

Application à la propulsion en fauteuil roulant manuel

Ce chapitre présente la troisième étude expérimentale qui porte sur l'application du PFMS à la propulsion en FRM à mains courantes. Le modèle musculosquelettique considéré, plus complexe que celui du chapitre III, comprend 10 ddls et 56 muscles présents entre le pelvis, le tronc et membre supérieur.

Le protocole expérimental consiste à mesurer le mouvement et les efforts appliqués sur la main courante d'un FRM installé sur un ergomètre à rouleaux. L'acquisition des données cinématiques s'effectue via un système optoélectronique alors que les efforts ont été obtenus grâce à une roue instrumentée. Deux conditions d'intensité ont été considérées : maximale et sous maximale. Pour chacune d'elles, 5 consignes de vitesses sont imposées : 60, 80, 100, 120 et 140% de la fréquence librement choisie (FLC) cette dernière étant déterminée à partir de deux minutes d'enregistrements pendant lesquelles les sujets propulsent le FRM sans consigne particulière.

L'objectif est de comparer l'orientation de l'axe principal du PFMS avec la direction de la force appliquée en 3D et ainsi mettre en évidence dans quelle mesure le PFMS peut expliquer la direction d'application des efforts dans le plan sagittal et frontal. De plus, nous proposons un nouvel indice appelé "indice de performance postural" (IPP) qui correspond au rapport de la force maximale prédite par le PFMS divisée par sa composante dans la direction tangente à la roue. Ses propriétés sont ensuite corrélées à celles de l'efficacité mécanique de la force (MEF), l'un des indices biomécaniques les plus utilisés dans le cadre de la propulsion en fauteuil roulant manuel.

I. Introduction

Le FRM, comme moyen de déplacement, est mécaniquement peu efficace et est lié à une prévalence importante de formation de TMS du membre supérieur (**Boninger et al., 2005; van der Woude et al., 2001**). En effet, 64% des personnes paraplégiques ont signalé des douleurs au niveau du membre supérieur (**Sie et al., 1992**) en particulier à l'épaule et au poignet (**Cooper, 1998**). Ces troubles sont principalement dus aux amplitudes articulaires extrêmes et au caractère répétitif de la tâche (**Apple Jr et al., 1996**) avec en moyenne 1800 cycles de propulsion par heure qui engendrent des contraintes importantes sous l'acromion au niveau des tendons de la coiffe des rotateurs. Cette tâche nécessite également de développer des efforts importants qui induisent des forces de contact d'amplitude élevée notamment à l'épaule (**Van Drongelen et al., 2005**). Réduire les risques d'apparition des TMS est essentiel pour les utilisateurs de FRM afin de prévenir une dégradation supplémentaire de leur qualité de vie (**Requejo et al., 2015**). Il est alors nécessaire de concevoir un fauteuil roulant en prenant en compte la morphologie et les capacités physiques de l'utilisateur afin d'optimiser la production des efforts. Ainsi, la compréhension des forces appliquées sur la main courante en tenant compte de la posture du sujet s'avère essentielle.

La roue d'un FRM ne comporte qu'un seul ddl autour duquel s'effectue la rotation. Ainsi seule la composante tangentielle de la force appliquée sur la main courante peut la mettre en rotation (**De Groot et al., 2002a; de Groot et al., 2003**). Même si celle-ci est le facteur le plus important, les composantes médio-latérale et radiale (dirigée vers l'intérieure de la roue) interviennent également pour produire les forces de frottement nécessaires afin de pouvoir appliquer l'effort dans le plan de la roue (**Vanlandewijck et al., 2001**). Dans ce dernier, la contribution de la composante tangentielle des efforts appliquée est caractérisée par deux indices classiques : la fraction de force efficace (FEF) (**Veeger et al., 1991**) et l'efficacité mécanique de la force (MEF) (**Vanlandewijck et al., 2001**). Ils ont été définis pour évaluer l'efficacité de la propulsion. Le premier correspond au rapport de la force tangentielle, estimée à partir du moment de force enregistré autour de l'axe de la roue divisé par son rayon, et de la force totale appliquée. Le second, quant à lui, correspond au ratio de la composante tangentielle et de la force totale appliquée le tout élevé au carré. La MEF est évaluée dans le repère local de la roue. Son origine est située au centre de rotation et son axe radial est défini entre l'origine du repère et le point d'application de la force (PFA) (**Cooper et al., 1996**). Dans une revue de littérature de **Vanlandewijck et al. (2001)**, les valeurs de MEF moyennées

sur la phase de propulsion du cycle varient entre 0,21 et 0,79 et celles de FEF entre 0,46 et 0,81. Ces variations sont dues aux différents niveaux de lésion médullaire et/ou conditions de vitesse. Ces valeurs relativement faibles s'expliquent par le fait que l'effort exercé par les sujets n'est pas tangent à la roue, mais dirigé vers l'intérieure (**Vanlandewijck et al., 2001**).

Comme nous l'avons mentionné dans le chapitre I, certaines études ont émis l'hypothèse, à laquelle nous adhérons, que la posture du sujet conditionne l'effort appliqué et qu'une valeur élevée de MEF ou FEF n'est pas nécessairement le signe d'une propulsion efficace au niveau articulaire.

La MEF est un indice plus pertinent, car il n'est pas influencé par le moment de préhension généré sur la main courante. Lorsque celui-ci est important et qu'il est associé à une force de faible amplitude, la valeur estimée de la force tangentielle équivalente peut dépasser celle de la force totale mesurée. Dans ce cas, la valeur de la FEF est incohérente. L'étude de **Koontz et al. (2004)** a quantifié ce moment qui, selon la vitesse peut être équivalent à 14,2 (6,2) % (vitesse faible) et 10,8 (5,3) % (vitesse haute) de celui appliqué autour de l'axe de la roue.

La MEF et la FEF varient au cours du cycle de propulsion (**Jacquier-Bret et al., 2013; Rankin et al., 2010**) ce qui signifie que certaines postures sont plus appropriées que d'autres pour produire une force tangentielle. Dans le cadre de la propulsion en FRM, une augmentation de cette composante signifie que l'efficacité mécanique de la propulsion est plus importante. Cependant, leur augmentation n'indique pas nécessairement une "efficacité brute" (gross efficiency - GE) plus importante ce qui constitue une limitation de ces indices. En effet, l'étude de **de Groot et al. (2002b)** propose un système visuel pour inciter les sujets à générer un effort le plus tangentiel possible à la roue. L'augmentation de la FEF induit une diminution de GE définie par le rapport de la puissance développée sur la dépense d'énergie métabolique correspondante. Ces travaux rejoignent ceux de **Bregman et al. (2009)** qui au moyen d'un modèle musculosquelettique mettent en évidence un "coût physiologique" supérieur de 30% lorsque la force est appliquée de manière tangentielle à la roue. Ce coût correspond à la somme du carré des quotients des forces musculaires générées sur la force maximale correspondante. Cette augmentation serait due à une cocontraction plus importante des fléchisseurs et extenseurs du coude et une augmentation de la force générée au niveau de l'épaule. Ce résultat explique la diminution de GE, car l'effort généré par l'ensemble des muscles est alors plus important.

L'inconvénient des indices précédents est qu'ils réduisent le sujet à la force ou au moment qu'il génère sur la main courante sans tenir compte de la posture qu'il adopte ou de ses caractéristiques musculosquelettiques. Ainsi, si le comportement optimum semble correspondre au fait d'exercer des efforts tangents à la roue, le lien avec la posture du sujet est totalement absent. Ce dernier est d'autant plus important étant donnée l'anisotropie des CGF observées expérimentalement. De ce fait, l'utilisation d'indices mécaniques indépendants du sujet ne permettent pas d'expliquer complètement son comportement moteur. Il est alors pertinent de considérer des indices tels que ceux proposés dans ce mémoire. En effet, **Valero-Cuevas et al. (2003)** a émis l'hypothèse que lors d'un effort isométrique important le système musculosquelettique génère une force orientée dans la direction de l'optimum postural plutôt que dans celle de la tâche afin de réduire les contraintes subies par le système musculosquelettique. Sur la base d'informations relatives aux CGF, on peut tester l'hypothèse selon laquelle les efforts exercés correspondent à l'optimum postural si les contraintes de la tâche le permettent. Si elle est vérifiée, les formalismes proposés seront d'un grand intérêt dans le cadre de la conception des FRM, de la définition de leurs réglages afin de réduire les charges subies et le risque d'apparition de TMS.

Certaines études, décrites dans le chapitre I, ont porté sur le lien entre les CGF associés à la posture et la force appliquée (**Jacquier-Bret et al., 2013; Sasaki et al., 2011**). Elles ont recours à des modèles articulaires (**Chiacchio et al., 1997; Sasaki et al., 2011; Yoshikawa, 1985b**). Certaines utilisent des couples de norme unitaire (**Jacquier-Bret et al., 2013**) ou mesurés (sans précision de la vitesse angulaire) qui nécessitent des protocoles expérimentaux lourds (**Sasaki et al., 2011**). La mise en œuvre d'un modèle musculosquelettique semble donc très pertinente pour pallier ces manques. En effet, des indices posturaux basés sur ce type de modélisation (**Delp et al., 2007; Holzbaur et al., 2005**) pourraient être plus précis et appropriés pour expliquer l'orientation de la force appliquée lors de la propulsion en FRM. Ces indices s'ils étaient validés permettraient alors de trouver le meilleur compromis entre la posture de l'utilisateur, les capacités physiques, les nécessités de déplacement et les contraintes subies par le système musculosquelettique.

