme, natation, athlétisme, golf...) faisant de nos athlètes des athlètes connectés, bardés de capteurs embarqués. Nous pouvons de façon schématique regrouper ces capteurs en deux familles :

- ① les capteurs positionnés sur ou en remplacement du matériel sportif (ex : la roue de fauteuil roulant décrite précédemment, ou un accéléromètre positionné sur le cordage d'une raquette de tennis) ;
- ② les capteurs positionnés sur le sportif (ex : une montre qui compte le nombre de foulées pour l'athlétisme).

Bien qu'offrant de nombreuses possibilités, ces technologies soulèvent deux questions : quels capteurs pour la pratique du fauteuil roulant ? Quelle est l'utilité de ce ou ces capteurs pour le sportif et/ou l'entraîneur ? La réponse à ces questions est très simple mais compliquée à mettre en œuvre. En effet, cela revient à savoir quel(s) paramètre(s) nous souhaitons quantifier pour décrire ou caractériser la performance et/ou pour décrire ou caractériser le risque de blessures

musculosquelettiques lors de la pratique du fauteuil basket, fauteuil tennis, athlétisme...

Depuis quelques années, plusieurs travaux scientifiques se sont intéressés à utiliser des capteurs embarqués sur le fauteuil roulant pour formaliser la performance de l'athlète lors d'un test de terrain lié à la pratique du fauteuil basket [van der Slikke *et al.* 2015, 2016, 2017]. Ces auteurs ont équipé le fauteuil roulant de centrale inertielle afin d'enregistrer simultanément l'accélération (accéléromètre), la vitesse angulaire (gyromètre) et l'orientation par rapport au nord magnétique (magnétomètre). La centrale inertielle est donc un capteur combinant 3 capteurs afin d'enregistrer les variations de déplacement d'un corps (fauteuil roulant, segment corporel...) dans l'espace (axe vertical, transversal, sagittal) (Pradon *et al.* 2013).

Très récemment, une jeune startup française (ATOUTNOVATION) a développé un capteur inertiel permettant de recueillir des paramètres liés à la propulsion du fauteuil roulant. En partenariat avec le Laboratoire IMS, Performance motrice humaine, dynamique des systèmes complexes de contrôle (PMH\_DySCo, UMR 5287) et le Laboratoire motricité humaine expertise sport santé (LAMHES, EA6312), un travail a été initié sur des basketteurs en vue d'identifier des ►

“ ... un capteur inertiel permettant de recueillir des paramètres liés à la propulsion du fauteuil roulant. ”



©Icon sport

indicateurs de qualité de sprint tel que l'efficacité motrice (Pradon *et al.* 2018). Onze handibasketteurs (classification IFWB  $2,9 \pm 1,6$  points) ont réalisé 2 sprints de 10 m en ligne droite sur sol taraflex avec leur fauteuil de sport. Les résultats de ces tests indiquent que la vitesse max ( $12,1$  à  $16,8$  km.h<sup>-1</sup>) a été atteinte à la fin du sprint (83 à 100 %) et a nécessité entre 8 et 10 poussées. En outre, la chute de vitesse au moment

où l'athlète lâche la main courante s'est avérée faible. Dans cet exemple de travail de recherche, les variations de la distribution des pics de vitesse (quantifiées par R2) peuvent apporter des éléments d'amélioration de la technique de propulsion en fonction des classifications et du réglage du fauteuil comme représenté dans la figure 6. ▶

Surtout, à travers les différents travaux menés, les centrales inertielles ont démontré des avantages certains par rapport à d'autres outils communément utilisés :

- le poids et l'encombrement ne modifient pas le fauteuil roulant ;
- utilisables durant l'activité ;
- certains paramètres peuvent être donnés en temps réel.

