



HAL
open science

Approche comparée de l'apprentissage synchrone vs asynchrone de la propulsion en fauteuil roulant manuel

I. Alberca, M. Astier, Eric Watelain, D. Pradon, F. Chénier, A. Faupin

► To cite this version:

I. Alberca, M. Astier, Eric Watelain, D. Pradon, F. Chénier, et al. Approche comparée de l'apprentissage synchrone vs asynchrone de la propulsion en fauteuil roulant manuel. *Science & Sports*, 2021, 36 (2), pp.e33 - e41. 10.1016/j.scispo.2020.04.003 . hal-03328545

HAL Id: hal-03328545

<https://hal.science/hal-03328545v1>

Submitted on 30 Aug 2021

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

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

1 **Approche compare de l'apprentissage synchrone vs asynchrone de la propulsion en**
2 **fauteuil roulant manuel**
3 **Comparative approach of synchronous vs. asynchronous learning of manual wheelchair**
4 **propulsion**

5

6 **Synchronous and asynchronous propulsion**

7

8 I Alberca¹, M Astier^{2,3}, E Watelain¹, D Pradon⁴, F Chénier^{5,6}, A Faupin¹

9

10 ¹ Université de Toulon, Impact de l'Activité Physique sur la Santé (UR IAPS n°201723207F),
11 Campus de La Garde, CS60584, F-83041 Toulon, France.

12 ² Université de Toulon, LAMHESS, EA 6312, 83957 La Garde, France.

13 ³ Université Nice Sophia Antipolis, LAMHESS, EA 6312, 06205 Nice, France.

14 ⁴ U1179 End :icap, hôpital Raymond-Poincaré, service de physiologie et d'explorations
15 fonctionnelles, Garches, France.

16 ⁵ Université du Québec à Montréal, Département des sciences de l'activité physique,
17 (UQAM), Montréal (QC), Canada.

18 ⁶ Centre de recherche interdisciplinaire en réadaptation du Montréal métropolitain (CRIR),
19 Montréal (Qc), Canada

20

21

22

23 Address for correspondence

24 I ALBERCA

25 Université de Toulon, Impact de l'Activité Physique sur la Santé (UR IAPS n°201723207F)

26 Campus de La Garde, CS60584, F-83041 Toulon, France

27 Tél. 07 86 49 09 57

28 E-mail: ilona-alberca@etud.univ-tln.fr

Résumé

Objectifs : cette étude vise à analyser les différences d'apprentissage existantes entre le mode de propulsion synchrone et asynchrone en fauteuil roulant manuel. *Matériels et méthode* : 20 sujets valides novices ($19,9 \pm 1,3$ ans ; $65,4 \pm 8,8$ kg; $173,6 \pm 6,5$ cm) ont pris part à cette étude. Deux sprints, en conditions synchrone et asynchrone, avant et après douze heures de pratique sportive incluant l'apprentissage de ces deux modes de propulsion, ont été réalisés. Le taux d'augmentation de la force totale lors de la saisie de la main courante, la cadence, la force totale et tangentielle, la vitesse et la puissance ont été mesurées. *Résultats* : Des différences significatives avant et après les douze heures de pratique sont mises en évidence pour la vitesse ($p < 0,0001$), la puissance ($p = 0,006$), le taux d'augmentation de la force totale ($p = 0,02$) et la force tangentielle ($p = 0,005$). L'ANOVA réalisée montre également des différences significatives pour la force totale ($p = 0,01$), la vitesse ($p = 0,0002$), la puissance ($p = 0,002$) et la force tangentielle ($p = 0,005$) entre asynchrone et synchrone. L'analyse statistique ne montre pas d'interaction significative. Les paramètres mesurés tendent à augmenter de manière plus importante pour le mode asynchrone vs synchrone. *Conclusion* : L'apprentissage des deux modes de propulsion a eu des effets significatifs sur le principal paramètre de performance propulsive, la vitesse. Or, deux des paramètres biomécaniques liés aux risques de blessures, le taux d'augmentation de la force totale et la force totale, augmentent significativement pour les deux modes de propulsion. Il serait alors intéressant de proposer des séances de renforcement musculaire adaptées durant la phase d'apprentissage. De plus, les pourcentages d'évolution tendent à être plus importants en propulsion asynchrone vs synchrone. Ces résultats amènent à penser qu'il faudrait privilégier l'enseignement asynchrone de manière précoce durant l'apprentissage du basket en fauteuil roulant manuel.

Mots clés : apprentissage ; propulsion ; synchrone ; asynchrone ; fauteuil roulant manuel.

Abstract

Purpose: This study aims to analyze learning differences between synchronous and asynchronous propulsion mode in manual wheelchairs. *Materials and methods*: 20 novice and abled-bodied subjects (19.9 ± 1.3 years, 65.4 ± 8.8 kg, 173.6 ± 6.5 cm) participated in this study. Two sprints, in synchronous and asynchronous conditions, before and after twelve hours of sport practice including the learning of these two modes of propulsion, were realized. The rate of increase of the total force when entering the handrail, cadence, total and tangential force, speed and power were measured. *Results*: Significant differences before and after the twelve hours of practice are highlighted for speed ($p < 0.0001$), power ($p = 0.006$), rate of increase in total force ($p = 0, 02$) and the tangential force ($p = 0.005$). The ANOVA performed also shows significant differences for the total force ($p = 0.01$), the velocity ($p = 0.0002$), the power ($p = 0.002$) and the tangential force ($p = 0.005$) between asynchronous and synchronous. Statistical analysis shows no significant interaction. The measured parameters tend to increase more significantly for the asynchronous vs synchronous mode. *Conclusion*: The learning of the two modes of propulsion had significant effects on the main parameter of propulsive performance, speed. However, two of the biomechanical parameters related to the risk of injury, the rate of increase of the total force and the total force, increase significantly for the two modes of propulsion. It would be interesting to propose adapted muscle strengthening sessions during the learning phase. In addition, evolution percentages tend to be higher in asynchronous vs synchronous propulsion. These results suggest that asynchronous instruction should be favored early on in the learning of manual wheelchair basketball.