Dans ce cadre, l'objectif de la présente étude est double. Le premier objectif est de développer et de valider un nouvel indice appelé indice de performance posturale (IPP) sur la base des CGF déterminées à l'aide du PFMS. Aussi, nous émettons l'hypothèse que les fluctuations de l'IPP permettent d'expliquer celles de la MEF et donc qu'elles renseignent sur la force appliquée lors de la propulsion en FRM en incluant de manière plus complète le sujet

dans l'analyse. Le second objectif consiste à analyser l'angle entre l'axe principal du PFMS et la force appliquée sur la main courante. Nous cherchons ainsi à évaluer la capacité du PFMS à caractériser le comportement moteur du sujet en comparant la direction des forces exercées et celle de l'optimum postural. Nous émettons l'hypothèse que la direction des efforts mesurés est proche de l'optimum postural. Dans la suite de ce chapitre, nous détaillons le protocole expérimental adopté, les résultats et leur discussion.

II. Matériels et méthodes

II.1. Sujets

L'échantillon est constitué de 11 participants (1 femme et 10 hommes) (Tableau 16). Aucun ne souffre de pathologie du membre supérieur qui pourrait affecter leurs capacités à effectuer la propulsion en FRM dans les conditions requises du protocole. L'ensemble des sujets a donné son consentement écrit pour participer à l'expérience, conformément à la déclaration d'Helsinki relative à l'expérimentation sur des sujets humains. De plus, l'intégralité du protocole expérimental, des données mesurées, du matériel utilisé leur ont été préalablement présentés.

Il est à noter qu'un sujet masculin a été retiré de l'étude, du fait de l'incohérence des données mesurées par la roue instrumentée.

Tableau 16 : Caractéristiques anthropométriques des participants (moyenne (écart-type)).

	<i>Âge (ans)</i>	<i>Taille (m)</i>	<i>Masse (kg)</i>
Sujets masculins (n = 9)	27,4(7,4)	176,4(4,7)	75,1(9,1)
Sujet féminin (n = 1)	28,0	174,0	57,0

II.2. Modèle musculosquelettique

Pour calculer les CGF, le modèle musculosquelettique OpenSim (*Delp et al., 2007*) du corps entier a été utilisé. Il combine ceux du membre inférieur et du tronc (*Delp et al., 1990*) et celui du membre supérieur (*Holzbaumer et al., 2005*). $p = 56$ muscles ont été considérés dont 50 sur le membre supérieur et le tronc et 6 entre le tronc et le pelvis. Le modèle retenu comprend quatre articulations reliant la ceinture pelvienne, l'épaule, le coude et le poignet avec un total de 10 ddl dont 3 à l'épaule (plan d'élévation, angle d'élévation et rotation axiale), 2 au coude (flexion/extension et rotation de l'avant-bras) et 2 au poignet (flexion/extension et

déviations ulnaire/radiale). Les séquences de rotation utilisées dans le modèle sont conformes aux recommandations de l'ISB (*Wu et al., 2005*). De plus, le mouvement du tronc par rapport au pelvis est représenté par trois rotations (inclinaison latérale, rotation axiale et flexion/extension).

Le modèle OpenSim a été manipulé via le logiciel Matlab au travers d'une interface dédiée (API) (*Delp et al., 2007*). La cinématique inverse, la mise à l'échelle géométrique et des forces musculaires du modèle ainsi que le calcul du PFMS ont été réalisés de la même manière que dans le chapitre IV.

II.3. Matériel

Pour les mesures cinématiques, le système OQUS 400 (Qualisys AB, Suède, Gothenburg) composé de huit caméras a été utilisé à une fréquence d'acquisition de 200Hz.

Les données d'efforts appliquées sur la main courante droite du fauteuil ont été enregistrées avec un capteur SmartWheel[®] (Three Rivers Holdings, Mesa, AZ) (*Asato et al., 1993*). Ce système permet de recueillir les données 3D de force et de moment appliqués sur la main courante dans le repère lié au laboratoire (global). En effet, la roue instrumentée contient un encodeur magnétique qui permet de connaître l'angle de rotation et ainsi de convertir les efforts du repère local de la roue au repère global. Les composantes des efforts enregistrés sont F_x – antéropostérieur, F_y - vertical vers le haut, F_z – médiolatéral et M_x , M_y et M_z les moments autour de ces axes respectivement. La fréquence d'acquisition est de 240Hz. Les données sont reçues en temps réel et exportées au format .csv au moyen du logiciel fourni par le fabricant. Afin de vérifier le bon étalonnage de l'angle fourni par le capteur magnétique, le torseur résultant des efforts a été recalculé dans le repère global à partir des données brutes des trois capteurs espacés de 120° (Figure 54) et de la cinématique de la roue obtenue à partir de marqueurs réfléchissants attachés sur sa structure. Les calculs utilisés sont les suivants :

$$\begin{aligned}
 F_x &= M_{F_x} \times (Ch_1 \times \sin(\theta) + Ch_3 \times \sin(\theta + 120) + Ch_5 \times \sin(\theta + 240)) + B_{F_x} \\
 F_y &= M_{F_y} \times (Ch_1 \times \cos(\theta) + Ch_3 \times \cos(\theta + 120) + Ch_5 \times \cos(\theta + 240)) + B_{F_y} \\
 F_z &= M_{F_z} \times (Ch_2 + Ch_4 + Ch_6) + B_{F_z} \\
 M_x &= M_{M_x} \times (Ch_2 \times \sin(\theta) + Ch_4 \times \sin(\theta + 120) + Ch_6 \times \sin(\theta + 240)) + B_{M_x} \\
 M_y &= M_{M_y} \times (Ch_2 \times \cos(\theta) + Ch_4 \times \cos(\theta + 120) + Ch_6 \times \cos(\theta + 240)) + B_{M_y} \\
 M_z &= M_{M_z} \times (Ch_1 + Ch_3 + Ch_5) + B_{M_z}
 \end{aligned} \tag{77}$$

$$\mathbf{K} = \begin{bmatrix} M_{F_x} & B_{F_x} \\ M_{F_y} & B_{F_y} \\ M_{F_z} & B_{F_z} \\ M_{M_x} & B_{M_x} \\ M_{M_y} & B_{M_y} \\ M_{M_z} & B_{M_z} \end{bmatrix} \quad (78)$$

Avec Ch_i ($i = 1, 2, \dots, 6$) les données fournies par les 6 canaux de la roue (2 par capteurs), θ l'angle en degrés formé entre le capteur 1 (Figure 54) et l'horizontal. $\mathbf{K}$ représente la matrice contenant les constantes de calibrage (M) et les offsets (B) spécifiques à la roue.

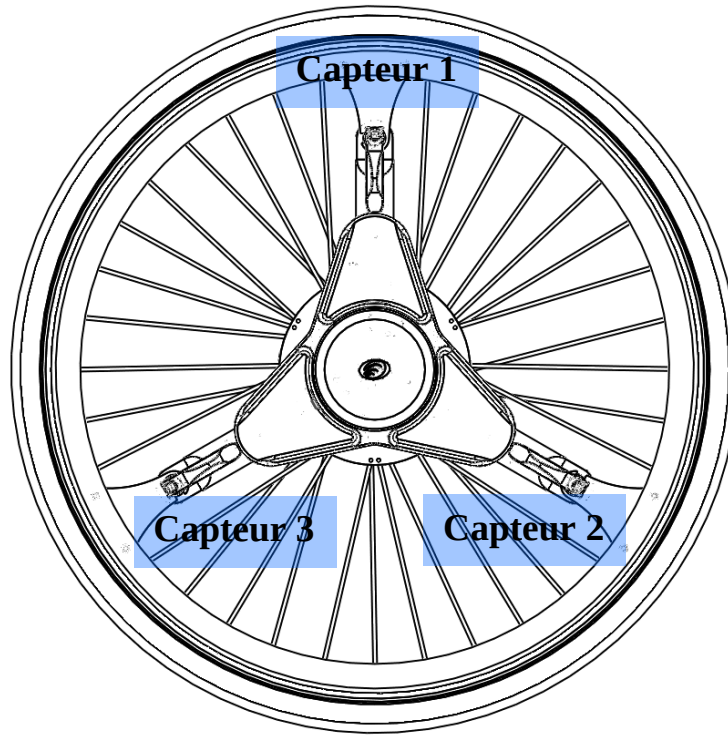


Figure 54 : Vue de la roue instrumentée SmartWheel® dans le plan sagittal

Le fauteuil a été fixé au moyen de 3 sangles sur un ergomètre composé de deux rouleaux indépendants conçus par le laboratoire et utilisé dans une autre étude (**Louis et Gorce, 2010**). Le diamètre de la roue est de 0,592m et celui de la main courante de 0,534m. La hauteur du fauteuil roulant a été ajustée pour obtenir un angle de flexion du coude compris entre 100° et 120° lorsque la main est placée au sommet de la main courante (**Cooper, 1998**).

