



Rapport de recherche présenté en vue de l'obtention du

MASTER RECHERCHE SCIENCES DU MOUVEMENT HUMAIN

PARCOURS BIOMECANIQUE

Laboratoire HANDIBIO

Caractérisation biomécanique de l'expertise sur deux
roues en fauteuil roulant manuel

présenté par

DRIDI Majdi

Sous la direction de

WATELAIN Eric (M.C.U. HDR)

Juin 2010

Résumé

Objectif: *caractériser d'un point de vue biomécanique l'expertise sur deux roues (2R) en fauteuil roulant manuel FRM puis de rechercher d'éventuelles classes de comportements ou stratégies.*

Matériels et méthodes : *20 sujets dont 10 sujets sains (SS) et 10 sujets blessés médullaires (BM) ont été recrutés. Deux plates formes de forces, un système optoélectronique de capture de mouvement et une roue dynamométrique ont été utilisées pour les enregistrements. Les calculs ont été réalisés sur 30s consécutives d'équilibre. Les paramètres mesurés sont : forces et centre de pression sur chaque plate forme de forces, centre de pression général du système (FRM+ usager), forces appliquées sur la main courante, angles articulaires du membre supérieur droite (poignet, coude, épaule), angle de l'assise (angle d'inclinaison du FRM par rapport à l'horizontal).*

Résultats : *La classification hiérarchique ascendante, méthode descriptive, semble mettre en évidence quatre groupes principaux. L'analyse de la longueur du tracée du centre de pression montre que les 4 groupes ont une valeur décroissante de longueur de G1 vers G4(1825.3 vs 949.9 mm). L'angle d'assise est relativement homogène entre les sujets. Les forces appliquées sur la main courante sont faibles (somme des forces comprise entre 8,96 et 46,85 N).*

Conclusion : *Les sujets du G4 ont u meilleur maintien d'équilibre que les autres sujets des autres groupes vu leurs expériences. l'angle le plus adéquat pour maintenir l'équilibre en 2R pour une population qui vienne d'apprendre le 2R est $14.2^{\circ} \pm 3.6^{\circ}$. Il pourrait ainsi être facilement utilisé comme biofeedback dans la phase d'apprentissage en plaçant un simple inclinomètre relié à un signal sonore ou visuel.*

Mots clés : *Fauteuil roulant ; Equilibre sur deux roues (2R) ; Forces ; centre de pression ; angle articulaire.*

Abstract

Objective: *Biomechanical* characterisation of wheelie experts than searching eventual strategy of balancing.

Materials and methods: 10 able bodies and 10 SCI subjects were included. They performed 3 trials of 30 seconds during which they performed the stationary wheelie. Two force platforms, an instrumented wheel and an optoelectronic motion capture were used for the recordings. Postural sway, as reflected by standard deviation of sagittal-plane movements of the center of pressure (COP), trajectory of COP, Pitch angle, articular angle, three components of forces were analysed for 30 seconds of each trial.

Results: the ascending hierarchical classification (Cluster) put in evidence 4 groups. The fourth group has the best COP and the worst is the first group (1825.3 vs 949.9 mm). The pitch angle is the same for all the subjects. The applied force in the handrim during the wheelie is too low (the mean value is between 8,96 and 46,85 N).

Conclusion: the G4 Subjects were better able to manage their balance compared to the other group subjects. This difference is explained by their experience. The best adequate pitch angle for the wheelie is $14.2^{\circ} \pm 3.6^{\circ}$. This angle could be used as Biofeedback for learning a wheelie by putting an inclinometer that must be related to a visual or sonar signal.

Key Words: *Wheelchair; Wheelie Balance; Forces; Pitch angle, center of pressure, articular angle.*

Sommaire

1. Introduction	3
1.1. Le fauteuil roulant (FR)	3
1.2. Le maintien d'équilibre sur deux roues	4
1.2.1. Définition	4
1.2.2. Intérêt	5
1.2.3. Les étapes de maintien d'équilibre	6
<i>Décollement</i>	6
<i>Le balancement</i>	7
<i>Le retour au sol</i>	9
1.2.4. Comment maintenir son équilibre sur deux roues?	9
<i>Analyse des positions et mouvements segmentaires</i>	9
<i>Analyse musculaire</i>	10
<i>Stratégie de maintien d'équilibre</i>	10
1.3. Problématique	12
2. Matériel et méthodes	13
2.1. Population	13
2.2. Dispositif expérimental	14
2.3. Matériel	14
2.3.1. Fauteuil roulant	14
2.3.2. Roue Dynamométrique	15
2.3.3. Motion Analysis	16
2.3.4. Plats formes de force	17
2.4. Protocole expérimental	17
2.5. Variables étudiées	17
2.6. Traitement de données	18

2.6.1. <i>Le centre de pression</i>	18
2.6.2. <i>Les angles articulaires</i>	19
2.6.3. <i>Les forces appliquées sur la main courante</i>	20
2.6.4. <i>L'angle de l'assise</i>	20
2.7. <i>Analyse statistique</i>	20
3. <i>Résultats</i>	21
3.1. <i>Exemple des données temporelles recueillies pour un sujet.</i>	21
3.2. <i>Recherche de classe de comportement ou stratégie d'équilibre</i>	22
3.3. <i>Résultat selon les valeurs calculées</i>	23
3.3.1. <i>Centre de pression</i>	23
3.3.2. <i>Angle de l'assise</i>	23
3.3.3. <i>La force exercée sur la main courante</i>	24
3.3.4. <i>Les angles articulaires</i>	25
4. <i>Discussion et conclusion</i>	26
4.1. <i>Protocol et méthode</i>	26
4.2. <i>Paramètres stabilométriques</i>	27
4.3. <i>L'angle de L'assise</i>	27
4.4. <i>Les forces exercées sur la main courante</i>	28
4.5. <i>Les angles articulaires</i>	29
5. <i>Perspectives</i>	29

1. Introduction

1.1. Le fauteuil roulant (FR)

Lorsque la marche s'avère impossible ou déconseillée suite à une déficience des membres et/ou du tronc, le principal mode de déplacement est le fauteuil roulant (FR). D'après Van Der Woude et al. (2006), les personnes souffrantes d'un handicap des membres inférieurs, qui sont à peu près 3.3 millions en Europe et 360 milles en France (Vignier et al. 2008) sont souvent dépendantes (en ce qui concerne leur mobilité) d'un fauteuil roulant manuel (FRM). Ce fauteuil, qui est souvent considéré comme la seule aide technique, est utilisé par des déficients moteurs tout comme des personnes âgées.