Key words: learning ; propulsion ; synchronous ; asynchronous ; wheelchair

1. Introduction

La propulsion en Fauteuil Roulant Manuel (FRM) est une stratégie motrice qui se rapproche de la marche bipodale, tant par son aspect cyclique que par son aspect répétitif [1]. A ce jour, elle reste une technique extrêmement sollicitante pour les membres supérieurs aussi bien physiologiquement que mécaniquement pour l'utilisateur du FRM [2]. Cette sollicitation est à l'origine de nombreuses blessures au niveau des membres supérieurs comme des Troubles Musculo Squelettiques (TMS) [3]. Plusieurs études se sont intéressées aux risques de blessures et ont montré qu'une diminution de la fréquence de propulsion réduit ces risques [3, 4, 5].

Deux types de propulsion se distinguent : la propulsion synchrone (SYN) et asynchrone (ASY) [1]. La propulsion SYN consiste en l'utilisation simultanée des deux bras, appliquant une force au même moment sur les deux mains courantes, tandis que la propulsion ASY s'opère avec une alternance des bras, c'est-à-dire, à chaque contact de la main courante, un seul bras exerce une force propulsive [1]. Des observations de terrain sur la pratique du tennis ou du basket en fauteuil montrent que le mode ASY est utilisé dans de nombreuses phases de jeu face à la propulsion SYN. De plus, certaines de ces études sont réalisées avec des sujets novices valides afin d'avoir des groupes homogènes [6].

Dans la littérature, plusieurs divergences existent concernant ces modes de propulsions. En effet, selon Faupin et *al.* dans une étude portant sur 7 handi-basketteurs de haut niveau qui devaient faire 4 sprints de 8 s en condition SYN et ASY, il semblerait que la propulsion SYN conduise à une meilleure performance par rapport à la condition ASY. Cependant, ils ont également montré, dans un second temps, que le mode ASY permet une plus grande continuité de l'application des forces, réduisant ainsi le risque de développer des TMS [1]. Astier et *al.*, montrent que la propulsion SYN serait une stratégie plus contraignante pour les membres supérieurs du fait d'une force totale et d'un taux d'augmentation de la force totale lors de la saisie de la main courante (RoR) plus importants [7] ; tandis que pour Lenton et *al.*, dans une étude proposant 5 exercices sous-maximaux de 4 min, c'est la propulsion ASY qui serait la plus contraignante pour les membres supérieurs [8]. Goosey-Tolfrey et Kirk ont, quant à eux, mis en évidence que les paramètres physiologiques et la perception de l'effort sont influencés, à la fois par le mode de propulsion, mais également par la fréquence de celle-ci [9]. Ainsi, dans leur protocole avec 12 sujets valides ayant réalisés 4 sessions de propulsion en FRM, ils montrent que lorsque la fréquence est faible, le mode SYN est plus économique et moins stressant physiologiquement. Cependant, lorsque la fréquence augmente, le constat s'inverse cette fois-ci : la propulsion ASY serait préférable d'un point de vue physiologique [9]. Enfin, Lenton et *al.* ont montré que les réponses physiologiques et les indices d'efficacité mécanique sont influencés par l'association du mode de propulsion, de la fréquence et de la vitesse [10]. Ces deux modes de propulsion présentent donc chacun des avantages et des inconvénients à prendre en compte, aussi bien pour les sportifs que pour les personnes en rééducation.

De nombreuses études se sont intéressées à l'apprentissage de la propulsion du FRM. En effet, il est désormais considéré comme une partie essentielle du processus de réhabilitation pour des personnes devenant dépendantes du FRM [11]. Il permet notamment d'améliorer les performances motrices de novices en propulsion du FRM, considérées comme inefficaces au début de leur apprentissage [12]. Dans les études de la littérature, cet apprentissage peut se faire selon différents protocoles de réhabilitation comme, par exemple, 3 semaines de pratique du FRM ou bien 3 sessions d'exercices sous-maximaux de 4 minutes. D'autres programmes se sont intéressés aux effets de feedback donnés en temps réel lors de l'apprentissage. Certains

1 protocoles prévoyaient notamment de donner la cadence de poussée ou l'angle de poussée,
2 tandis que d'autres plaçaient un miroir en face du sujet et lui permettait de voir sa vitesse de
3 propulsion [6, 13]. Dans ces conditions, des effets positifs ont pu être mis en évidence comme
4 une amélioration de la propulsion du FRM avec l'augmentation du rendement mécanique ou
5 bien encore, une augmentation de l'efficacité brute dès 3 semaines d'entraînement [11, 12]. Par
6 exemple, après 3 semaines de pratique du FRM avec des feedbacks visuels sur la vitesse, de
7 Groot *et al.* ont même montré des effets positifs sur l'efficacité mécanique mais aussi, sur les
8 paramètres temporels de la propulsion (fréquence de cycle, temps de poussée et de cycle) [12].
9 Une autre étude tend également à montrer que 12 minutes d'apprentissage, à vitesse constante,
10 chez des sujets novices suffiraient à permettre des modifications significatives au niveau de la
11 technique de propulsion, de l'application des forces, ainsi que de la coordination avec une
12 diminution de la fréquence du cycle de poussée (62 ± 12 poussées.min⁻¹ avant entraînement vs
13 45 ± 12 poussées.min⁻¹ après), ou encore du pourcentage du temps de poussée [6].
14
15

16
17 Les études précédemment citées ont réalisées leurs expérimentations et entraînements
18 sur dynamomètre ou sur ergomètre [6, 11, 12, 13]. Cependant, Valandewijck *et al.* (2001)
19 recommandent d'étudier la propulsion en FR en conditions réelles afin d'obtenir des résultats
20 plus représentatifs. Nous avons donc choisi dans notre étude de réaliser des tests et
21 entraînements de terrain. De plus, les études ayant déjà traité la question de l'apprentissage de
22 la propulsion du FRM se sont centrées sur la propulsion SYN uniquement, en laissant de côté
23 la propulsion ASY [6, 11, 12, 13]. Cependant, étudier l'apprentissage au travers d'une seule
24 stratégie de propulsion peut être moins représentatif de la propulsion du FRM. Ainsi, l'objectif
25 de l'étude est d'analyser les différences d'apprentissage de ces deux techniques de propulsion
26 chez le jeune adulte **en condition de terrain**. Selon Lenton *et al.*, dans une étude sur 4 semaines
27 de pratique du FRM en propulsion ASY, les adaptations liées à l'apprentissage de la propulsion
28 ASY suivraient une évolution similaire à l'apprentissage en mode SYN [11]. Bien que les
29 protocoles diffèrent, l'hypothèse de ce travail s'inscrit dans la continuité de ceux de Lenton *et*
30 *al.* en considérant que l'évolution de l'apprentissage entre propulsion SYN et ASY serait
31 similaire [11].
32
33
34
35
36
37