Les données cinématiques et cinétiques ont été synchronisées de manière externe. A la fin de chaque mesure, les sujets appliquaient trois efforts brefs sur la main courante chacun suivis d'un lâcher le plus rapide possible. La chute brutale de la norme de la force et l'augmentation de la vitesse de déplacement des marqueurs nous ont permis d'effectuer cette opération.

Un seuil de 1 N.m est fixé afin d'effectuer la segmentation des phases de propulsion dans le cycle complet (**Lenton et al., 2013**). Les débuts et fin de chaque phase sont identifiés, respectivement, lorsque le moment généré autour de l'axe de la roue (M_z) dépasse ou passe en dessous du seuil.

Pour chaque cycle, la cinématique du tronc et du membre supérieur a été normalisée au moyen d'une interpolation spline cubique sur 101 points. Pour un essai, l'ensemble des cycles a été moyenné. Par contre, les forces appliquées sur la main courante ont également été normalisées de la même façon, mais conservées pour chaque cycle. En effet, le calcul de la matrice Jacobienne et l'extraction de celle des bras de leviers musculaires au moyen de l'API Matlab est très coûteux en temps. Pour une posture donnée, ce calcul dure plus de 300 s. Si ces paramètres avaient été calculés individuellement pour chaque instant du cycle, pour tous les sujets le calcul aurait duré 3 mois sans compter la détermination du PFMS.

Ainsi, pour chaque essai les instants correspondants à 10, 30, 50, 70 et 90% de l'angle de poussée ont été considérés. L'angle a été préféré au temps, car la vitesse angulaire augmentant en cours de cycle, une représentation temporelle aurait moins bien rendu compte de la seconde partie du cycle lors de la phase de poussée. La synchronisation externe peut dans certains cas induire un léger décalage de quelques millisecondes (<10) qui rend incohérente l'analyse à l'instant de prise et de lâcher de la main courante. Nous avons donc choisi de réaliser les analyses de 10 à 90% du cycle.

II.4. Placement des marqueurs

Les marqueurs ont été placés par le même expérimentateur selon les recommandations de l'ISB (**Wu et al., 2005**). Leurs positions sont similaires à celles adoptées lors des deux protocoles expérimentaux précédents avec l'ajout de 5 marqueurs supplémentaires pour une meilleure représentation du mouvement de l'ensemble du complexe de l'épaule (Tableau 17).

Tableau 17 : Position anatomique des marqueurs sur le membre supérieur et le tronc lors de la propulsion en fauteuil roulant

<i>Marqueurs</i>	<i>Repère anatomique</i>
C7	Processus spinal de la 7ème vertèbre cervicale
T8	Processus spinal de la 8ème vertèbre thoracique
SN	Point profond de l'incisure jugulaire du sternum
XP	Processus xiphoïde sternal
SC	Articulation acromio-claviculaire
TS	Extrémité médiale de l'épine de la scapula
AI	Angle inférieur de la scapula
AA	Angle acromial
PC	Processus coracoïde
ACL, ACR	Point saillant gauche et droit de l'articulation acromio-claviculaire
EM, EL	Épicondyles médial et latéral de l'humérus
RS, US	Processus styloïdes radial et ulnaire
M2, M5	Extrémité distale du 2ème et du 5ème métacarpe
MM3	Milieu du 3ème métacarpe
FA1, FA2, FA3	Marqueurs techniques de l'avant-bras
F1, F2, F3	Marqueurs techniques du bras

Les données de marqueurs ont été filtrées avec un filtre passe-bas Butterworth d'ordre 2 avec une fréquence de coupure de 6Hz comme présenté dans le chapitre II (*Winter, 1990*).

II.5. Protocole expérimental

La procédure expérimentale suivante a été mise en œuvre en suivant les recommandations de d'études précédente (*Goosey et al., 2000; Lenton et al., 2013*). Les participants ont exécuté des cycles de propulsion en FRM à intensités sous-maximale et maximale selon 5 fréquences différentes. Ces dernières correspondent à 60, 80, 100, 120, 140% de la fréquence librement choisie (FLC) déterminée à partir de 2 min d'enregistrement, présentées comme un échauffement, pendant lesquelles aucune instruction spécifique n'a été imposée aux sujets.

Afin de faire respecter les conditions de fréquence, un métronome audiovisuel sur téléphone portable est ensuite utilisé afin de permettre aux sujets d'adopter le rythme adéquat. Chacune des conditions a été réalisée dans un ordre différent pour chaque sujet afin de minimiser l'effet de la fatigue ou de l'apprentissage.

Après un échauffement de 5 min, chaque condition a été imposée pour une durée totale de 2 min. La première minute constituait la période d'adaptation à la fréquence imposée suivie d'une minute d'enregistrement des données cinématiques et cinétiques. Entre chaque essai, 5 min de repos était accordées, période pendant laquelle la roue était recalibrée.

Les différentes conditions de fréquence et d'intensité ont été choisies pour répondre aux hypothèses suivantes 1) une augmentation de la fréquence de propulsion devrait éloigner les efforts appliqués de l'optimum postural. En effet, plus la vitesse augmente et plus on s'éloigne de l'hypothèse d'isométrie utilisée pour évaluer le PFMS, 2) les efforts appliqués à intensité maximale devraient être plus proches de l'optimum postural selon *Valero-Cuevas et al. (2003)*.



Figure 55 : Dispositif expérimental de mesure des efforts appliqués sur la main courante lors de la propulsion en FRM.

II.6. Efficacité mécanique de la force (MEF)

La MEF (*Boninger et al., 1997*) est un indice basé sur la considération de la composante tangentielle de la force appliquée sur la main courante. Cette dernière est définie dans le repère local de la roue dont les vecteurs de bases sont déterminés à partir de la connaissance de la position du centre de la roue et du point d'application de la force (PFA). Pour le déterminer, on considère d'abord le point **A** situé au milieu des marqueurs **M2** et **M5**. Alors, le PFA est situé au milieu du segment défini par **A** et **MM3** (*Cooper et al., 1996*).

La force est ensuite exprimée dans le repère local tournant de la roue (Figure 56) avec **Z** correspondant à l'axe entre le centre de rotation de la roue et le PFA, **Y** l'axe perpendiculaire à la roue vers l'extérieur et **X** le produit vectoriel des deux précédents. La composante **X** de la force exprimée dans ce repère correspond alors à la force tangentielle appliquée sur la main courante.

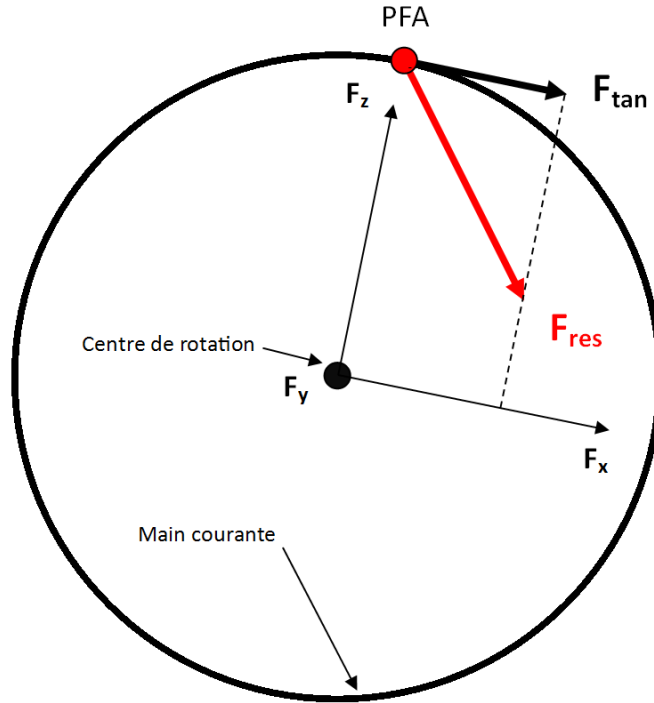


Figure 56 : Représentation schématique en vue frontale de la main courante, du PFA, du centre de rotation de la roue et du repère local associé. $\mathbf{F}_{res}$ correspond à la force mesurée et $\mathbf{F}_{tan}$ la composante tangentielle à la roue dans ce repère

La MEF est ensuite calculée comme suit :

$$MEF = \frac{F_{tan}^2}{F_{res}^2} \times 100 \quad (79)$$

Avec :

$$F_{res} = \sqrt{F_X^2 + F_Y^2 + F_Z^2} \quad (80)$$

II.7. Indice de performance postural (IPP)

L'IPP est un indice basé sur le PFMS. Il représente le ratio entre l'amplitude de la force pouvant être générée selon l'axe préférentiel du PFMS (L_{max}) et celle le long de l'axe tangentiel à la roue au niveau du PFA (L_{tan}). Elles sont déterminées au moyen des points d'intersection entre ces deux vecteurs et l'extrémité du PFMS dans l'espace des forces (Figure 57) :

$$IPP = \frac{L_{tan}}{L_{max}} \times 100 \quad (81)$$

Si la valeur de cet indice est égale à 1, cela signifie que le sujet est dans une configuration pour laquelle il peut produire la force maximale liée à sa posture de manière tangente à la roue.