Ces travaux préfigurent les collaborations nécessaires à réaliser avec les entraîneurs et les athlètes afin que cet outil puisse apporter un plus dans l'évaluation et le suivi afin d'affiner les orientations de l'entraînement. Un progrès dans l'accompagnement de la performance et la prévention des blessures qui, au regard de la croissance du handisport, en appelle d'autres dans les années à venir. ►

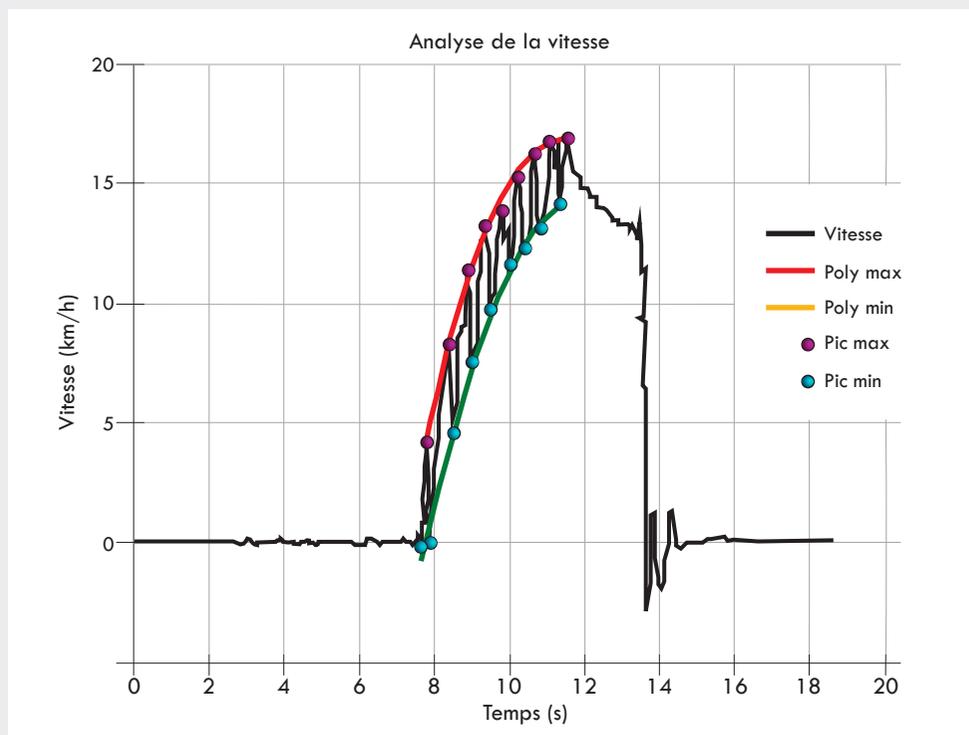


Figure 6—Exemple de profil de vitesse. En noir est représentée la vitesse en fonction du temps lors d'un sprint de 10 m. En rouge et vert, les fonctions polynomiales passant respectivement par les pics max et min.

C'est dans ce cadre qu'un nouveau projet de recherche (financé par le ministère des sports : INSEP n°18r04 2018–2021) a vu le jour. Intitulé « Caractérisation des paramètres de l'efficacité de propulsion à partir d'un outil de mesure embarqué pour l'analyse biomécanique et l'aide à l'entraînement des handisportifs en fauteuil roulant en situation de terrain », il vise à générer et valider des indicateurs en temps réel sur la performance (vitesse et accélération) et sur la technique de propulsion (cadence, temps de poussée et recouvrement, symétrie, etc.) pour donner aux utilisateurs (athlètes, entraîneurs) en athlétisme, handibasket et quadrugby des informations quantitatives de leur motricité en fauteuil roulant. ■

## Remerciements

Nous souhaitons remercier l'ensemble des athlètes et des coachs pour leur participation et leur disponibilité à ces différentes études. De plus, nous souhaitons chaleureusement remercier la Fédération française handisport (FFHandisport) ainsi que le Comité Régional Handisport PACA pour leur collaboration. Pour finir, nous tenons à remercier l'Institut National du Sport, de l'Expertise et de la Performance (INSEP) pour leur soutien financier.

## Bibliographie

ASTIER M, WATELAIN E, VALLIER JM et FAUPINA, « A physiological and biomechanical comparison of overground and treadmill during asynchronous wheelchair propulsion », 18<sup>e</sup> congrès international de l'ISPRM (communication orale), 2018.

BLOEMEN MA, TAKKEN T, BACKX FJ, VOS M, KRUITWAGNE CL et DE GROOT JF, « Validity and reliability of skill-related fitness tests for wheelchair-using youth with spina bifida », *Arch Phys Med Rehab*, 2017, 98, p.1097-1103, doi:10.1016/j.apmr.2016.08.469.