38 2. Protocole et méthode

39 2.1 Sujets

40
41
42 20 sujets valides, 14 hommes et 6 femmes ($19,9 \pm 1,3$ ans ; $65,4 \pm 8,8$ kg ; $173,6 \pm 6,5$ cm), ont
43 pris part à l'expérimentation. Les critères d'inclusion étaient les suivants : étudiants en licence
44 STAPS à l'Université de Toulon, inexpérimentés dans la pratique du FRM ont participé à
45 l'expérimentation et aucune blessure ou douleur gênant la propulsion du FRM. Nos participants
46 étaient tous droitiers (main dominante) bien que cela ne fasse pas partie des critères d'inclusion.
47 L'ensemble des participants a donné son consentement éclairé pour participer à
48 l'expérimentation, qui s'est déroulée conformément aux recommandations de la déclaration
49 d'Helsinki de 1975 relative à l'expérimentation sur des sujets humains. De plus, l'intégralité du
50 protocole expérimental, des données mesurées, du matériel utilisé leur ont été préalablement
51 présentés.
52
53
54

55 2.2 Design

56
57 Les sujets ont réalisé 2 tests de sprint sur un même FRM, en propulsion SYN et ASY, de
58 manière aléatoire, avant (T1) et après (T2) 12 h de pratique durant un cycle d'initiation
59 rugby/basket en fauteuil. Le temps de pratique se répartissait de la manière suivante : 2h par
60
61
62
63
64
65

1 semaine pendant 6 semaines. Le cycle d'initiation consistait en différents exercices
2 d'apprentissage progressifs : propulsion avant et arrière, slalom, dribble... Voici des exemples
3 d'exercices utilisés : échauffement en propulsant à vitesse librement choisie en marche avant
4 et marche arrière durant 5 à 10 min, sprints de 20m répétés, propulsion et dribble à vitesse
5 librement choisie, sprints de 20m avec dribble, slalom à vitesse librement choisie et en sprint
6 de 20m, slalom et dribbles. **Tous les exercices** étaient réalisés en propulsion SYN puis ASY sur
7 des durées identiques afin de proposer un apprentissage équitable des deux modes de
8 propulsion. Les 2 sprints étaient réalisés après un échauffement standardisé de 5 minutes en
9 FRM, sur une ligne droite de 20 m délimitée par des plots au départ et à l'arrivée. **Le départ**
10 **était arrêté.** Le sujet, une fois la mise en place établie, décidait lui-même de son départ. Il est
11 demandé au sujet de parcourir la distance des 20 m le plus rapidement possible, avec des
12 encouragements de l'expérimentateur.
13
14

15 **2.3 Matériels**

16
17 Le FRM utilisé lors des tests est un fauteuil multi sport avec un carrossage de 18° et des roues
18 de 24 pouces. Une roue instrumentée d'un poids standard de 4,9 kg, SmartWheel (SW) ®
19 (Three Rivers Holdings, Inc., Mesa, AZ), a été installée sur le FRM du côté droit (main
20 dominante des sujets) [14, 15]. Conformément à la méthode proposée par Mason *et al.*, un poids
21 de 2 kg a été rajouté au niveau du moyeu de la roue gauche du FRM afin de compenser le poids
22 supplémentaire des capteurs de la SW ainsi que le moment d'inertie qui s'y ajoute [16].
23
24

25
26 La SW utilisée permet de collecter des données de forces et de moments de forces dans
27 les trois dimensions lors de la saisie de la main courante durant les phases de propulsion [17,
28 18]. La SW fonctionne avec un ordinateur en connexion bluetooth, elle recueille les données
29 grâce à un émetteur sans-fil à 240 Hz.
30

31 **2.4 Mesures**

32
33 La SW permet de recueillir F_x horizontalement, F_y verticalement, F_z horizontalement vers
34 l'intérieur (Figure 1) ainsi que M_x , M_y et M_z , en référence au moment produit autour du moyeu
35 dans le plan de la roue [9, 14].
36
37

38 [Figure 1]
39

40 Grace à ces données, plusieurs autres paramètres ont pu être calculés, comme la force totale
41 appliquée sur la main courante ($F_{tot_{moy}}$) [19] (Eq 1) :
42

$$43 \text{ Eq 1 : } F_{tot_{moy}} = \sqrt{F_x^2 + F_y^2 + F_z^2} \text{ (N)}$$

44
45
46 Le taux d'augmentation de la force totale (RoR_{max}), indice de risques de TMS, a été calculée à
47 partir de la formule suivante [19] (Eq 2) :
48

$$49 \text{ Eq 2 : } RoR_{max} = \frac{dF_{tot}}{dt} \text{ (N.s}^{-1}\text{)}$$

50
51 Avec dF_{tot} qui correspond à la dérivée de la force totale

52 dt qui correspond à la dérivée du temps

53
54
55 **Le calcul de RoR a été réalisé en ayant recours à une dérivation numérique.**
56
57
58
59
60
61
62
63
64
65

La puissance (P) par cycle, correspondant aux efforts mécaniques appliqués sur la main courante par le participant lors de la propulsion, a été calculée à partir de l'équation suivante [20] (Eq 3) :

$$\text{Eq 3 : } P = \omega \cdot Mz \text{ (W)}$$

Avec ω qui correspond à la vitesse angulaire (rad.s^{-1})

La force tangentielle (Ftan), qui correspond à la force propulsive, a été calculée à partir de l'équation suivante (Eq 4) :

$$\text{Eq 4 : } Ftan \approx \frac{Mz}{r}$$

Avec r qui correspond au rayon de la main courante du FRM

Il est nécessaire de préciser que, dans la mesure où nous ne connaissons pas la position de la main sur la main courante, le calcul de Ftan reste une approximation car celui-ci peut être influencé par le « gripping moment » [21]. En effet, l'amplitude de la Ftan peut être surestimée et dépasser celle de la Ftot mesurée si le « gripping moment » est important et si la force appliquée est faible car, la main peut générer un moment au niveau de la main courante pouvant influencer celui produit autour de l'axe de la roue.

La cadence et la vitesse maximale (V_{\max}) ont également été mesurées.