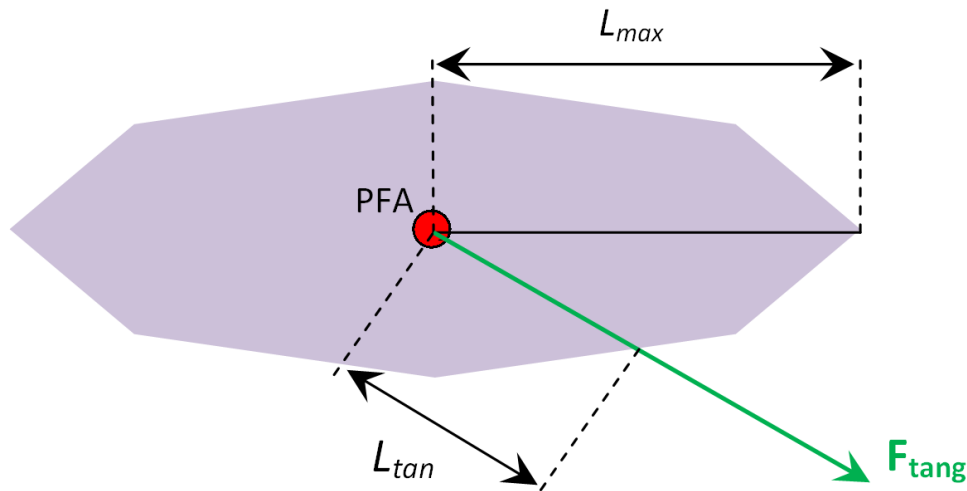


Figure 57 : Vue schématique du PFMS dans le plan de la roue. L_{max} et L_{tang} représentent la longueur entre le PFA et le bord du polytope le long de son axe principal et dans la direction tangentielle à la roue ($\mathbf{F}_{tang}$) respectivement.

II.8. Orientation du PFMS par rapport à F_{tan} et F_{res}

Les angles formés entre la force résultante appliquée sur la main courante et l'axe préférentiel du PFMS en 3D ($\theta_{o/r}$), dans le plan latéral ($\beta_{o/r}$) et frontal ($\alpha_{o/r}$) de la roue seront également analysés.

De plus, l'angle entre l'axe préférentiel du PFMS et la tangente à la roue au niveau du PFA en 3D ($\theta_{o/t}$), dans le plan latéral ($\beta_{o/t}$) et frontal ($\alpha_{o/t}$) de la roue a également été considérée (Figure 58).

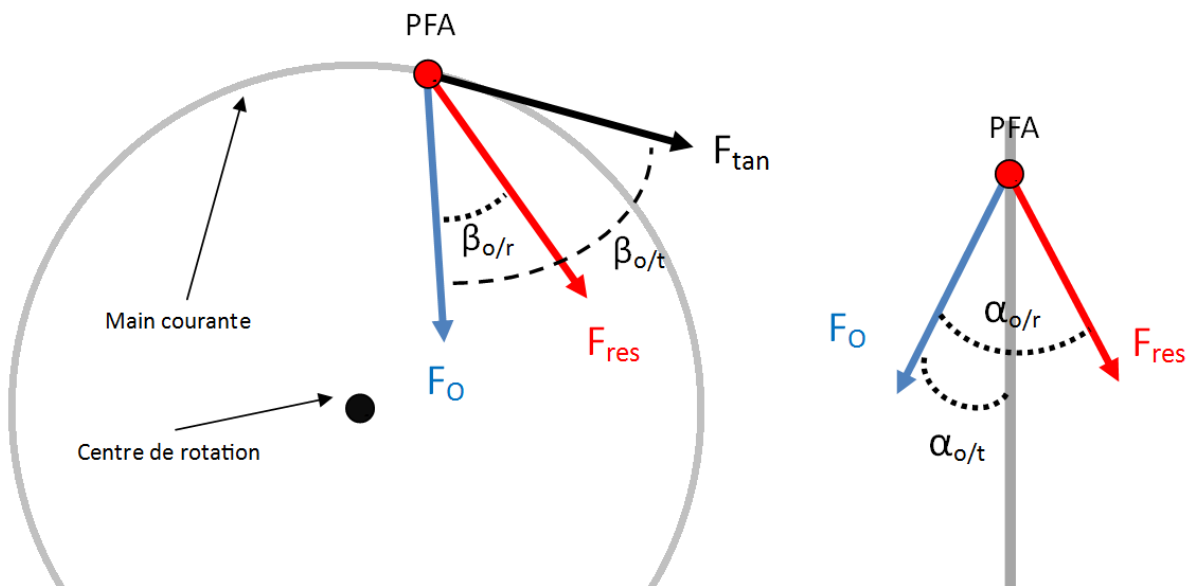


Figure 58 : Représentation dans le plan sagittal et frontal de la roue des angles considérés. F_O représente l'axe préférentiel du polytope, F_{res} la force appliquée sur la main courante et F_{tan} la tangente à la roue.

II.9. Analyses statistiques

La normalité et la sphéricité des données ont respectivement été vérifiées au moyen du test de Shapiro-Wilk et de Mauchly. Lorsque ce dernier indique un non-respect de la sphéricité et que la valeur obtenue de ϵ est inférieure à 0,75, le facteur de correction Greenhouse-Geisser est employé. Lorsque ϵ est supérieur à 0,75, on utilise celui de Huynh-Feldt.

Afin de comparer les variables dépendantes que sont la MEF, l'IPP et les angles $\theta_{o/r}$, $\beta_{o/r}$, $\alpha_{o/r}$, $\theta_{t/r}$, $\beta_{t/r}$ et $\alpha_{t/r}$, des ANOVA à mesures répétées à trois facteurs ont été effectuées. Les variables indépendantes sont l'intensité (INT), la fréquence (FREQ) et les phases de cycle (PHASE). Les analyses statistiques ont été effectuées à l'aide du logiciel STATISTICA 7.0 (StatSoft, OK, USA). Chaque valeur de p reporté sur les ANOVA prend en considération le non-respect de la sphéricité. Lorsque l'ANOVA révèle un effet significatif, les tests post-hoc de Tukey ont été utilisés.

Une étude de corrélation entre le MEF et l'IPP est également proposée en considérant l'ensemble des sujets pour chaque condition (INT, FREQ) afin de vérifier que le nouvel indice présenté (IPP) est bien corrélé à l'évolution de la MEF.

Pour toutes les analyses, le seuil de significativité a été fixé à 5%.

III. Résultats

III.1. MEF et IPP

L'ANOVA indique un effet significatif de la variable indépendante PHASE pour la MEF et l'IPP et un effet d'interaction INT*FREQ pour l'IPP (Tableau 18). Les différences significatives obtenues avec le post-hoc de Tukey pour la variable dépendante PHASE sont détaillés dans le Tableau 19 pour la MEF et l'IPP ($p < 0,05$). Une représentation visuelle de ces valeurs est également proposée dans la Figure 59.

Les tests statistiques montrent que ces deux indices augmentent significativement au fur et à mesure de la phase de propulsion (Tableau 19). La MEF et l'IPP augmentent de 36,3 (4,2) à 66,7 (12,0) et de 46,8 (4,2) à 60,7 (6,2) respectivement. Cependant, aucune différence n'est observée pour les variables indépendantes FREQ et INT. On ne peut néanmoins pas conclure sur l'absence d'effet, du fait de valeurs de η^2 indiquant une faible puissance des tests.

Pour l'interaction INT*FREQ, l'IPP est significativement ($p < 0,05$) plus important pour INT maximale à FREQ 140% (54,8 (8,7)) comparé à toutes les FREQ à INT sous-maximale (60% : 51,6 (7,0), 80% : 50,7 (6,3), 100% : 51,1 (6,3), 120% : 50,1 (6,1), 140% : 50,5 (6,5)) et à FREQ 60 et 80% pour INT maximale (60% : 50,6 (7,0), 80% : 50,5 (6,8)).

Tableau 18 : Résumé des valeurs de F , p et η^2 pour les ANOVA sur la MEF et l'IPP. Les effets significatifs sont reportés en rouge

		F	p	η^2
MEF	INT	$F(1,9) = 0,073$	0,793	0,008
	FREQ	$F(4,36) = 1,776$	0,199	0,165
	PHASE	$F(4,36) = 63,935$	< 0,001	0,877
	INT*FREQ	$F(4,36) = 1,878$	0,178	0,173
	INT*PHASE	$F(4,36) = 1,256$	0,308	0,122
	FREQ*PHASE	$F(16,144) = 1,083$	0,372	0,107
	INT*FREQ*PHASE	$F(16,144) = 1,484$	0,254	0,142
IPP	INT	$F(1,9) = 1,382$	0,27	0,184
	FREQ	$F(4,36) = 1,967$	0,164	0,534
	PHASE	$F(4,36) = 77,322$	< 0,001	1
	INT*FREQ	$F(4,36) = 5,437$	0,007	0,955
	INT*PHASE	$F(4,36) = 0,329$	0,721	0,115
	FREQ*PHASE	$F(16,144) = 0,521$	0,68	0,334
	INT*FREQ*PHASE	$F(16,144) = 1,369$	0,274	0,82

Tableau 19 : Moyenne (écart-type) de la MEF et de l'IPP pour chaque phase de cycle toutes conditions confondues.