D'après les historiens, la naissance des fauteuils roulants date de 525 av J.C en chine où ils ont trouvé des gravures montrant l'utilisation de FR. En se référant à l'article du Carrelet P. (2001), il faut attendre le 20^{ème} siècle pour voir la chaise roulante moderne qui a été inventé par Everest & Jennings aux Etats Unis entre les deux guerres. D'après Bourg & Guillon (2001), depuis ce temps les FRM, ne cessent de se développer avec les nécessités du marché et avec le développement des matériaux utilisés dans d'autres domaines notamment le cyclisme.

En effet, d'après Bouisset & Matton (1995), le modèle de FRM que le sujet doit choisir , doit correspondre à ses besoins et à ses caractéristiques un peu comme pour le choix d'une chaussure. L'évaluation des FRM se fait surtout, sur le plan technique, en fonction de leurs stabilités, de leurs confort de leurs maniabilités et des efforts nécessaires pour le mouvoir.

D'après Van Der Woude et al. (2006), l'utilisation du FR pour une longue durée présente des risques majeurs comme les blessures et les douleurs articulaires. D'après Delpech et al. (2004), une maitrise de cet aide technique (apprentissage et renforcement) est capitale pour les personnes dont l'usage du FRM conditionne toute orientation de déplacement et surtout pour réduire les accidents et les blessures causés par l'utilisation de ce type d'aide à la mobilité.

D'après Koontz & Shea (2009), le bon usage et surtout la maitrise du FRM demandent l'acquisition et l'apprentissage de certaines connaissances et compétences.

Mais, l'apprentissage de ces compétences n'est pas synonyme d'une mobilité parfaite car une personne assise sur un FRM est confrontée, chaque jour, à plusieurs obstacles qu'elle est obligée de franchir comme monter sur les trottoirs, descendre d'une pente ou un plan incliné... Ces obstacles peuvent entraîner sa chute, qui elle-même entraîne souvent des traumatismes. Ils peuvent aussi l'obliger à renoncer à accéder à un lieu. D'après Delpech et al. (2004), ces obstacles sont nombreux et ne pas pouvoir les franchir est susceptible de majorer le handicap de la personne d'où l'importance de la technique de deux roues (2R) (Wheelie) qui lui permet de franchir un bon nombre de ces obstacles. Malgré l'importance du 2R, Kirby et al. (2001), ont déjà mentionné le peu de littérature qui concerne le maintien de l'équilibre sur deux roues.

1.2. Le maintien d'équilibre sur deux roues

D'après Kirby et al. (2006), le 2R est la compétence motrice la plus utile aux usagers du FRM pour franchir plus facilement les obstacles qu'ils peuvent rencontrer lors des activités de la vie quotidienne (AVQ) (Fig1).

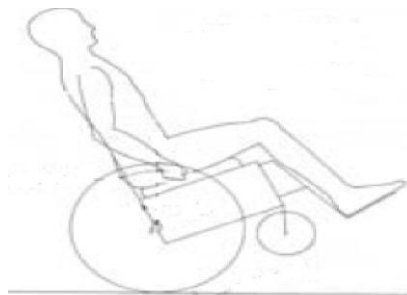


Fig. 1 : Maintien d'équilibre sur 2R (adaptée de Kauzlarich et al. 1987)

1.2.1. Définition

La plupart des chercheurs [Kirby et al. (2006), Mc Innes et al. (2000), Lin et al. (2006)] qui se sont intéressés à l'équilibre sur 2R s'accordent à dire que le 2R est une habileté difficile à maîtriser. Elle se définit comme étant le décollement, de manière intentionnelle, des roulettes avant et le balancement antéropostérieur avec les roues arrières qui toutefois demeurent en contact avec le sol.

D'après Delpech et al. (2004), mécaniquement, la surface de portance en deux-roues est identique à celle du vélo. Toutefois, contrairement à la bicyclette dont le déséquilibre est latéro-latéral, le 2R option fauteuil roulant, révèle un déséquilibre

antéropostérieur. Le fauteuil oscille d'avant en arrière (tangage) autour de la projection au sol de l'axe des grandes roues.

D'après McInnes et al. (2000), le balancement (tangage) statique dans le maintien d'équilibre est quasiment impossible vu que le fauteuil offre une surface de sustentation qui est très petite (Fig 2).