L'ensemble de nos paramètres ont été analysés lors de l'atteinte du plateau à vitesse maximale, identifiée à partir de la courbe de vitesse instantanée pour chaque sujet.

2.5 Statistiques

Les 20 sujets ayant participé à l'expérimentation ont réalisé l'entièreté des séances du cycle d'initiation en FRM et, les données collectées de tous les sujets ont été traitées. L'ensemble des données sont présentées sous forme de moyennes et d'écart-types. La normalité des valeurs a été vérifiée à l'aide d'un test de Shapiro-Wilk. De même, la distribution et l'homogénéité de la variance des valeurs ont été vérifiées. Une analyse de variance à deux facteurs (ANOVA) (modes de propulsion - SYN/ASY * temps - T1/T2) a été réalisée afin de déterminer les effets de l'apprentissage sur les deux modes de propulsion considérés. Un test HSD de Tuckey a été utilisé pour les analyses Post Hoc. Le niveau de significativité est fixé à $p < 0,05$. Des indices quantitatifs de la force de relation entre les variables ont également été calculés avec l'effect size. Ces indices nous permettent de caractériser la taille des différences significatives que nous observerons plus tard. Le logiciel Statistica software® (Statsoft, Inc ; Tulsa, Oklahoma, United states, version 10.0) a été utilisé afin de réaliser les tests statistiques.

3. Résultats

Un exemple de la fluctuation de la puissance au cours d'un sprint est présenté à la Figure 2.

[Figure 2]

L'ensemble des moyennes (\pm ET) pour les paramètres mesurés et pour les deux modes de propulsion, en T1 et en T2 sont présentés dans le Table 1.

[Table 1]

D'après les résultats obtenus, des différences significatives entre ASY et SYN, T1 et T2 confondus, existent pour un des trois paramètres de risques de TMS et pour l'ensemble des paramètres de performance. En effet, d'après l'ANOVA réalisée, les différences existent pour $F_{tot_{moy}}$ ($p = 0,01$), V_{max} ($p = 0,0002$), P ($p = 0,002$) et F_{tan} ($p = 0,005$). Les *effect size* (*EF*) obtenus pour ces paramètres nous indiquent que ces différences sont de l'ordre de 0,08 à 0,13 soit, moyennes et grandes.

L'analyse post hoc met également en évidence des différences significatives entre T1 et T2, SYN et ASY confondus, pour V_{max} ($p < 0,0001$), P ($p = 0,006$), RoR_{max} ($p = 0,02$) et $F_{tan_{moy}}$ ($p = 0,005$). Les *EF* obtenus lors de l'ANOVA pour ces paramètres sont de l'ordre 0,07 à 0,21. Ici aussi, ces *EF* nous permettent de caractériser les différences obtenues pour les paramètres entre moyennes et grandes.

Aucun effet croisé ou interaction entre le mode de propulsion et la session de test n'a été noté. En absence de différence statistique d'interaction, on observe cependant que les gains en pourcentages tendent à être supérieurs en ASY *vs* SYN. Les pourcentages moyens d'évolutions pour l'ensemble des paramètres mesurés sont présentés à la Figure 3.

[Figure 3]

4. Discussion

L'objectif de cette étude était d'analyser les effets de l'apprentissage simultané des modes SYN et ASY sur les paramètres de performance et les risques de blessures. Nous avons émis l'hypothèse que l'évolution de l'apprentissage entre propulsion SYN et ASY serait similaire. Les résultats de la présente étude confirment en partie l'hypothèse de départ puisque 4 des paramètres mesurés ont augmenté de manière significative après la période d'apprentissage. Les résultats semblent même aller au-delà de cette hypothèse puisqu'ils tendent à montrer que l'évolution des paramètres serait plus importante en mode ASY *vs* SYN.

4.1 Paramètres de performance

La présente étude s'est également intéressée à analyser les paramètres de performance suivants : V_{max} , F_{tan} et P . Elle tend à mettre en évidence une augmentation plus importante de ceux-ci post-entraînement en mode ASY, comparativement au mode SYN. En effet, les pourcentages d'évolution des paramètres de performance sont plus importants pour le mode ASY *vs* SYN. Cela peut être expliqué par le fait que la propulsion ASY apparaît comme étant plus complexe pour des sujets valides novices en comparaison à la propulsion SYN. Nous pouvons ainsi supposer que ceux-ci travaillent de manière plus importante et fournissent plus d'efforts afin de maîtriser cette propulsion. **Cela induirait une amélioration des paramètres de performance de manière plus importante** en ASY qu'en SYN.

L'intérêt pour l'apprentissage de la propulsion en FRM est important pour le mode SYN dans la littérature scientifique, donnant lieu à plusieurs protocoles expérimentaux, mais laissant de côté la propulsion ASY. Dans la présente étude, V_{max} , F_{tan} et P augmenteraient suite à la période d'apprentissage en mode SYN. Ce même constat est fait par Rice *et al.* dans une étude proposant 3 semaines d'apprentissage du FRM avec des feedbacks visuels sur les paramètres cinétiques et spatiotemporels sur des sujets utilisateurs de FRM [13].

1 L'analyse statistique des paramètres de performance a mis en évidence une différence
2 significative entre les modes SYN vs ASY pour V_{\max} et P. Effectivement, ces deux paramètres
3 sont significativement supérieurs en mode SYN vs ASY ($3,2 \text{ m}\cdot\text{s}^{-1}$ vs $2,64 \text{ m}\cdot\text{s}^{-1}$ pour V_{\max} et
4 $114,73 \text{ W}$ vs $90,81 \text{ W}$ pour P respectivement en mode SYN et ASY). Ces résultats concordent
5 avec ceux d'Astier *et al.* dans une étude proposant 2 sprints de 20 m à 7 joueurs experts de
6 basket en FRM [7]. En accord avec Astier *et al.*, ces différences peuvent aussi être expliquées
7 par le fait que lors de la propulsion ASY, un travail actif et passif des muscles est nécessaire
8 afin de stabiliser le tronc et de diminuer les mouvements **médio-latéraux** du tronc associés aux
9 amplitudes de déplacement du centre de gravité **supérieures** dans le plan médio-latéral. En effet,
10 l'association de **ces** mouvements **médio-latéraux** du tronc et des mouvements de steering, plus
11 importants lors de la propulsion en mode ASY, impactent la stabilité posturale du sportif et
12 augmentent l'activité des muscles du tronc [7]. Ce travail musculaire pourrait entraîner une
13 modification de l'efficacité de propulsion et ainsi, modifier la vitesse et la puissance
14 développées par le sujet [7]. **De même, la complexité de la propulsion ASY peut également**
15 **expliquer les résultats obtenus pour V_{\max} et P. En effet, à vitesse maximale, cette stratégie de**
16 **propulsion nécessitant une synchronisation de la rotation du tronc et des bras peut influencer la**
17 **capacité à mobiliser rapidement le tronc et les bras. Ainsi, la diminution de V_{\max} et P en**
18 **propulsion ASY vs SYN pourrait être la résultante d'une diminution de la vitesse d'exécution**
19 **des mouvements en raison de la complexité de cette stratégie.**
20
21
22
23