BONINGER ML, KOONTZAM, SISTOSA, DYSON-HUDSON TA, CHANG M, PRICE R et COOPER RA, « Pushrim biomechanics and injury prevention in spinal cord injury: recommendations based on CULP-SCI investigations », *The Journal of Rehabilitation Research and Development*, 2004, 42(3 Suppl 1), p. 9-19, doi:10.1682/jrrd.2004.08.0103.



- BUCHFUEHRER MJ, HANSEN JE, ROBINSON TE, SUE DY, WASSERMAN K et WHIPP BJ, « Optimizing the exercise protocol for cardiopulmonary assessment », *J Appl Physiol Respir Environ Exerc Physiol*, 1983, 55, p. 1558-1564, doi:10.1152/jappl.1983.55.5.1558.
- BUCHHEIT M, « The 30-15 intermittent fitness test: accuracy for individualizing interval training of young intermittent sport players », *J Strength Cond Res*, 2008, 22(2), p. 365-374, doi:10.1519/JSC.0b013e3181635b2e.
- CASTAGNA C, IMPELLIZZERI FM, RAMPININI E, D'OTTAVIO S et MANZI V, (2008). « The Yo-Yo intermittent recovery test in basketball players », *J Sci Med Sport*, 2008, 11(2), p. 202-208, doi:10.1016/j.jsams.2007.02.013.
- COOPER RA, ROBERTSON RN, VANSICKLE DP, BONINGER ML et SHIMADA SD, « Methods for determining three-dimensional wheelchair pushrim forces and moments: a technical note », *J Rehabil Res Dev*, 1997, 34(2), p. 162-170.
- DE GROOTS, VALENT LJ, FICKERT R, PLUIM BM et HOUDIJK H, « An Incremental Shuttle Wheel Test for Wheelchair Tennis Players », *Int J Sports Physiol Perf*, 2016, 11, p. 1111-1114, doi: 10.1123/ijspp.2015-0598.
- DE GROOTS, VEGTER RJ et VAN DER WOUDE LH, « Effect of wheelchair mass, tire type and tire pressure on physical strain and wheelchair propulsion technique », *Med Eng & Phys*, 2013, 35(10), p. 1476-1482, doi:10.1016/j.medengphy.2013.03.019.
- DE GROOTS, BALVERS IJ, KOUWENHOVEN SM et JANSSEN TW, « Validity and reliability of tests determining performance-related components of wheelchair basketball », *J Sports Sci*, 2012, 30(9), p. 879-887, doi: 10.1080/02640414.2012.675082.
- FAUPIN A, ASTIER M et COMBET M, « Analyse de la symétrie bilatérale lors de la propulsion asynchrone en fauteuil roulant chez des sujets experts », 17<sup>e</sup> congrès international de l'ACAPS (communication orale), 2017.
- FAUPIN A, BOREL B, MEYER C, GORCEP et WATELAINE, « Effects of synchronous versus asynchronous mode of propulsion on wheelchair basketball sprinting », *Disability and Rehabilitation: Assistive Technology*, 2013, 8(6), p. 496-501, doi:10.3109/17483107.2012.756947.
- FAUPIN A, GORCEP et THEVENONA, « A wheelchair ergometer adaptable to the rear-wheel camber », *International Journal of Industrial Ergonomics*, 38(7), 2008, p. 601-607, doi:10.1016/j.ergon.2008.01.008.
- FAUPIN A, CAMPILLOP, WEISSLANDT, GORCEP et THEVENONA, « The effects of rear wheel camber, on mechanical parameters developed during wheelchair sprinting in basket-ball athletes », *Journal of Rehabilitation Research and Development*, 2004, 41 (3B), p. 421-428, doi:10.1682/JRRD.2003.04.0050.
- GEE CM, LACROIX MA et WEST CR, « A 20x20m repeated sprint field test replicates the demands of wheelchair rugby », *J Sci Med Sport*, 2018, 21(7), p. 753-757, doi:10.1016/j.sams.2017.12.006.
- GOOSEY-TOLFREY VL, VEGTER RJK, MASON BS, PAULSON TAW, LENTON JP, VAN DER SCHEER JW et VAN DER WOUDE LHV, « Sprint performance and propulsion asymmetries on an ergometer in trained high- and low-point wheelchair rugby players », *Scan J Med Sci Sports*, 2018, 28(5), p. 1586-1593, doi:10.1111/sms.13056.
- GOOSEY-TOLFREY VL et KIRK JH, « Effect of push frequency and strategy variations on economy and perceived exertion during wheelchair propulsion », *European Journal of Applied Physiology*, 2003, 90, p. 154-158.
- GOOSEY-TOLFREY VL et LEICHT CA, « Field-based physiological testing of wheelchair athletes », *Sports Med*, 2013, 43, p. 77-91, doi:10.1007/s40279-012-0009-6.
- GOOSEY-TOLFREY VL et TOLFREY K, « The multi-stage fitness test as a predictor of endurance fitness in wheelchair athletes », *J Sports Sci*, 2008, 26(5), p. 511-517, doi:10.1080/02640410701624531.
- HURD WJ, MORROW MM, KAUFMAN KR et AN KN, « Biomechanical evaluation of upper-extremity symmetry during manual wheelchair propulsion over varied terrain », *Arch Phys Med Rehabil*, 2008, 89(10), 1996-2002, doi:10.1016/j.apmr.2008.03.020.
- JOSSE M, ROGER L, GALLIEN B et WEISSLANDT, (2018). « Incidence de la surface du sol sur les performances chez des joueurs de handbasket », *Sci & Sports*, 2018, 33(1), p. S20, doi:10.1016/j.scispo.2018.03.025.
- HOLDINGS TR, *Smart Wheel Users Guide*, 2014.
- KOONTZAM, COOPERRA, BONINGER ML, YANG Y, IMPINKBG et VANDER WOUDE LH, « A kinetic analysis of manual wheelchair propulsion during start-up on select indoor and outdoor surfaces », *J Rehabil Res Dev*, 2005, 42(4), p. 447-458, doi:10.1682/JRRD.2004.08.0106.
- LEBOEUF A, BINOT S et WEISSLANDT, « Influence d'une basse pression des pneumatiques sur les performances chronométrées chez des handbasketteurs », *Sci & Sports*, 2017, 32(6), p. 327-333, doi:10.1016/j.scispo.2017.06.007.