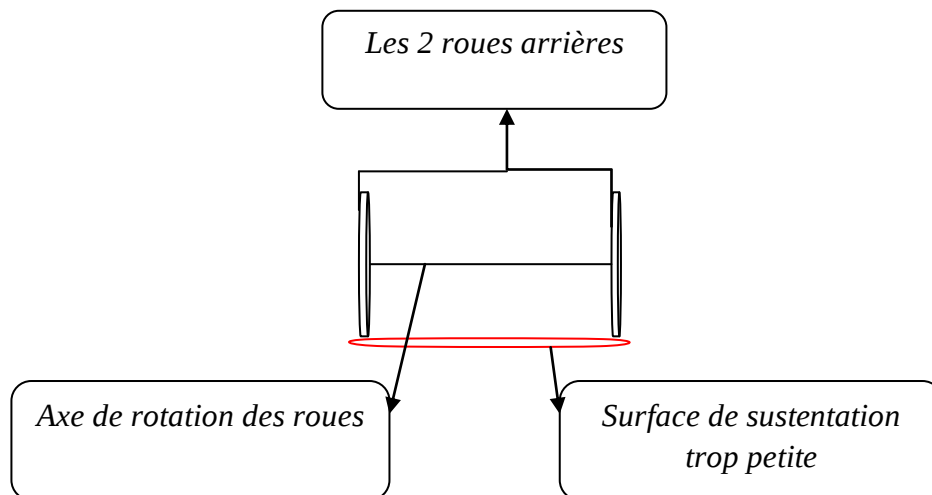


Fig. 2: Surface de sustentation d'un fauteuil roulant vue de dos

D'après Kirby et al. (2006) ou Kauzarlich & Thacker (1987), la facilité à contrôler le balancement est inversement reliée au moment d'inertie autour de l'axe de la roue. Ce qui signifie que pour maintenir l'équilibre il faut que le centre de gravité du système (FR+utilisateur) soit le plus près de l'axe de rotation (Fig. 3).

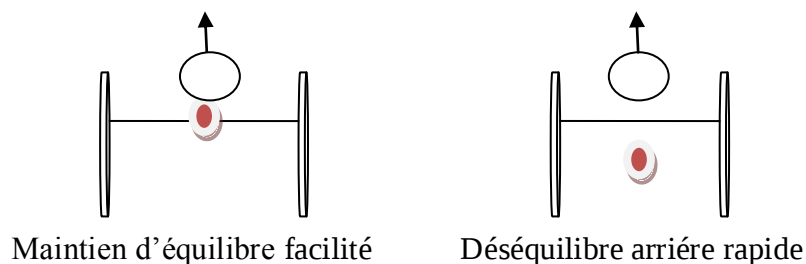


Fig. 3 : Centre de gravité du système (FR+utilisateur) : vue de dessus

1.2.2. Intérêt

Le maintien de l'équilibre sur 2R est essentiel pour l'utilisateur d'un fauteuil roulant dès que le sol n'est plus lisse et rend ainsi l'environnement immédiat plus accessible. Dans une étude faite en 2001, Kirby et al. ont montré qu'il y a 14 tâches quotidiennes pour lesquelles le 2R est indispensable.

En plus du fait qu'il permet de franchir des obstacles tel qu'une simple bordure de trottoir dans la rue, le 2R a un grand impact psychologique sur la personne par ce qu'il lui permet d'être plus indépendant et plus autonome. Cette liberté de se mouvoir, de se déplacer et d'accéder à beaucoup plus d'endroit, joue un rôle très important dans la vie psychique et mentale de la personne en FRM. Elle lui donne plus de confiance en elle et lui permet de valoriser ses compétences et ses potentiels. Elle contribue donc grandement à la qualité de vie des sujets.

1.2.3. Les étapes de maintien d'équilibre

Bonaparte et al. (2001), ont montré qu'il y a 3 étapes pour accéder au 2R:

i) décollement des roues arrières, ii) balancement et enfin iii) retour sur 4 roues.

Décollement

Kirby et al. (2006), montrent que la première étape commence avec les premiers mouvements du corps et se termine lorsque le corps est en équilibre sur le 2R. Kauzlarich et al. (1987) ont montré que la force nécessaire pour décoller le FRM, se traduit par cette fonction

$$F = 0.8 m g \theta \text{ cg}$$

Où

F= la force appliquée à la main courante pour faire décoller le fauteuil

m= masse du FR+utilisateur

g= gravité

$\theta \text{ cg}$ = l'angle entre la verticale et l'axe qui relie le centre de gravité du système et le milieu de l'axe de rotation (Fig4)

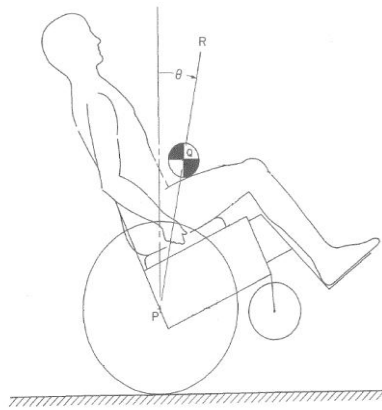


Fig. 4 : L'angle entre la verticale et l'axe qui relie le centre de gravité du système et le milieu de l'axe de rotation (adaptée de Kauzlarich et al. 1987)

D'après Kauzlarich et al. (1987), il y a une forte relation entre l'angle de décollement et la force appliquée sur main courante. Là aussi on retrouve différentes stratégies pour ce décollement.

En effet, d'après Olson et al. (2006), il y a 3 stratégies de décollement : La première qui consiste à reculer en arrière puis avancer ce qui en résulte le décollement des roues avant. Bonaparte et al.(2001), ont trouvé que 90% des sujets utilisent cette stratégie qui se base sur l'utilisation de l'inertie du système FRM+usager. La deuxième est de pousser le fauteuil vers l'avant en appliquant une force considérable afin de faire éloigner les roues avant du sol. La troisième se base sur l'inclinaison du corps en arrière tout en gardant les roues arrières fixes (déplacement du centre de gravité).

D'après Kirby et al. (2006), la position des mains sur la main courante du FRM au début du décollement dépend de la stratégie adoptée. D'après Lin et al. (2006) et Delpech (2005), lors de cette phase et surtout lors du déplacement vers l'avant, il y a essentiellement une activation des fléchisseurs de l'épaule et des extenseurs du coude et des muscles des poignets.

Le balancement

D'après Delpech (2005), une poussée rapide sur les mains courantes permet de basculer le fauteuil en 2 roues ; plus le fauteuil est instable, plus cette poussée doit être de faible intensité. Kirby et al. (2006), parlent du début de cette phase que lorsque il y a

un balancement durable et finit quand les roues avants entament leurs descentes vers le sol.