24 4.2 Risques de TMS

25
26 La présente étude s'est attachée à examiner plus spécifiquement des paramètres de
27 risques de TMS comme $F_{\text{tot moy}}$, $R_{\text{or max}}$ et la cadence. En effet, deux études différentes,
28 Boninger *et al.*, suggèrent que le risque de développer un TMS est augmenté lors d'une
29 augmentation de la cadence, des forces développées et du taux d'augmentation de la force totale
30 [5, 19, 22]. Dans notre étude, les résultats ont montré qu'il y aurait une augmentation
31 significative du $R_{\text{or max}}$ et de la $F_{\text{tot moy}}$ pour les deux modes de propulsion, ce qui va à
32 l'encontre des recommandations cliniques. Cependant, nous ne notons pas de modification de
33 la cadence pour les deux modes de propulsion entre T1 et T2, Ce résultat est à mettre en lien
34 avec l'augmentation de la vitesse post-entraînement pour les deux modes de propulsion.
35 L'entraînement induirait ainsi une augmentation de certains paramètres biomécaniques corrélés
36 à l'augmentation des risques de TMS et notamment pour des handisportifs qui réalisent de
37 nombreuses accélérations et pics de vitesse dans leur pratique. Compte tenu de ces résultats, il
38 apparaît nécessaire de préconiser des séances de renforcement musculaire et de préparation
39 physiques spécifiques afin de réduire les risques de TMS pour ces deux modes de propulsion.
40 Un travail en explosivité et vitesse pourrait être utile à un public de personnes blessées
41 médullaires. En effet, ces deux paramètres constituent les points centraux de la performance
42 mais aussi, des risques de blessures de par l'augmentation des forces et de la fréquence de
43 poussée. Travailler en amont ces points pourrait réduire les risques de blessures.
44
45
46
47
48

49 Peu d'études se sont intéressées à l'analyse de la propulsion ASY. En effet, cette
50 technique de propulsion a fait l'objet de beaucoup moins d'études sur l'apprentissage que le
51 mode SYN. Parmi elles, Lenton *et al.* se sont intéressés à l'amélioration du rendement
52 mécanique et à la cadence de propulsion. Après 4 semaines d'entraînement en mode ASY avec
53 25 sujets valides, durant des sessions de 4 minutes de propulsion en cadence librement choisie
54 puis en cadence de bras déterminée, ils mettent en évidence une amélioration du rendement
55 mécanique et une diminution de la cadence de propulsion [11]. Les résultats présentés dans
56 cette étude ne sont pas concordant avec l'étude puisqu'ici, la cadence tend à rester stable voire
57 à augmenter (+6 % à T2) en mode ASY. Une explication peut être avancée et principalement,
58 le protocole en lui-même. Dans l'étude de Lenton *et al.*, les sujets devaient propulser à des
59
60
61
62
63
64
65

1 intensités sous maximales et des cadences déterminées [11]. Dans notre étude, les sujets
2 propulsaient à leur vitesse maximale et celle-ci a augmenté après l'apprentissage. La légère
3 augmentation (non significative) de la cadence pourrait être une des conséquences de
4 l'augmentation de la vitesse. Il est possible de penser qu'à vitesse constante, la cadence aurait
5 également pu diminuer de T1 à T2. **De même, dans l'étude de Lenton *et al.* l'expérimentation**
6 **était réalisée sur ergomètre, contrairement à notre étude qui a eu lieu sur le terrain. L'utilisation**
7 **de cet outil bloque les mouvements de steering (mouvements latéraux) et de bascule du FRM.**
8 **Le participant n'a plus à corriger sa trajectoire pour rester en ligne droite, la propulsion est donc**
9 **simplifiée. L'utilisateur peut alors se concentrer uniquement sur l'efficacité de propulsion et**
10 **ainsi diminuer sa cadence et augmenter son efficacité mécanique, comme le montrent les**
11 **résultats de Lenton *et al.* Nous pouvons donc supposer que les différences entre nos résultats**
12 **de la cadence et ceux de Lenton *et al.* sont, au moins en partie, liées aux différences de protocole.**
13 De plus, dans une étude de Rice *et al.*, où des sujets paraplégiques réalisaient 3 semaines
14 d'apprentissage en mode SYN avec des feedbacks visuels sur les paramètres cinétiques et
15 spatiotemporels et devaient propulser à des intensités définies, la cadence de propulsion
16 diminuait elle aussi [13]. Les résultats présentés dans cette étude ne sont, ici également, pas
17 concordant avec ceux de notre étude. Plusieurs explications peuvent être avancées à cela. Tout
18 d'abord, il faut noter qu'ici aussi, les sujets devaient propulser à des intensités définies et sous-
19 maximales. De plus, la population n'était pas la même : dans notre étude, des sujets novices
20 valides ont réalisé les expérimentations tandis que dans l'étude de Rice *et al.*, ce sont des
21 utilisateurs expérimentés de FRM, blessés médullaires [13]. Ce dernier paramètre peut
22 expliquer, à lui seul, les différences puisque ces deux populations présentent des
23 caractéristiques propres, notamment des capacités abdominales complètes pour la population
24 de sujets novices valides contrairement à bon nombre d'utilisateurs blessés médullaires.
25
26
27
28
29