PHASE	10% (a)	30% (b)	50% (c)	70% (d)	90% (e)
MEF moyenne (SD)	36,3 ^{b,c,d,e} (10,9)	50,6 ^{a,d,e} (11,9)	53,0 ^{a,e} (11,4)	58,5 ^{a,b,e} (10,7)	66,7 ^{a,b,c,d} (12,0)
IPP moyenne (SD)	46,8 ^{d,e} (4,2)	48,4 ^{d,e} (4,4)	49,1 ^{d,e} (4,6)	52,0 ^{a,b,c,e} (5,5)	60,7 ^{a,b,c,d} (6,2)

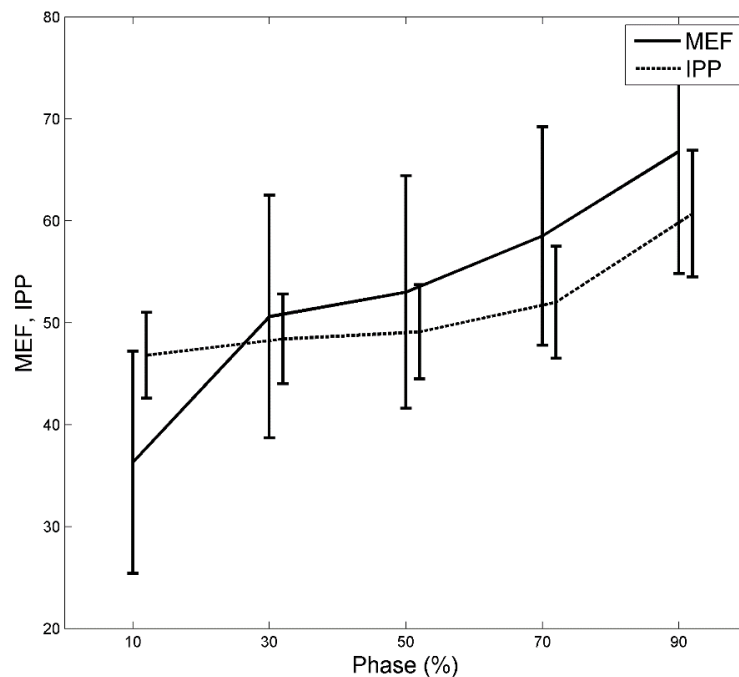


Figure 59 : Variation de MEF (trait plein) et de l'IPP (trait en pointillé) pour les 5 phases du cycle considérées

III.2. Angles entre l'axe préférentiel du PFMS et la force mesurée

Les ANOVA réalisées sur les angles $\theta_{o/r}$, $\beta_{o/r}$, $\alpha_{o/r}$ indiquent un effet significatif de la variable indépendante PHASE (Tableau 20). Tous les résultats des tests post-hoc de Tukey sont présentés dans le Tableau 21. Ces trois angles sont également représentés dans la Figure 60.

L'angle formé en 3D en début de cycle est de 54,0 (10,0)° et décroît significativement jusqu'à une valeur de 31,1 (9,8)°. Dans le plan sagittal et frontal de la roue, il varie significativement de 48,3 (11,0)° à 18,2 (11,0)° et de 33,5 (11,0)° à 25,6 (8,0)° respectivement (Tableau 23).

De plus, on note un effet significatif de la variable indépendante INT sur les angles $\theta_{o/r}$ (sous-maximale : 41,0 (13,2) vs. maximale : 45,0 (13,8), $p < 0,05$) et $\beta_{o/r}$ (sous-maximale : 31,8 (16,0) vs. maximale : 35,8 (17,2), $p < 0,05$) (Tableau 20).

Tableau 20 : Résumé des valeurs de F , p et η^2 pour les ANOVA sur les angles $\theta_{o/r}$, $\beta_{o/r}$, $\alpha_{o/r}$. Les effets significatifs sont reportés en rouge

		F	p	η^2
$\theta_{o/r}$	INT	F(1,9) = 12,405	0,006	0,58
	FREQ	F(4,36) = 1,07	0,369	0,106
	PHASE	F(4,36) = 75,573	< 0,001	0,894
	INT*FREQ	F(4,36) = 1,693	0,209	0,158
	INT*PHASE	F(4,36) = 0,39	0,591	0,042
	FREQ*PHASE	F(16,144) = 1,489	0,241	0,142
	INT*FREQ*PHASE	F(16,144) = 2,237	0,094	0,199
$\beta_{o/r}$	INT	F(1,9) = 21,39	0,001	0,704
	FREQ	F(4,36) = 1,554	0,236	0,147
	PHASE	F(4,36) = 102,834	< 0,001	0,92
	INT*FREQ	F(4,36) = 2,335	0,13	0,206
	INT*PHASE	F(4,36) = 0,244	0,727	0,026
	FREQ*PHASE	F(16,144) = 1,643	0,192	0,154
	INT*FREQ*PHASE	F(16,144) = 1,371	0,27	0,132
$\alpha_{o/r}$	INT	F(1,9) = 1,786	0,214	0,166
	FREQ	F(4,36) = 0,489	0,642	0,052
	PHASE	F(4,36) = 5,238	0,025	0,368
	INT*FREQ	F(4,36) = 0,468	0,661	0,049
	INT*PHASE	F(4,36) = 0,979	0,379	0,098
	FREQ*PHASE	F(16,144) = 0,964	0,434	0,097
	INT*FREQ*PHASE	F(16,144) = 1,122	0,349	0,111

Tableau 21 : Moyenne (écart-type) de l'angle entre l'axe préférentiel du PFMS et la force résultante pour chaque phase de cycle toutes conditions confondues.

PHASE	10% (a)	30% (b)	50% (c)	70% (d)	90% (e)
$\theta_{o/r}$ moyen (SD)	54,0 ^{c,d,e} (10,0)	52,4 ^{c,d,e} (10,3)	43,6 ^{a,b,d,e} (10,4)	35,6 ^{a,b,c} (10,4)	31,1 ^{a,b,c} (9,8)
$\beta_{o/r}$ moyen (SD)	48,3 ^{c,d,e} (11,0)	47,1 ^{c,d,e} (11,2)	34,2 ^{a,b,d,e} (11,3)	19,9 ^{a,b,c} (10,5)	18,2 ^{a,b,c} (11,0)
$\alpha_{o/r}$ moyen (SD)	33,5 ^e (11,0)	31,2 ^e (11,8)	32,0 ^e (11,4)	32,3 ^e (10,4)	25,6 ^{a,b,c,d} (8,0)

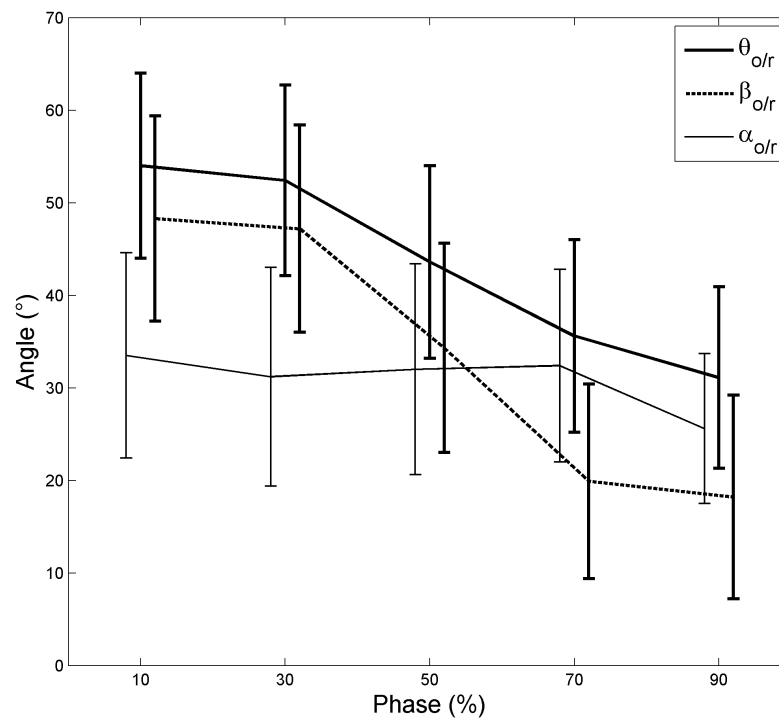


Figure 60 : Variation de l'angle entre l'axe préférentiel du PFMS et la force résultante appliquée sur la main courante en 3D ($\theta_{o/r}$ - trait plein), dans le plan sagittal ($\beta_{o/r}$ - trait en pointillé) et frontal ($\alpha_{o/r}$ - trait fin) pour les 5 phases du cycle considéré.