D'après kauzlarich et Thacker (1987), le balancement sur 2R est semblable au balancement d'une barre sur la paume d'une main. Ils suggèrent même d'utiliser cette tâche pour prédire la capacité à maintenir l'équilibre sur 2R. Dans la même étude, les deux auteurs montrent une étroite relation entre le balancement et la stabilité statique du FRM + usager: plus la stabilité statique est réduite mieux est le contrôle du balancement. Ils proposent cette équation pour définir la stabilité statique

$$\omega^2 = mgl / J$$

avec

J= moment d'inertie du centre de gravité du système (FRM + usager)

l= distance entre le centre de gravité du système et l'axe de rotation

m= masse du système FRM + usager

g = la gravité (9.81m/s²)

Donc en s'appuyant sur cette équation, kauzlarich et Thacker (1987) ont montré que la facilité du balancement est liée à la distance entre le CG du système FRM+usager et l'axe de rotation (l'axe qui relie les 2 roues arrières).

Dans une étude récente faite en 2010 par Bankole et al. , les auteurs montrent que les sujets atteints par une blessure médullaire (BM) utilisant régulièrement le FRM exercent une force medio latérale plus importante que les sujets sains (SS) (*Tab 1.*)

	<i>F_x (N)</i>	<i>F_y (N)</i>	<i>F_z (N)</i>
<i>Sujets sains</i>	<i>7,85±5,12</i>	<i>6,41±4,18</i>	<i>8,35±4,70</i>
<i>Sujets BM</i>	<i>7,85±5,92</i>	<i>10,03±6,13</i>	<i>9,49±4,02</i>

Tab 1. : Composantes de forces exprimées en valeurs absolues (Bankole et al. 2010)

Au cours du balancement Lin et al. (2006) ont remarqué que les extenseurs des poignets sont activés tout le long de cette phase.

Le retour au sol

D'après Kirby et al. (2006), cette phase débute lorsque les roues avant du FRM touchent le sol et se termine lorsque le sujet ne fait plus de mouvement. Si le sujet est en déséquilibre avant, il suffit d'attendre, sinon, il suffit juste de se pencher vers l'avant et/ou de tirer sur les mains courantes vers l'arrière, après, puis de laisser la gravité faire son œuvre.

Comme c'est difficile de décrypter ces étapes par l'observation, Kirby et al. (2006), choisissent de déterminer ces phases par un intervalle de temps (3 secondes avant et après le commencement et la fin de chaque étape) par exemple, la phase de décollage commence 3s avant que les roues avant quittent le sol et se termine 3s après. Lin et al. (2006), ont montré que le Pectoral major claviculaire est activé pendant les 4 phases.

1.2.4. Comment maintenir son équilibre sur deux roues?

Analyse des positions et mouvements segmentaires

D'après Delpech (2005), lors du passage en 2R :

- La tête se fléchit par rapport au tronc pour rester verticale par rapport à l'espace et conserver le regard horizontal.
- La ceinture scapulaire s'enroule vers l'avant et le haut du rachis se fléchit légèrement si possible (sauf impossibilités orthopédiques de type d'ostéosynthèse haute ou de port de corset) ; les épaules doivent rester basses (muscles trapèzes relâchés).
- Les mains sont situées en avant de la partie culminante des mains courantes (Lin et al. 2004).
- Les membres inférieurs conservent la même position: hanches, genoux et chevilles restent à 90° de flexion.

A notre connaissance aucune recherche jusqu'à aujourd'hui n'a été consacrée à l'étude biomécanique des positions articulaires des membres supérieurs lors du maintien d'équilibre sur FRM. En effet, une position idéale des articulations du membre supérieur a une grande influence sur les problèmes musculo-squelettiques touchant les usagers du FRM.

Toutefois, certains angles permettent de définir, selon les tâches, des postures de moindre inconfort. D'après Cail et al. (1996), les amplitudes articulaires de confort concernant les articulations du membre supérieur seraient celles présentées dans le tableau suivant (Tab 2.). Ces angles sont calculés par rapport à la verticale :

articulation	Amplitude acceptable
Epaule =Flexion Extension	20°/0°
Epaule=Abduction Adduction	20°
Coude=Flexion extension	80°/110°
Poignet= Flexion extension	10°/30°

Tab 2. : Angles de confort pour le membre supérieur. (Aptel et al. 2009)

Analyse musculaire

D'après Delpech (2005), de légers déplacements des mains courantes vers l'avant et vers l'arrière permettent de conserver l'équilibre.

D'après Bonaparte et al. (2001), ce sont uniquement les muscles des membres supérieurs (MS), qui travaillent :

- Dans le déplacement vers l'avant: fléchisseurs d'épaules et extenseurs du coude et des poignets .
- Dans le déplacement vers l'arrière: extenseurs d'épaule et fléchisseurs du coude et des poignets.

Stratégie de maintien d'équilibre

D'après Bonaparte et al. (2001), pour bien comprendre le maintien d'équilibre sur 2R, il faut faire l'analogie avec l'équilibre posturale debout. Ce dernier est assuré par deux stratégies qui sont la stratégie de cheville et la stratégie de hanche qui ont pour but tous les deux de maintenir le centre de masse dans la base de sustentation (la base de support). En effet, cet équilibre est un exemple d'un équilibre métastable où une petite déviation du point d'équilibre peut causer le déplacement en arrière (chute possible de l'utilisateur) ou en avant (se remettre sur 4 roues). D'après les études de Hamilton et al. (1976) et Majaess et al. (1993), le maintien du centre de masse du système (FRM +

occupant) dans la base de support est fondamental pour le maintien de l'équilibre du FRM tant le retour à l'équilibre lorsqu'il en sort est difficile.