LÉGERL et BOUCHERR, « An indirect continuous running multistage field test: the Université de Montreal track test », *Can. J. Appl. Sport. Sci.*, 1980, 5(2), p. 77-84.

LUTGENDORF M, MASON B, VAN DER WOUDE L et GOOSEY-TOLFREY VL, « Effect of glove type on wheelchair rugby sports performance », *Sports Technol*, 2009, 2(3-4), p. 121-128, doi:10.1002/jst.103.

MARTINX, TORDIN, BOUGENOT MP et ROUILLON JD, « Analyse critique des matériels et des méthodes d'évaluation de l'aptitude physique chez le blessé médullaire en fauteuil roulant », *Science & Sports*, 2002, 17(5), p. 209-219, doi:10.1016/S0765-1597(02)00168-5.

MOLIK B, LASKIN JJ, KOSMOLA, SKUCASK et BIDAU, « Relationship between functional classification levels and anaerobic performance of wheelchair basketball athletes », *Res Q Exerc Sport*, 2010, 81(1), p. 69-73, doi: 10.1080/02701367.2010.10599629.

PAULSON T et GOOSEY-TOLFREY V, « Current Perspectives on Profiling and Enhancing Wheelchair Court Sport Performance », *Int J Sports Physiol Perform*, 2017, 12(3), p. 275-286, doi:10.1123/ijspp.2016-0231.

PRADON D, LI T et WEISSLANDT, « Modélisation des profils de vitesse de sprint en handibasket », *Sci & Sports*, 2018, 33(1), p. S21, doi:10.1016/j.scispo.2018.03.027.

PRADON D, PRADEL G, LI L et ROCHE N, « Analyses instrumentales du mouvement », *EMC Kinésithérapie-Médecine physique-Réadaptation*, 2013, doi:10.1016/S1283-0887(13)56636-9.