III.3. Angles entre l'axe préférentiel du PFMS et la tangente à la roue

Les ANOVA réalisées sur les trois angles $\theta_{o/t}$, $\beta_{o/t}$, $\alpha_{o/t}$, indiquent un effet significatif de la variable indépendante PHASE (Tableau 22). Toutes les différences significatives de post-hoc de Tukey sont présentées dans le Tableau 23.

La Figure 61 représente les angles $\theta_{o/t}$, $\beta_{o/t}$ et $\alpha_{o/t}$. L'angle formé en 3D ($\theta_{o/t}$) en début de cycle est de 73,0 (8,5)° et décroît significativement jusqu'à une valeur de 34,6 (7,2)° à la fin de celui-ci. Dans le plan sagittal ($\beta_{o/t}$), il baisse significativement de 72,6 (9,0)° à 28,2 (9,5)°. Concernant le plan frontal ($\alpha_{o/t}$), il augmente significativement uniquement à la dernière phase du cycle en passant de 15,0 (6,2)° à 20,8 (2,8)° respectivement.

On observe globalement que les forces mesurées sont plus proches de l'optimum postural que de la tangente à la roue (Figure 62).

Tableau 22 : Résumé des valeurs de F , p et η^2 pour les ANOVA sur les angles $\theta_{o/t}$, $\beta_{o/t}$, $\alpha_{o/t}$. Les effets significatifs sont reportés en rouge

		F	p	η^2
$\theta_{o/t}$	INT	F(1,9) = 3,935	0,079	0,304
	FREQ	F(4,36) = 0,627	0,55	0,065
	PHASE	F(4,36) = 136,564	< 0,001	0,938
	INT*FREQ	F(4,36) = 1,117	0,356	0,11
	INT*PHASE	F(4,36) = 3,812	0,045	0,298
	FREQ*PHASE	F(16,144) = 3,209	0,036	0,263
	INT*FREQ*PHASE	F(16,144) = 2,625	0,079	0,226
$\beta_{o/t}$	INT	F(1,9) = 3,697	0,087	0,291
	FREQ	F(4,36) = 0,533	0,607	0,056
	PHASE	F(4,36) = 137,213	< 0,001	0,938
	INT*FREQ	F(4,36) = 1,357	0,28	0,131
	INT*PHASE	F(4,36) = 2,664	0,109	0,228
	FREQ*PHASE	F(16,144) = 3,214	0,038	0,263
	INT*FREQ*PHASE	F(16,144) = 2,634	0,084	0,226
$\alpha_{o/t}$	INT	F(1,9) = 0,572	0,469	0,06
	FREQ	F(4,36) = 0,878	0,42	0,089
	PHASE	F(4,36) = 6,902	0,013	0,434
	INT*FREQ	F(4,36) = 1,175	0,332	0,115
	INT*PHASE	F(4,36) = 1,118	0,35	0,111
	FREQ*PHASE	F(16,144) = 0,887	0,463	0,09
	INT*FREQ*PHASE	F(16,144) = 0,906	0,471	0,091

Des interactions pour $\theta_{o/t}$: INT*PHASE et FREQ*PHASE, $\beta_{o/t}$: FREQ*PHASE sont observés. Pour l'interaction INT*PHASE, l'angle est significativement plus important en début de cycle (PHASE - 10%) pour INT sous-maximale comparée à INT maximale (sous-maximales : 76,6 (6,4) vs maximale : 69,5 (8,9)).

De plus, dans la condition INT sous-maximale, l'angle est significativement plus important dans la phase 30% par rapport à celle à 50% (78,4 (6,1) vs 71,7 (7,0)) alors qu'il n'y a pas de différences pour la condition INT maximale.

Tableau 23 : Moyenne (écart-type) de l'angle entre l'axe préférentiel du PFMS et la tangente à la main courante pour chaque phase de cycle toutes conditions confondues

PHASE	10% (a)	30% (b)	50% (c)	70% (d)	90% (e)
$\theta_{o/t}$ moyen (SD)	73,0 ^{d,e} (8,5)	76,2 ^{d,e} (7,3)	71,4 ^{d,e} (8,3)	54,0 ^{a,b,c,e} (9,8)	34,6 ^{a,b,c,d} (7,2)
$\beta_{o/t}$ moyen (SD)	72,6 ^{d,e} (9,0)	75,8 ^{d,e} (7,7)	70,3 ^{d,e} (8,9)	50,7 ^{a,b,c,e} (11,4)	28,2 ^{a,b,c,d} (9,5)
$\alpha_{o/t}$ moyen (SD)	15,0 ^{c,d,e} (6,2)	16,5 ^{c,d} (5,7)	22,9 ^{a,b} (8,1)	23,2 ^{a,b} (4,8)	20,8 ^a (2,8)

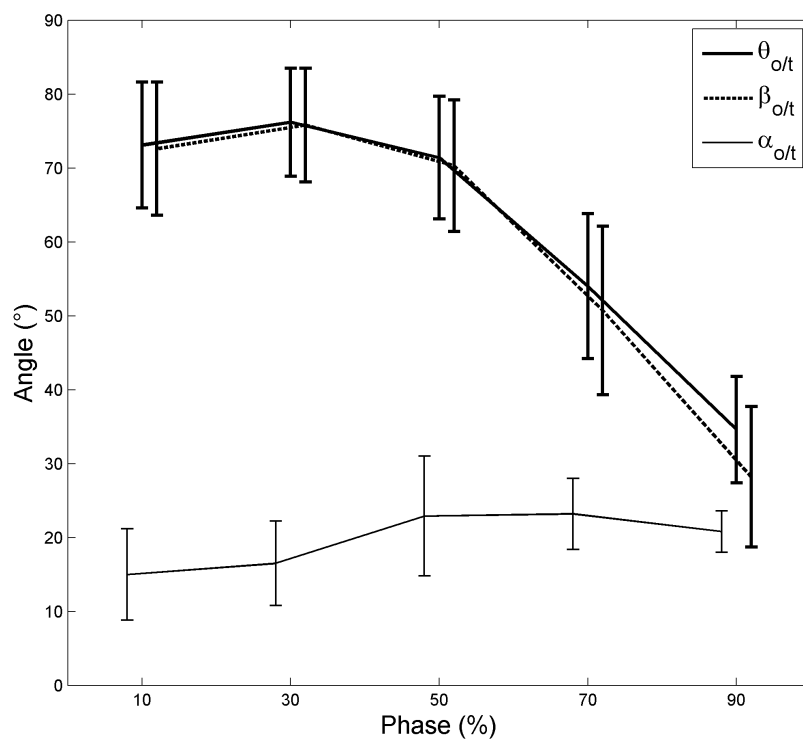


Figure 61 : Variation de l'angle entre l'axe préférentiel du PFMS et la tangente à la main courante au niveau du PFA en 3D ($\theta_{o/t}$ - trait plein), dans le plan sagittal ($\beta_{o/t}$ - trait en pointillé) et frontal ($\alpha_{o/t}$ - trait fin) pour les 5 phases du cycle considérées

Tableau 24 : Coefficient de corrélation pour chaque condition en considérant l'ensemble des sujets (* $p < 0,05$)

FREQ	60%	80%	100%	120%	140%
INT sous-maximale	0,78*	0,66*	0,59*	0,45*	0,35*
INT maximale	0,49*	0,52*	0,52*	0,48*	0,66*

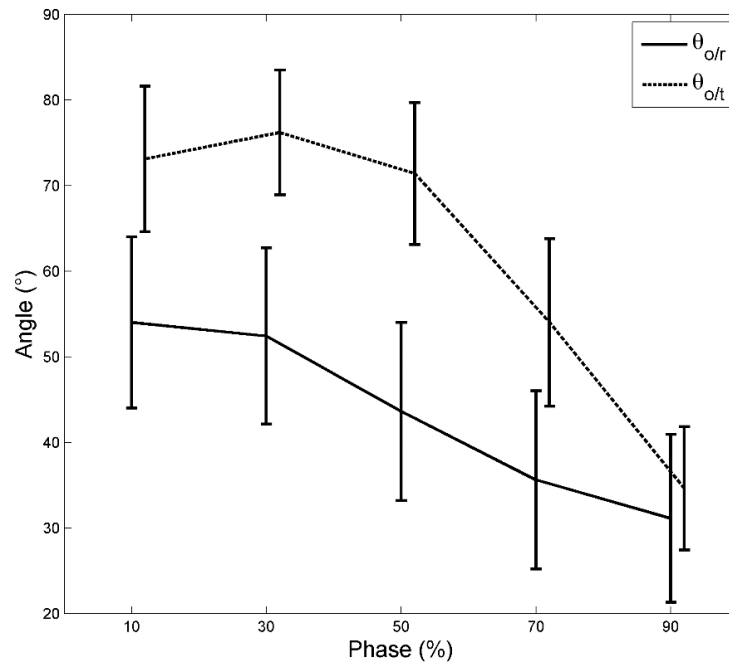


Figure 62 : Variation de l'angle en 3D entre l'axe préférentiel du PFMS et la tangente à la main courante ($\theta_{o/t}$) ainsi qu'avec la force résultante ($\theta_{o/r}$)

III.4. Corrélation entre IPP et MEF

Les résultats montrent une corrélation significative avec des valeurs variant entre 0,35 et 0,78 ($p < 0,05$) pour l'ensemble des conditions. Pour INT sous maximale, on constate une diminution de la valeur du coefficient de corrélation et une augmentation pour INT maximale en fonction de la fréquence.