D'après McInnes et al. (2000), les utilisateurs des FRM ne peuvent pas assurer en permanence le maintien du centre de masse dans la surface de sustentation (la base de support étant trop petite) d'où l'impossibilité de maintenir un équilibre stable sur une période continue de plus de 5s. Après ces 5 secondes les personnes en FRM doivent faire un déplacement afin de maintenir cet équilibre, sinon ils doivent se remettre sur 4 roues. C'est en se basant sur ce balancement que Bonaparte et ses collaborateurs ont décrit 2 stratégies de maintien d'équilibre sur 2 roues : La 'Reactive Balance Strategy' (RBS) et la 'Proactive Balance Strategy' (PBS).

La 'Reactive Balance Strategy' (RBS)

Bonaparte parle de ainsi de RBS lorsque le sujet réagit uniquement au déséquilibre de son fauteuil en exerçant une force dans le sens du déplacement de la roue. C'est-à-dire lorsque la ligne de la force de gravité du centre de gravité (CG), dépasse la surface de base l'utilisateur doit tourner les roues jusqu'à que le CG soit à nouveau dans la surface de base.

Donc d'après kirby et al. (2006), nous pouvons observer un changement de la posture pour obtenir l'équilibre, rien que par la flexion du tronc en avant.

La 'Proactive Balance Strategy' (PBS)

Bonaparte parle PBS lorsque le sujet ajuste de façon continue par de petites oscillations d'avant en arrière son fauteuil pour maintenir son équilibre et anticipe donc les déséquilibres. Cela correspond à la stratégie utilisée en monocycle pour maintenir son équilibre. Cela correspond à la stratégie utilisée en monocycle pour maintenir son équilibre.

Koontz et al. (2004), montrent que le balancement, dans les deux stratégies, est maintenu, en premier lieu suite à une correction des mains et en second par l'angle de flexion du tronc.

Dans une première étude Bonaparte et al. (2001), ont montré que l'équilibre sur deux roues utilise la stratégie proactive. Dans une autre étude qui a été faite par le

même groupe de chercheurs, en 2004, et qui s'articule autour de l'entraînement et du temps d'apprentissage, ils ont montré que l'association de ces deux techniques lors d'un programme d'entraînement n'améliore, ni le temps d'apprentissage, ni le taux de réussite.

1.3. Problématique

D'après Van Der Woude et al. (2006), l'utilisation du FRM implique un transfert d'énergie des capacités de déplacement et de la motricité de la vie courante des jambes vers les bras. Comparée à celui des jambes, le travail des bras est plus fatigant pour des articulations qui phylogenetiquement n'ont pas été conçue pour cela et donc engendre plus de douleurs et des blessures. D'après Khelia (2003), la sollicitation d'une articulation au-delà d'une certaine capacité courante a des effets délétères sur le membre concerné. Elle peut notamment réduire la circulation sanguine au niveau de l'articulation concernée et soumettre certains tendons à des efforts de compression. Les efforts de friction sont ainsi accrus.

Curtis et al (1995), Curtis et al. (1999), et McCasland et al. (2006), ont montré que les activités quotidiennes causent beaucoup de problèmes d'épaule pour les utilisateurs du FRM. D'après Koontz & Shea (2009), un bon apprentissage du maniement du FRM a un effet important sur la diminution des douleurs et des blessures des membres supérieurs (MS). Le bon maintien de l'équilibre sur 2R permet également de diminuer les risques de blessures et les douleurs des MS. Il est donc essentiel que les sujets en fauteuil apprennent correctement et rapidement l'équilibre sur 2R.

Dans la littérature, peu de travaux se sont intéressés aux stratégies de maintien d'équilibre sur 2R. A notre connaissance, la seule étude qui était menée sur ce sujet est celle de Bonaparte et al. (2001) où ils ont montré que des sujets débutants ont deux stratégies de maintien d'équilibre (stratégie de balancement proactive et une autre réactive). Or en 2004, les mêmes auteurs ont montré que l'entraînement basé sur l'apprentissage de ces 2 stratégies n'a aucun effet sur le bon maintien d'équilibre. On peut cependant s'interroger sur la pertinence technique d'utiliser des stratégies de débutant pour l'apprentissage plutôt que sur celles de sujets maîtrisant le 2R. Le stabilogramme, paramètre couramment étudié en posturographie orthostatique, doit permettre d'objectiver de manière globale la résultante de cette habileté complexe

qu'est le maintien sur 2R. La même approche a été, par exemple, réalisée sur la recherche de classe de comportement sur la locomotion de l'enfant digitigrade à partir de l'étude de l'angle de la cheville dans le plan sagittal (Armand et al. 2006). D'autre part, la caractérisation biomécanique de l'équilibre sur deux roues est encore très réduite dans la littérature.

Ainsi, nous partons de l'hypothèse que mieux caractériser d'un point de vue biomécanique l'équilibre sur 2R de sujets maîtrisant cette habileté doit permettre d'identifier des éléments techniques de cette habileté ainsi que différentes stratégies de maintien tels que l'on peut en observer sur des gestes aussi automatique que la locomotion bipédale humaine (Vardaxis et al. 1998 ; Watelain et al. 2000). Une fois identifiées ces stratégies pourraient également contribuer à personnaliser la phase d'apprentissage pour la rendre plus efficiente.

L'objet de cette étude est ainsi de caractériser d'un point de vue biomécanique le maintien d'équilibre sur 2R en FRM par des sujets maîtrisant cette habileté et de rechercher les éventuelle(s) stratégie(s) qui pourraient s'en dégager.