30 L'analyse statistique des paramètres liés aux risques de TMS dans notre étude met
31 également en évidence une différence significative entre les modes de propulsion SYN vs ASY
32 pour la $F_{tot_{moy}}$. En effet, ce paramètre serait significativement plus important en mode SYN
33 ($F_{tot_{moy}} = 151,43$ N) vs ASY ($F_{tot_{moy}} = 127,94$ N). La littérature montre des résultats
34 contradictoires concernant ce paramètre. Parmi le peu d'études qui se sont intéressées à
35 comparer ces deux modes de propulsion, celle d'Astier *et al.*, proposant 2 sprints de 20 m à 7
36 joueurs experts de basket en FRM, est en accord avec nos résultats puisqu'ils montrent que la
37 F_{tot} serait significativement inférieure en mode ASY vs SYN [7]. En revanche, dans l'étude de
38 Lenton *et al.*, proposant des tests sous-maximaux en FRM sur ergomètre à 8 sujets valides, la
39 F_{tot} serait significativement inférieure en SYN vs ASY [8]. Cette différence peut être expliquée
40 par le fait que notre protocole proposait des exercices maximaux, contrairement au protocole
41 de Lenton *et al.* avec des exercices sous-maximaux [8].
42
43
44

45 4.3 Limites et perspectives

46
47 Il est important de mentionner que ce type d'étude sur l'apprentissage des modes de
48 propulsion se fait généralement avec des cohortes de sujets valides, ayant des capacités
49 abdominales complètes, afin d'obtenir des groupes homogènes [13]. Or, pour les populations
50 utilisant le FRM quotidiennement, notamment les sujets paraplégiques ou même certains
51 tétraplégiques haut, les capacités abdominales diminuent de manière importante avec la hauteur
52 de l'atteinte. Cela influence la propulsion du FRM, surtout en condition ASY du fait des
53 mouvements de steering qui sont plus importants en comparaison au mode SYN. Ainsi, les
54 conclusions obtenues dans la présente étude ne sont pas forcément **complètement** transférables
55 aux populations de personnes utilisatrices de FRM, surtout blessées médullaires, compte tenu
56 de cette incertitude. Cette réflexion constitue la limite principale de la présente étude.
57
58
59
60
61
62
63
64
65

1 De plus, il aurait été intéressant d'utiliser deux roues instrumentées afin d'appréhender
2 également la symétrie de la propulsion. Dans cette étude, nous avons émis l'hypothèse initiale
3 que la propulsion du FRM est une tâche symétrique ce qui peut amener, surtout chez le débutant,
4 à ignorer des paramètres importants de l'apprentissage. Enfin, l'utilisation d'une SmartWheel
5 et d'un contre poids sur la roue opposée augmente le poids total du couple sujet/FRM de 4 kg.

6
7 Enfin, Vegter et al. (2014) se sont intéressés aux différences inter-individuelles
8 d'apprentissage en différenciant deux types d'individus : les fast-learners et low-learners [23].
9 Leur étude a montré que les personnes fast-learner apprennent plus, après 80min de pratique en
10 FRM, que des individus low-learner. Il serait alors intéressant dans de futures études de
11 différencier ces deux catégories d'individus afin de prendre en compte les différences inter-
12 individuelles qui peuvent affecter les résultats.
13
14
15
16
17
18

19 5. Conclusion

20
21 L'apprentissage des deux modes de propulsion a permis l'amélioration significative de
22 la majorité des paramètres mesurés. Les paramètres de performances tendent à augmenter de
23 manière plus importante en propulsion ASY vs SYN, il semble ainsi intéressant de
24 recommander l'enseignement de cette propulsion de manière précoce dans les clubs
25 handisportifs. Or, les paramètres biomécaniques liés aux risques de blessures augmentent
26 significativement avec l'apprentissage, en propulsion SYN et ASY. En effet, les sujets
27 développent d'importantes forces susceptibles de créer des TMS. La mise en place de
28 programmes de renforcement musculaire spécifiques pourrait être utile aux handisportifs afin
29 de pallier aux futurs problèmes de risque de blessure. Il serait intéressant de préconiser un
30 travail en explosivité/vitesse et, de réduire les forces produites. Cependant, il faut rappeler que
31 cette étude a été faite avec une cohorte de sujets valides, il serait alors intéressant de proposer
32 une nouvelle expérimentation dans le cadre de la réhabilitation de personnes paraplégiques en
33 proposant un apprentissage en propulsion ASY précoce.
34
35
36
37
38
39

40 6. Déclaration d'intérêt et remerciements

41
42 Les auteurs ne rapportent aucun conflit d'intérêt. Les auteurs seuls sont responsables du contenu
43 écrit de cet article.
44

45 Les auteurs remercient les différents participants à l'étude ainsi que le laboratoire du
46 LAHMESS.
47
48
49
50

51 Légendes

52
53
54
55 **Table 1** : Moyennes \pm écart-type des résultats obtenus pré et post apprentissage en condition
56 ASY et SYN

57
58 *NS = Non Significatif*
59
60
61
62
63
64
65

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

* : $p < 0,05$

** : $p < 0,01$

*** : $p < 0,001$

**** : $p < 0,0001$

$\eta^2 = \text{effect size}$

Figure 1 : Représentations des forces appliquées sur la main courante.

F_{tan} : force tangentielle ; F_{rad} : force radiale.

Figure 2 : Exemple de puissance lors de la propulsion ASY durant un sprint pour 1 sujet.

Figure 3 : Pourcentages d'évolution des moyennes des paramètres en fonction du mode de propulsion après la période d'entraînement.

Références

1. Faupin A, Borel B, Meyer C, Gorce P, Watelain E. Effects of synchronous versus asynchronous mode of propulsion on wheelchair basketball sprinting. *Disabil Rehabil Assist Technol* 2013;8(6):496-501.
2. Vanlanndewijck YC, Spaepen AJ, Lysens RJ. Wheelchair propulsion efficiency: movement pattern adaptations to speed changes. *Med Sci Sports Exerc* 1994;26(11):1373-81.
3. Boninger ML, Souza AL, Cooper RA, Fitzgerald SG, Koontz AM, Fay BT. Propulsion patterns and pushrim biomechanics in manual wheelchair propulsion. *Am J Phys Med Rehabil* 2002;85(5):718-23.
4. Boninger ML, Koontz AM, Sisto SA, Dyson-Hudson TA, Chang M, Price R, Cooper RA. Pushrim biomechanics and injury prevention in spinal cord injury: Recommendations based on CULP-SCI investigations. *J Rehabil Res Dev* 2005;42(3):9-20.
5. Boninger ML, Waters RL, Chase T, Dijkers M, Gellman H, Gironda RJ, et al. Preservation of Upper Limb Function Following Spinal Cord Injury: A Clinical Practice Guideline for Health-Care Professionals. *J Spinal Cord Med*, 2005;28(5): 434–70.
6. De Groot S, Veeger DH, Hollander AP, Van der Woude LH. Adaptations in physiology and propulsion techniques during the initial phase of learning manual wheelchair propulsion. *Am J Phys Med Rehabil* 2003;82(7):504-10.
7. Astier M, Weisslend T, Vallier JM, Pradon D, Watelain E, Faupin A. Effects of synchronous versus asynchronous push modes on performance and biomechanical parameters in elite wheelchair basketball. *Sports Eng* 2018;21(1):43-51
8. Lenton JP, Van Der Woude L, Fowler N, Nicholson G, Tolfrey K, Goosey-Tolfrey V. Hand-rim forces and gross mechanical efficiency in asynchronous and synchronous wheelchair propulsion: A comparison. *Int J Sports Med* 2013;35(3):223-31.