IV. Discussion

Le FRM est connu pour être mécaniquement peu efficace et présenter un risque important d'apparition de TMS du membre supérieur (**Boninger et al., 2005; van der Woude et al., 2001**). Pour réduire ces risques et ainsi éviter une dégradation plus importante de la qualité de vie des utilisateurs, il est important de comprendre comment et pourquoi les efforts appliqués sur la main courante évoluent. Dans cette optique, cette étude a consisté à déterminer dans quelle mesure les indices de CGF modélisés permettent de rendre compte de la force appliquée et de l'adéquation de la posture par rapport à la tâche de propulsion en FRM. Le premier objectif de l'étude est de vérifier si les fluctuations de l'IPP permettent d'expliquer celles de la MEF et donc si elles renseignent sur la force appliquée lors de la

propulsion en FRM en incluant de manière plus complète le sujet dans l'analyse. Nous discutons maintenant nos résultats par rapport à la première hypothèse formulée que consiste à affirmer que les variations de MEF sont expliquées par celles de l'IPP.

IV.1. Effet de la phase

IV.1.A. MEF et IPP

À partir des CGF déterminées au moyen d'un modèle musculosquelettique, un nouvel indice appelé indice de performance posturale (IPP) a été présenté. Il représente le ratio entre l'amplitude de la force pouvant être générée selon l'axe préférentiel du PFMS et celle le long de l'axe tangentiel à la roue. Une faible valeur d'IPP indique que la posture adoptée est défavorable par rapport à la tâche. Cela peut signifier d'une part que l'axe préférentiel d'application des efforts du PFMS forme un angle important avec la direction des efforts optimum (tangents à la roue pour la propulsion en FRM) et que d'autre part, l'élongation importante du PFMS conduit à une longueur L_{tan} beaucoup plus faible que L_{max} (Figure 57). Les 2 effets se combinent pour conduire à des couples articulaires importants pour générer un niveau de force isométrique donné, facteur important dans la formation de TMS (**Arnet et al., 2012; Jacquier-Bret et al., 2013**). Cet indice est inspiré de celui d'une étude de **Jacquier-Bret et al. (2013)** obtenu à partir de l'EFN basé sur la posture et les couples articulaires normalisés (**Yoshikawa, 1985b**). L'amélioration du présent indice correspond à l'utilisation d'un modèle musculosquelettique intégrant une mise à l'échelle pour représenter au mieux la géométrie et les capacités musculaires des sujets (**Correa et Pandy, 2011**). De plus, l'effet de la gravité est pris en compte et un échantillon d'individus plus conséquent a été recruté.

Pour analyser la composante tangentielle de la force appliquée et l'orientation de l'axe préférentiel du PFMS, la MEF et l'IPP ont été étudiés au moyen d'une ANOVA et d'une corrélation. Leurs évolutions ont été comparées pour les différentes phases de propulsion normalisée aux instants représentant 10, 30, 50, 70 et 90% de l'angle total.

Les valeurs les plus faibles d'IPP et du MEF sont observées toutes les deux en début de cycle (Tableau 18). Cela signifie que les sujets commencent la phase de propulsion dans une configuration très défavorable pour appliquer une force d'amplitude importante dirigée selon la tangente à la main courante. Dans ce cas, les sujets doivent développer des couples articulaires importants pour réaliser la tâche, ce qui est un facteur d'apparition de TMS.

Les valeurs de ces deux indices atteignent également leurs valeurs maximales en fin de cycle. L'efficacité de la propulsion en termes de production de force est la plus importante lorsque le sujet est dans une meilleure configuration posturale pour produire un effort important, et inversement. Des adaptations sont observées chez des sujets experts pour pouvoir maximiser la production de force lorsque la posture est favorable. En effet, **Robertson et al. (1996)** ont étudié la stratégie d'application de la force sur la main courante par des sujets inexpérimentés et expérimentés. Cette étude montre que ces derniers réalisent un pic de force plus tardivement et présentent un temps de contact plus important sur le cycle de propulsion. Il semble donc qu'une adaptation de la stratégie d'application des efforts lors d'un cycle soit réalisée lorsque l'optimum postural permet une application plus importante de force sur la main courante.

Au vu de ces résultats, il semble que l'IPP soit un indice pertinent pour caractériser les capacités d'un individu à générer une force en fonction des contraintes de la tâche. Cette augmentation peut être liée à l'optimum postural, représenté par l'axe principal du PFMS, qui se rapproche de la tangente de la roue au fur et à mesure du cycle. L'application d'efforts sur la main courante est le résultat du compromis entre les capacités du sujet et les contraintes de la tâche. Dans certaines circonstances ces dernières peuvent être prépondérantes et la posture est telle que la tâche ne peut être réalisée si les efforts sont dirigés selon la direction de l'optimum. Les faibles valeurs de MEF en début de cycle peuvent être dues à ce phénomène.

Pour confirmer cette observation et discuter la seconde hypothèse du protocole, une analyse détaillée des angles $\theta_{o/r}$, $\beta_{o/r}$ et $\alpha_{o/r}$ formé entre l'axe préférentiel du PFMS et de la tangente de la roue en 3D, dans le plan sagittal et frontal est maintenant proposée.

IV.1.B. Angles entre l'axe préférentiel du PFMS et la tangente à la roue au PFA

La Figure 10 propose un exemple des postures, des CGF et de leurs axes préférentiels respectifs, de la tangente à la roue ainsi que de la force mesurée pour un sujet et pour chaque phase de cycle pour la condition à 100% de la FLC. On observe qu'en début de cycle, l'optimum postural est très éloigné de la tangente à la roue (supérieure à 75° dans le plan sagittal) expliquant alors les faibles valeurs d'IPP observées (Tableau 4). Au contraire en fin de cycle (à 90% du cycle) l'angle formé devient relativement faible (inférieure à 30° dans le plan sagittal) montrant une possibilité de mise en rotation de la roue dans une configuration

optimale. Ces constatations pourraient permettre d'expliquer les valeurs faibles et fortes de MEF en début et fin de cycle respectivement.