2. Matériel et méthodes

2.1. Population

La population étudiée comporte 20 sujets qui utilisent le FRM quotidiennement. Les participants aux expérimentations sont divisés en 2 groupes : un premier où il y a 10 sujets sains (SS) et un autre qui se compose de 10 blessés médullaires (BM) atteints par une blessure entre le C7 et L1. Avant leur participation, tous les sujets ont signé de façon volontaire un consentement éclairé de participation. Afin de vérifier leur maîtrise de 2R les sujets ont passé un test qui consiste à effectuer en 2R, un pivot de 180° sans sortir d'un cercle de 1,5 m de diamètre (Bonaparte 2004). Les caractéristiques anthropométriques des 2 groupes de sujets se trouvent dans ce tableau (*Tab 3.*)

	Age (ans)	Taille (cm)	Poids (Kg)
<i>Sujets sains</i>	36.3 ± 11.1	174.3 ± 5.6	69.7 ± 4.9
<i>Sujets BM</i>	39.8 ± 9.9	169.21 ± 10.1	60.3 ± 7.7

Tab 3 : Données anthropométriques des deux groupes.

2.2. Dispositif expérimental

Le dispositif expérimental a été mise en place et validé dans le laboratoire handibio de l'USTV (Université du Sud Toulon Var) (Fig. 5a). Pour des raisons de sécurité, d'accès à la roue dynamométrique présentée ci-dessous ainsi que d'accessibilités au laboratoire et de sécurité des BM les expérimentations ont été réalisées en centre hospitalier. Elles ont eu lieu dans le Laboratoire d'analyse du mouvement qui se situe au sein du Centre Hospitalo-universitaire Raymond Poincaré de l'Assistance Publique des Hôpitaux de Paris (Garches, France).

Le dispositif expérimental mis en place, se constituait de 2 plates formes de forces, un système optoélectronique d'analyse gestuelle (*Motion Analysis*) et une roue dynamométrique.(Fig.5b)



Fig. 5: Pré-expérimentation (a) et dispositif expérimental final (b)

2.3. Matériel

2.3.1. Fauteuil roulant

Afin d'éviter l'influence du type de FRM sur la performance déjà montré par Kirby et al. (2004), un seul FRM sera utilisé. Il s'agit d'un fauteuil *Otto Bock® Voyager*.

Ce fauteuil roulant pesant seulement 15 kg dont 4.5 kg pour la roue dynamométrique, est équipé de 2 roues arrières, qui mesurent 24 pouces et de 2 roulettes avant qui mesurent 6 pouces. Ce type de fauteuil facilite le maintien d'équilibre sur 2R (Kirby et al. 2004) par sa conception. Les paramètres de la position d'assis du FRM est la même pour tout les sujets (Hauteur = 36 cm ; Largeur = 36 cm ; profondeur d'assise = 42,5 cm ; angle d'inclinaison de l'assise avec le sol = 2° ; angle entre l'assise et le dossier = 95°). Ce fauteuil est équipé d'une roue dynamométrique montée du côté droit (TSR , Mérignac, France).

2.3.2. Roue Dynamométrique

La roue dynamométrique TSR (Fig.6) pour fauteuil roulant a été conçue et calibrée par la société française TSR, (Mérignac, France). Un boîtier d'acquisition qui est fixé sur un socle en carbone au centre de la roue, est connecté à un mini ordinateur. La roue dynamométrique est entièrement autonome, car équipée d'un système d'acquisition sans fil (fréquence : 500 Hz). Un logiciel développé sous Labview® permet le pilotage, l'acquisition, la visualisation, l'analyse numérique et graphique, l'exportation de fichiers en format Excel®, la sauvegarde et l'impression des données de l'enregistrement. Cette roue permet de quantifier les efforts exercés sur la main courante dans le repère lié au fauteuil. (L'axe Z est vertical, l'axe X et Y sont horizontaux, respectivement antéro postérieur et médio latéral). La roue dynamométrique avait un poids de 4,5 kg contre 2,05 kg pour une roue classique soit une charge supplémentaire de 2,46 kg.



Fig. 6 : Roue dynamométrique TSR (Mérignac, France).

2.3.3. *Motion Analysis*

Le *Motion Analysis* du laboratoire est un système optoélectronique d'analyse tridimensionnelle d'une fréquence d'acquisition de 100Hz. Equipé de 12 caméras (*Santa Rosa, CA*) émettant des ondes infrarouges, ce système enregistre la position de marqueurs rétro-réfléchissants (passifs) qui sont positionnés sur des points anatomiques particuliers du membre supérieur droit du sujet selon la norme ISB (Wu et al. 2002, 2005) : Sternum, Processus Xiphoïdes, C7, T8, Acromion droite et gauche, Angulus acromialis, articulation Acromio-claviculaire, Epicondyle latéral et médial, Partie supérieure de l'avant bras, Styloid cubital, Styloid Radial, 2ème et 5ème Métacarpe. En plus de ces 16 marqueurs rétro-réfléchissants (passifs), 4 autres ont été positionnés sur la partie droite de FRM : centre de la roue, les 2 coins du dossier (haut et bas) et au coin en avant de l'assise. (Fig. 7). La démarche suivie pour limiter les sources d'erreurs liées aux expérimentations avec le système *Motion Analysis* doit être rigoureuse. Cette démarche, pour obtenir des mesures précises, reproductibles et interprétables, se décompose en cinq étapes: positionnement des caméras en fonction du volume étudié, calibration du système afin de définir les paramètres géométriques des caméras, placement des marqueurs, enregistrement du mouvement et calcul des trajectoires tridimensionnelles des marqueurs.



Fig. 7 : Placement des marqueurs.

2.3.4. Plates formes de force

Nous avons utilisés deux plates formes de forces de type AMTI (American Mechanical Technology Inc. Watertown, Mass. USA), avec une fréquence d'acquisition de 1000 Hz et de dimension 90/60 cm. Elles permettent de déterminer les trois forces d'appui (force selon l'axe X, force selon l'axe Y, force selon l'axe Z) au sol des deux roues, ainsi que les 3 moments selon les 3 axes (X, Y, Z) impliqués dans l'équilibre.