- 1
2
3
4
5
6
7
8
9
10
11
12
13
14
15
16
17
18
19
20
21
22
23
24
25
26
27
28
29
30
31
32
33
34
35
36
37
38
39
40
41
42
43
44
45
46
47
48
49
50
51
52
53
54
55
56
57
58
59
60
61
62
63
64
65
9. Goosey-Tolfrey V, Kirk JH. Effect of push frequency and strategy variations on economy and perceived exertion during wheelchair propulsion. *Eur J Appl Physiol* 2003;90(1-2):154-58.
10. Lenton JP, Fowler NE, Van Der Woude L, Goosey-Tolfrey V. Wheelchair propulsion: effects of experience and push strategy on efficiency and perceived exertion. *Appl Physiol Nutr Metab* 2008;33(5):870-9.
11. Lenton JP, Van Der Woude LH, Fowler NE, Goosey-Tolfrey VL. Effects of 4-weeks of asynchronous hand-rim wheelchair practice on mechanical efficiency and timing. *Disabil Rehabil* 2010;32(26):2155-64.
12. De Groot S, Veeger DH, Hollander AP, Van Der Woude LH. Wheelchair propulsion technique and mechanical efficiency after 3 wk of practice. *Med Sci Sports Exerc* 2002;34(5):756-66.
13. Rice I, Gagnon D, Gallagher J, Boninger M. Hand rim wheelchair propulsion training using biomechanical real-time visual feedback based on motor learning theory principles. *J Spinal Cord Med* 2010;33(1):33-42.
14. Three Rivers Holdings LLC SmartWheel user's guide 2014. Mesa, Arizona
15. Cowan RE, Boninger ML, Sawatzky BJ, Mazoyer BD, Cooper RA. Preliminary outcomes of the smartwheel users' group database: a proposed framework for clinicians to objectively evaluate manual wheelchair propulsion. *Arch Phys Med Rehab* 2008;89(2):260-68.
16. Mason BS, van der Woude LHV, Lenton JP, Goosey-Tolfrey VL. Effects of wheel and hand-rim size on sub-maximal propulsion in wheelchair athletes. *Med Sci Sports Exerc* 2012;44(1):126-34.
17. Asato K, Cooper RA, Robertson RN, Ster JF. SMARTWheels: development and testing of a system for measuring manual wheelchair propulsion dynamics. *IEEE Trans Biomed Eng* 1993;40(12):1320-24.
18. Cooper RA, Robertson RN, Van Sickle DP, Boninger ML. Methods for determining three-dimensional wheelchair pushrim forces and moments: a technical note. *J Rehabil Res Dev* 1997;34(2):162-70.
19. Boninger ML, Cooper RA, Baldwin MA, Shimada SD, Koontz A. Wheelchair pushrim kinetics: body weight and median nerve function. *Arch Phys Med Rehab* 1999;80(8):910-15.
20. Niesing R, Eijskoot F, Kranse R, den Ouden AH, Storm J, Veeger HEJ, van der Woude LHV, Snijders CJ. Computer-controlled wheelchair ergometer. *Med Biol Eng Comput* 1990;28(4):329-38.
21. Jahanian O, Gaglio A, Daigle S, Muqet V, Schnorenberg AJ, Hsiao-Wecksler ET, Slavens BA. Hand-rim biomechanics of geared manual wheelchair mobility. In: RESNA's 2018 Annual Conference. (Arlington, VA).
22. Boninger ML, Baldwin M, Cooper RA, Koontz A, Chan L. Manual wheelchair pushrim biomechanics and axle position. *Arch Phys Med Rehab* 2000;81:608-13.

23. Vegter RJK, Lamoth CJ, de Groot S, Veeger HEJ, van der Woude HV. Inter-Individual Differences in the Initial 80 Minutes of Motor Learning of Handrim Wheelchair Propulsion. Édité par Reury F. P. Bacurau. *PLoS ONE* 9, 2014;9(2).

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

Figure 1 :

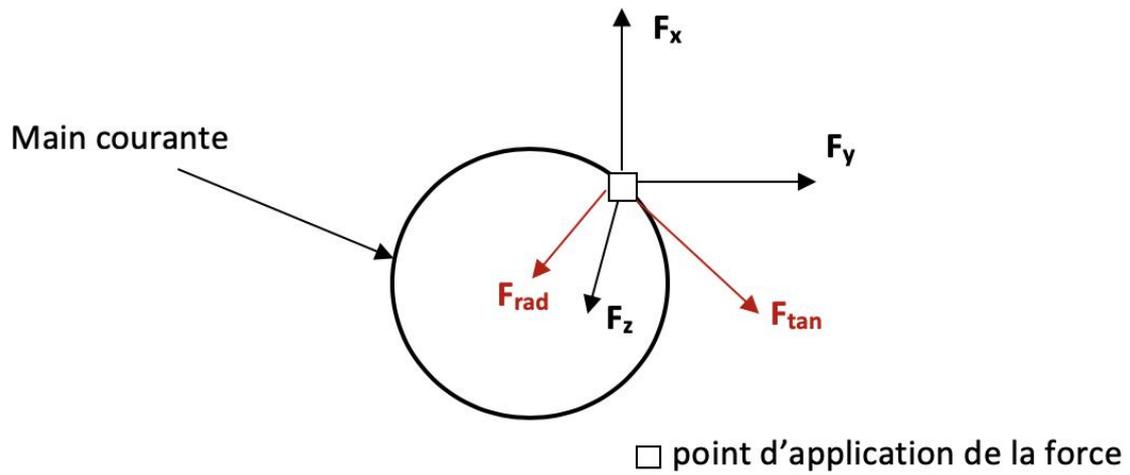


Figure 2 :