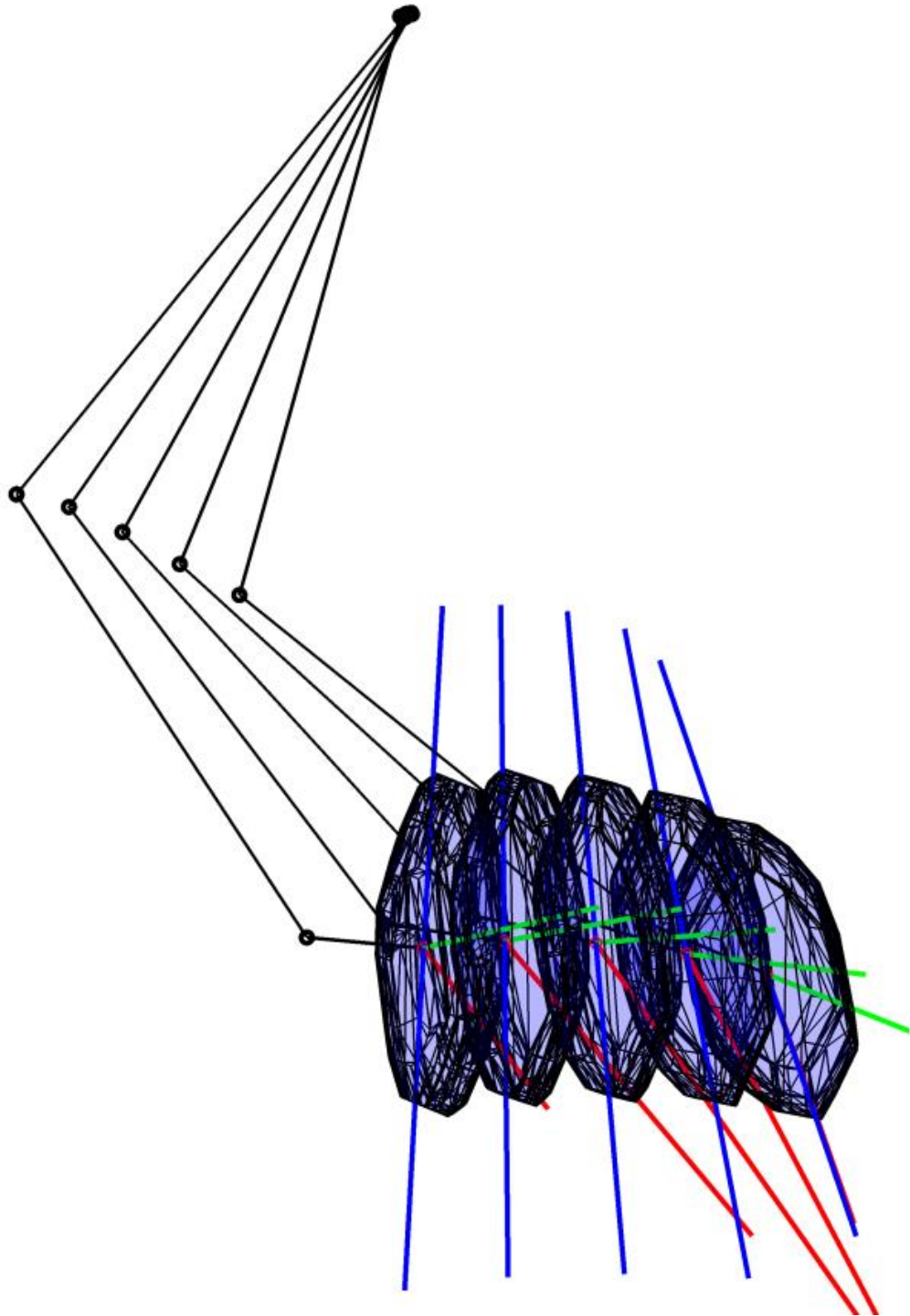


Figure 63 : Représentation dans le plan sagittal des CGF (polytope en bleu), de leurs axes principaux (en bleu), de la tangente à la roue (vert) et de la force résultante appliquée sur la main courante (en rouge) au niveau du PFA pour les 5 phases de cycle de la condition à 100% de la FLC.

Nos résultats sont en adéquation avec ceux proposés par (**Bregman et al., 2009**). En effet, ces auteurs ont montré une augmentation du coût physiologique (CP) pour des efforts appliqués tangentiellement à la roue. Nous avons montré que des efforts dirigés de telle manière sont éloignés de l'optimum postural lors de la majeure partie du cycle de propulsion (davantage au début qu'à la fin cependant) ce qui induit une augmentation des couples articulaires et peut être indirectement des efforts musculaires considérés dans la définition du coût physiologique (**Bregman et al., 2009**). Dans cette étude, l'augmentation du CP était attribuée à la cocontraction supplémentaire des muscles fléchisseurs et extenseurs du coude associée à un accroissement des forces musculaires à l'épaule. Les informations fournies par l'IPP indiquent aussi que des efforts selon la tangente augmentent les couples articulaires du fait de la posture du sujet spécialement en début de cycle.

Il est admis dans la littérature que les efforts appliqués sont dirigés vers l'intérieure de la roue. Afin de caractériser, la capacité du PFMS à expliquer l'orientation de ces efforts, une analyse concernant l'angle entre la force résultante appliquée sur la main courante et l'axe préférentiel du PFMS en 3D ($\theta_{o/r}$), dans le plan latéral ($\beta_{o/r}$) et frontal ($\alpha_{o/r}$) de la roue est maintenant proposée.

IV.1.C. Angle entre l'axe préférentiel du PFMS et la force mesurée

Les résultats (Tableau 21) montrent que l'angle entre l'optimum postural et la force mesurée diminue au fur et mesure de la phase de propulsion et prend des valeurs inférieures à 20° dans le plan sagittal à partir de 70% du cycle. Au début de ce dernier, on a noté précédemment que l'optimum postural est éloigné de la tangente à la roue (supérieur à 70°). Cependant, l'angle entre la direction de l'optimum postural et la force mesurée est plus faible que celui entre cette dernière et la tangente à la roue (Figure 62). Ceci suggère que les sujets effectuent un compromis entre les contraintes de la tâche et l'optimum postural sachant que d'autres critères dynamiques peuvent intervenir, notamment la minimisation de l'énergie dépensée (**Lin et al., 2011b**).

Nos résultats concordent avec ceux de (**Sasaki et al., 2011**) qui ont mis en évidence que l'EFB obtenue à partir de mesures sur dynamomètre présentaient un angle dont l'amplitude diminuait au cours du cycle. Après inspection de la courbe fournie dans l'article, on constate que les valeurs d'angles obtenues sont équivalentes à celles de la présente étude obtenue sans aucune mesure sur dynamomètre. Cependant, on obtient des valeurs d'angles inférieures à 20° sur quasiment toute la phase de propulsion alors que ce seuil est n'atteint

qu'après 70% du cycle total dans la présente étude. La différence essentielle avec ces travaux réside dans le fait que des sujets paraplégiques ont pris part à leur expérimentation. Ces résultats pourraient suggérer que l'expertise peut améliorer l'application des efforts sur une portion plus importante du cycle en accord avec (*Robertson et al., 1996*) qui indique que le temps de la phase de propulsion est plus long et que le pic de force apparaît plus tard pour des experts par rapport à des novices. Le fait que l'optimum postural soit mieux aligné avec les efforts mesurés lors du déroulement de cette phase pourrait expliquer ce comportement chez les experts.

Les efforts appliqués dans le plan frontal sont orientés vers l'intérieure de la roue pour assurer le contact de la main avec la main courante alors que l'axe préférentiel du PFMS est orienté vers l'extérieur. Ce résultat rejoint l'étude de *Sasaki et al. (2011)*, pour laquelle ils présentent également une orientation de l'EFB vers l'extérieur de la roue. Du point de vue des indices de CGF, il semble alors que l'utilisation d'un angle de carrossage de la roue pourrait permettre de se rapprocher davantage de l'optimum postural.

Au vu des résultats présentés, les recommandations que l'on peut formuler seraient alors de régler le fauteuil roulant pour que la prise de la main courante en début de cycle soit le plus en avant possible. De plus, en phase d'apprentissage, il serait judicieux d'apprendre aux utilisateurs à attraper la main courante le moins en arrière possible afin d'exploiter plus largement l'optimum postural.

IV.2. Effets de l'intensité et de la fréquence sur l'IPP

IV.2.A. MEF et IPP

Nous avons constaté une interaction entre les facteurs FREQ et INT uniquement sur l'IPP. En effet, sa valeur pour INT maximale et FREQ 140% est supérieure à toutes les autres combinaisons de valeurs (sauf INT maximale et FREQ 120%). Cette condition est la plus contraignante, ce qui suggère une possible adaptation de la posture dans ce cas particulier afin d'optimiser la propulsion. De plus, ce résultat peut être observé sur la corrélation entre l'IPP et la MEF qui présente une valeur plus importante pour la condition FREQ 140% à INT maximale (Tableau 24).

Cependant, ce résultat doit être considéré avec précaution, car cet effet n'est observé sur aucune des valeurs d'angles. De plus, cette condition est aussi celle qui s'éloigne le plus de l'hypothèse d'isométrie du PFMS et de l'IPP.

IV.2.B. Angle entre l'axe préférentiel du PFMS et la tangente à la roue au PFA

En condition INT sous-maximale, l'angle entre le PFMS et la tangente à la roue est plus important à 10% du cycle par rapport à INT maximale. Ceci peut s'expliquer par le fait que dans cette condition l'angle de traction est plus important que pour la condition sous maximale ($15,3^\circ(6,4)$ vs $11,0^\circ(5,2)$) et que donc à 10% du cycle complet, les variations de posture sont telles qu'on ait une différence significative pour le paramètre considéré. A contrario, après le vertex l'angle de pousser n'est pas significativement différent selon l'intensité ce qui peut expliquer l'absence d'effet sur l'angle entre PFMS et tangente à la roue.

IV.2.C. Angle entre l'axe préférentiel du PFMS et la force mesurée

Les résultats ne semblent pas corroborer l'hypothèse proposée par **Valero-Cuevas et al. (2003)** qui stipule que plus la contrainte est élevée, plus le sujet a tendance à aligner les efforts avec l'optimum postural. En effet, l'angle entre le PFMS et la force mesurée est significativement plus important en condition maximale par rapport à la condition sous-maximale ($45^\circ(13,8)$ vs $41^\circ(13,2)$). Dans la moins contraignante des deux, le PFMS est mieux orienté avec l'optimum postural. Cependant, les différences observées bien que significatives restent faibles en amplitude ce qui ne permet pas de conclure de manière catégorique sur l'effet de l'intensité de l'effort. Le fait que les sujets ne soient pas des utilisateurs experts du FRM peut aussi expliquer l'incapacité à contrôler de manière optimale les efforts appliqués sur la main courante. La vitesse angulaire du mouvement diffère entre les deux conditions. En effet, la vitesse angulaire moyenne du cycle de propulsion est plus importante en condition maximale par rapport à sous-maximale ($169,1^\circ.s^{-1}$ (33,6) pour INT sous-maximale vs $215,3^\circ.s^{-1}$ (49,1) pour INT maximale). De plus, l'augmentation de ce paramètre nous éloigne d'autant plus de l'hypothèse d'isométrie.

Malgré cela, cette augmentation importante de la vitesse angulaire ($\sim 45^\circ.s^{-1}$) n'entraîne qu'une légère variation de l'angle (4°).