2.4. Protocole expérimental

L'acquisition débute en position de repos. Une fois que le sujet est prêts et positionné derrière les plates formes de force, il est appelé à avancer puis faire le 2R tout en restant sur ces plates formes. Chaque sujet passera 3 fois. Le meilleur des trois passages est conservé. Un passage est considéré comme correct lorsque le sujet parvient à se maintenir en équilibre pendant 50 sec sans quitter les plates formes. La capture de mouvement se terminera après que le sujet ait reposé les roues avants. Ainsi, au signal de l'expérimentateur le sujet avance sur les plates formes, passe sur 2R, à sa convenance et se maintien jusqu'au signal de fin. Ainsi, les 15 première seconde ne sont pas conservées ni les 5 dernières et un gap de 30 secondes entre ces deux instants est conservé pour les traitements. Suite à ce protocole expérimental, le traitement des données a été réalisé.

2.5. Variables étudiées

Les variables suivantes ont été quantifiées:

- forces et centre de pression sur chaque plate forme de forces,
- centre de pression général du système (FRM+ usager),
- forces appliquées sur la main courante,
- angles articulaires du membre supérieur droite (poignet, coude, épaule),
- angle de l'assise (angle d'inclinaison du FRM par rapport à l'horizontal).

2.6. Traitement de données

Pour chaque variable étudiée nous avons calculés la moyenne, le maximum, le minimum, l'amplitude et l'écart type. Ces paramètres ont été calculés sur logiciel Excel (Microsoft Corp, États-Unis) pour une plus grande commodité d'utilisation.

2.6.1. Le centre de pression

A partir des valeurs déterminées par les 2 plates formes de force nous pouvons recalculer les coordonnées du centre de pression (COP) sur chaque plate forme (i) et ainsi que celui de l'ensemble de système (usager + FRM) (ii). Le COP présente le point d'application des efforts exercés par chaque roue sur la plate forme. Il est calculé en utilisant la deuxième loi de Newton qui correspond à l'équilibre des forces et des moments appliqués à un objet. Soit :

i= calcul du centre de pression sur chaque plate forme

$$x_{cp} = -\frac{(M_y + F_x \times z_0)}{F_z}$$

$$y_{cp} = \frac{(M_x + F_y \times z_0)}{F_z}$$

ii= calcul du centre de pression générale (barycentre)

$$X_{cop} = \frac{(Fz1 * X1) + (Fz2 * X2)}{(Fz1 + Fz2)}$$

$$Y_{cop} = \frac{-(Fz1 * Y1) + (Fz2 * Y2)}{(Fz1 + Fz2)}$$

M_y = Moment sur l'axe Y ; M_x = Moment sur l'axe X ; F_x = Force sur l'axe X ; F_y = Force sur l'axe Y ; F_z = Force sur l'axe Z ; X_{cop} = Localisation sur l'axe X du centre de pression ; Y_{cop} = Localisation sur l'axe Y du centre de pression ; Z_0 = distance entre la surface de la plate forme et l'origine de la plate forme (donnée constructeur) ; Y= composante du centre de pression sur y ; X= composante du centre de pression sur X ; 1= plate forme n° 1 ; 2 = plate forme n°2. Pour Fz1 la valeur

retenue est la force en z à laquelle s'ajoute les 2,46kg de 'surpoids' de la roue instrumentée.

La position moyenne du COP correspondant à la répartition des charges entre le côté droit et le côté gauche est ensuite calculée. De même, la position du COP est ensuite centrée par rapport à sa valeur moyenne afin de permettre les comparaisons inter-sujets.

2.6.2. Les angles articulaires

Les trajectoires des marqueurs sont filtrés à l'aide d'un filtre de type *Butterworth* d'ordre 4 et d'une fréquence de coupure de 5 Hz. Dans les cas où les marqueurs sont occultés, une reconstruction des trajectoires de chacun des marqueurs a été réalisée à l'aide d'un algorithme qui permet de calculer leurs positions en se basant sur l'hypothèse de rigidité des segments corporels. A l'aide de ces marqueurs nous avons pu reconstruire les repères liés à chaque segment qui étaient décrit par Wu et al, (2005) et de calculer les angles articulaires (poignet, coude et épaule dans les trois plans F/E, Abd/Add, Rot int/ext fig 8) en se basant sur les angles d'Euler. Les séquences de rotation utilisés sont les suivants (Tab 4.) :

	Epaule	Coude	poignet
Séquence	X Z Y ⁽¹⁾	X Y Z ⁽²⁾	Z X Y ⁽²⁾

Tab.4 : Séquences de rotation

¹ : selon l'article de Senk & Chéze (2006)

² : selon l'article Wu et al. (2005)

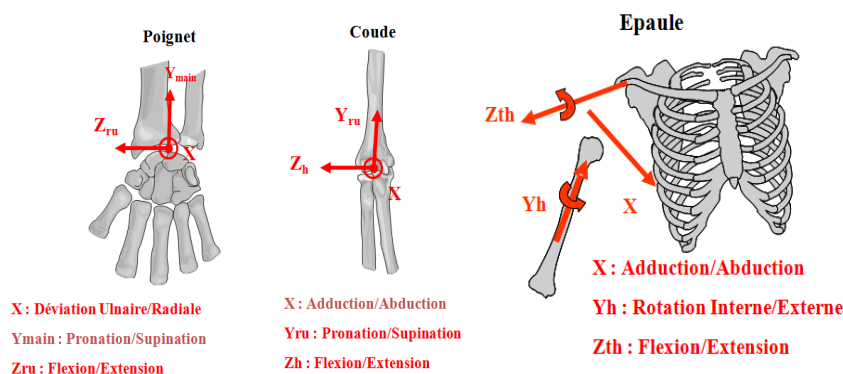


Fig.8 : Localisation des axes.

les algorithmes de calcul d'angles ont été développés à l'aide du logiciel Matlab (The MathWorks, Inc., Natick, MA, USA) .

2.6.3. Les forces appliquées sur la main courante

Les forces appliquées sur la main courante ont été filtrés à l'aide d'un filtre de type *Butterworth* d'ordre 2 et d'une fréquence de coupure de 20 HZ. Ces forces sont représentées dans le repère du FRM.(Fig. 9).