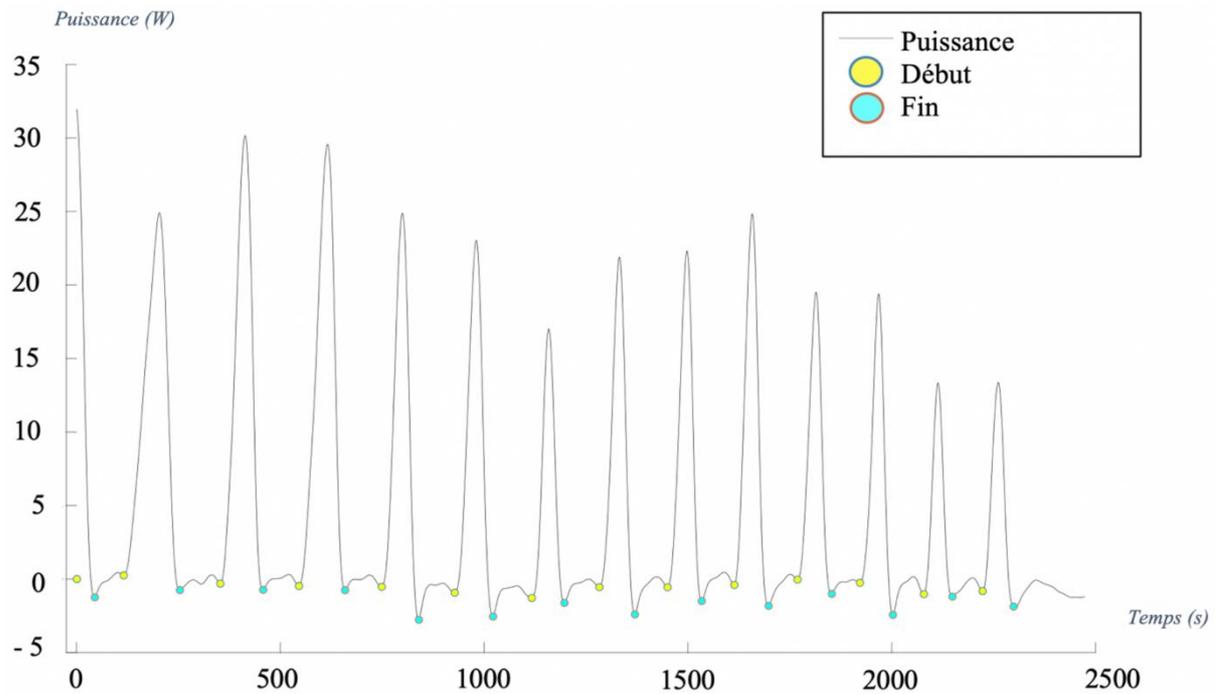


Figure 3 :

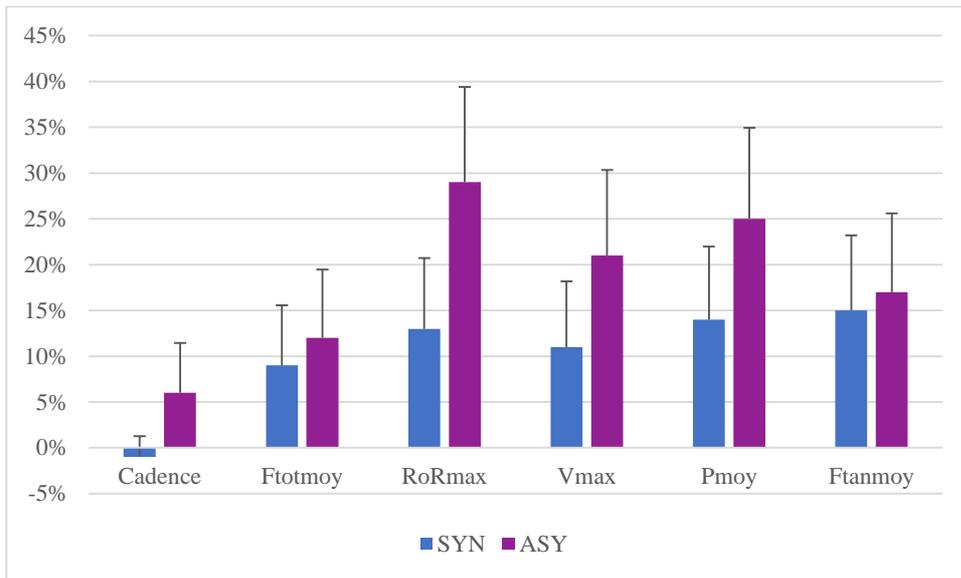


Table 1 :

	Paramètres mesurés	T1		T2		ANOVA		
		ASY	SYN	ASY	SYN	ASY/SYN	T1/T2	Intéraction
Paramètres de risques de blessures	Cadence (poussée.min ⁻¹)	89,97 (±28,19)	93,9 (±27,58)	95,3 (±30,72)	93,84 (±23,61)	NS	NS	NS
	F_{tot} _{moy} (N)	112,76 (±46,65)	141,65 (±59,04)	143,11 (±59,46)	161,21 (±58,43)	** ($\eta^2 = 0,08$)	NS	NS
	RoR _{max} (N.m ⁻¹)	1014,03 (±559,26)	1276,2 (±747,96)	1 426,91 (±763,84)	1453,09 (±729,72)	NS	** ($\eta^2 = 0,07$)	NS
Paramètres de performance	V _{max} (m.s ⁻¹)	2,33 (±0,74)	2,8 (±0,77)	2,94 (±0,82)	3,16 (±0,91)	** ($\eta^2 = 0,13$)	**** ($\eta^2 = 0,21$)	NS
	P _{moy} (W)	77,96 (±40,28)	105,87 (±54,11)	103,66 (±47,21)	123,58 (±50,99)	*** ($\eta^2 = 0,07$)	** ($\eta^2 = 0,99$)	NS
	F _{tan} _{moy} (N)	37,96 (±18,01)	45,59 (±21,46)	45,73 (±20,42)	53,35 (±25,13)	* ($\eta^2 = 0,09$)	* ($\eta^2 = 0,09$)	NS