VAN DER SLIKKE RMA, MASON BS, BERGER MAM et GOOSEY-TOLFREY VL, « Speed profiles in wheelchair court sports; comparison of two methods for measuring wheelchair mobility performance », *J Biomech*, 2017, 65, p. 221-225, doi:10.1016/j.jbiomech.2017.10.040.

VAN DER SLIKKE RMA, BERGER MAM, BREGMAN DJJ et VEEGER HEJ, « From big data to rich data: The key features of athlete wheelchair mobility performance », *J Biomech*, 2016, 49(14), p. 3340-3346, doi:10.1016/j.jbiomech.2016.08.022.

VAN DER SLIKKE RM, BERGER MA, BREGMAN DJ et VEEGER HE, « Opportunities for measuring wheelchair kinematics in match settings; reliability of a three inertial sensor configuration », *J Biomech*, 2015, 48(12), p. 3398-3405, doi:10.1016/j.jbiomech.2015.06.001.

VANDERTHOMMEN M, FRANCAUX M, COLINET C, LEHANCE C, LHERMEROUT C, CRIELAARD JM et THEISEN D, « A multistage field test of wheelchair users for evaluation of fitness and prediction of peak

oxygen consumption », *J Rehabil Res Dev*, 2002, 39(6), p. 685-692.

VANLANDEWIJCK YC, EVAGGELINOUC, DALY DJ, VERELLEN J, VAN HOUTTE S, ASPESLAGH V et ZWAKHOVEN B, « The relationship between functional potential and field performance in elite female wheelchair basketball players », *J Sports Sci*, 2004, 22(7), p. 668-675, doi:10.1080/02640410310001655750.

VANLANDEWIJCK YC, DALY DJ et THEISEN DM, « Field test evaluation of aerobic, anaerobic, and wheelchair basketball skill performances », *Int J Sports Med*, 1999, 20(8), p. 548-554, doi:10.1055/s-1999-9465.

VEGTER RJK, LAMOTH CJ, DE GROOT S, VEEGER DHEJ et VAN DER WOUDE LHV, « Variability in bimanual wheelchair propulsion: consistency of two instrumented wheels during handrim wheelchair propulsion on a motor driven treadmill », *J Neuroeng Rehabil*, 2013, 10(9), doi:10.1186/1743-0003-10-9.

VERSCHUREN O, BONGERS BC, OBEID J, RUYTEN T et TAKKENT, « Validity of the muscle power sprint test in ambulatory youth with cerebral palsy », *Pediatr Phys Ther*, 2013, 25(1), p. 25-28, doi:10.1079/PEP.0b013e3182791459.

VINETA, LE GALLAIS D, BOUGES S, BERNARD PL, POULAIN M, VARRAY A et MICALLEF JP, « Prediction of VO(2peak) in wheelchair-dependent athletes from the adapted Leger and Boucher test », *Spinal Cord*, 2002, 40(10), p. 507-512, doi:10.1038/sj.sc.3101361.

WEISSLANDT, LEPRETTE PM, TROADEC G, BRUERES et TERREFOND M, « Prediction of peak oxygen consumption from the multistage field test in elite wheelchair rugby players », *Ann Phys Rehabil Med*, 2016, 59, p. e51-e58, doi:10.1016/j.rehab.2016.07.124.

WEISSLANDT, FAUPINA, BORELB, BERTHOINS et LEPRÊTRE PM, « Effects of modified multistage field test on performance and physiological responses in wheelchair basketball players », *BioMed Research International*, 2015(a). ID 245378, doi:10.1155/2015/245378.

WEISSLANDT, FAUPINA, BORELB et LEPRÊTRE PM, « Comparison Between 30-15 Intermittent fitness test and Multistage Field Test on physiological responses in wheelchair basketball players », *Front Physiol*, 2015b, 6, p. 380, doi:10.3389/fphys.2015.00380.

YANCI J, GRANADOS C, OTERO M, BADIOLA A, OLASAGASTI J, BIDAURRAGA-LETONA I, ITURRICASTILLO A et GIL S, « Sprint, agility, strength and endurance capacity in wheelchair basketball players », *Biol Sport*, 2015, 32(1), p. 71-78, doi:10.5604/20831862.1127285.