Fig. 9 : Repère lié à la roue dynamométrique.

X= axe antéro postérieur ; Y=axe médio latéral ; Z= axe vertical

2.6.4. L'angle de l'assise

C'est l'angle d'inclinaison du FRM par rapport à l'horizontal. A partir de marqueurs posés sur le FRM nous avons pu calculer cet angle.

2.7. Analyse statistique

Afin de rechercher d'éventuelles stratégies de maintien d'équilibre nous avons opté pour une méthode de *classification hiérarchique ascendante* ou cluster analysis selon la méthode de Ward (Ward 1963) et le calcul des distances euclidiennes. Cette dernière regroupe deux à deux les individus puis les groupes d'individus selon le critère de la plus grande similitude de l'ensemble des paramètres qui les constituent. Au final tous les sujets sont regroupés dans un même ensemble pour lequel la distance de regroupement est inversement proportionnelle à la similitude des individus ou groupes d'individus. Le schéma porte le nom de dendrogramme. L'analyse en cluster a été réalisée à l'aide du logiciel Statistica (Statsoft, Tulsa, USA.). Les valeurs d'entrées étaient : Longueur (mm), Position minimum, maximum, amplitude et écart type du COP

X et du COP Y, position moyenne et écart type du COP (répartition droite/gauche) centré-réduite afin d'éviter une pondération artificielle des paramètres numériquement les plus grands.

Après avoir déterminé les groupes, une analyse statistique *Anova* suivi d'un post (Tuckey HSD) à l'aide du même logiciel a été faite afin de voir s'il y a des différences significatives entre les groupes pour chacun des paramètres considérés individuellement.

3. Résultats

3.1. Exemple des données temporelles recueillies pour un sujet.

La figure 10 présente les résultats des paramètres calculés pour chacun des 20 sujets.

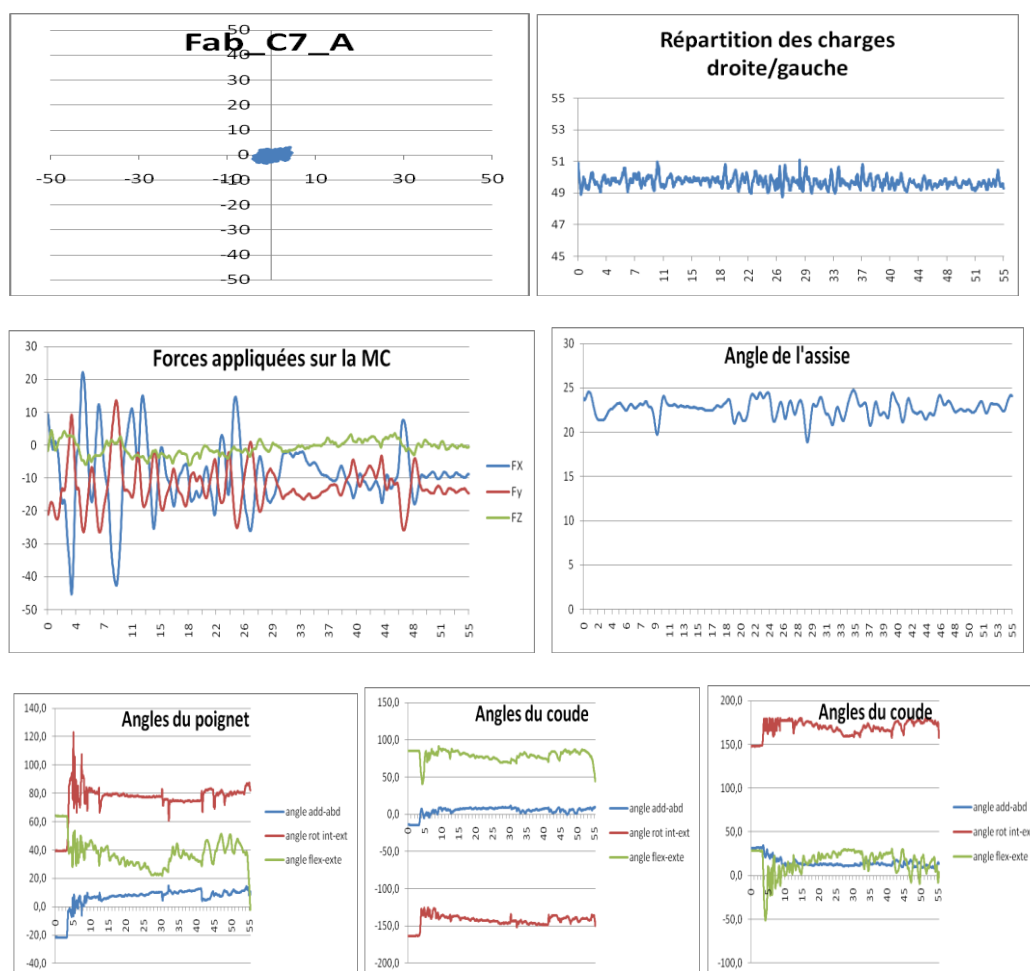


Fig. 10 : Les différents paramètres calculés

C'est à partir de ces courbes, et de la sélection d'un gap de 30 sec comme présenté ci-dessus que les paramètres discrets (moyenne, min, max...) sont recueillies.

3.2. Recherche de classe de comportement ou stratégie d'équilibre

La classification hiérarchique ascendante, méthode descriptive, semble mettre en évidence quatre groupes principaux (Fig.11). L'utilisation du test du R Ratio (Vardaxis et al. 1998 ; Chen et al. 1990) confirme l'observation qualitative et la mise en évidence des 4 groupes ou plutôt de 3 groupes et d'un sujet à part. Les moyennes des données anthropométriques sont exprimées dans ce tableau (Tab 3.)

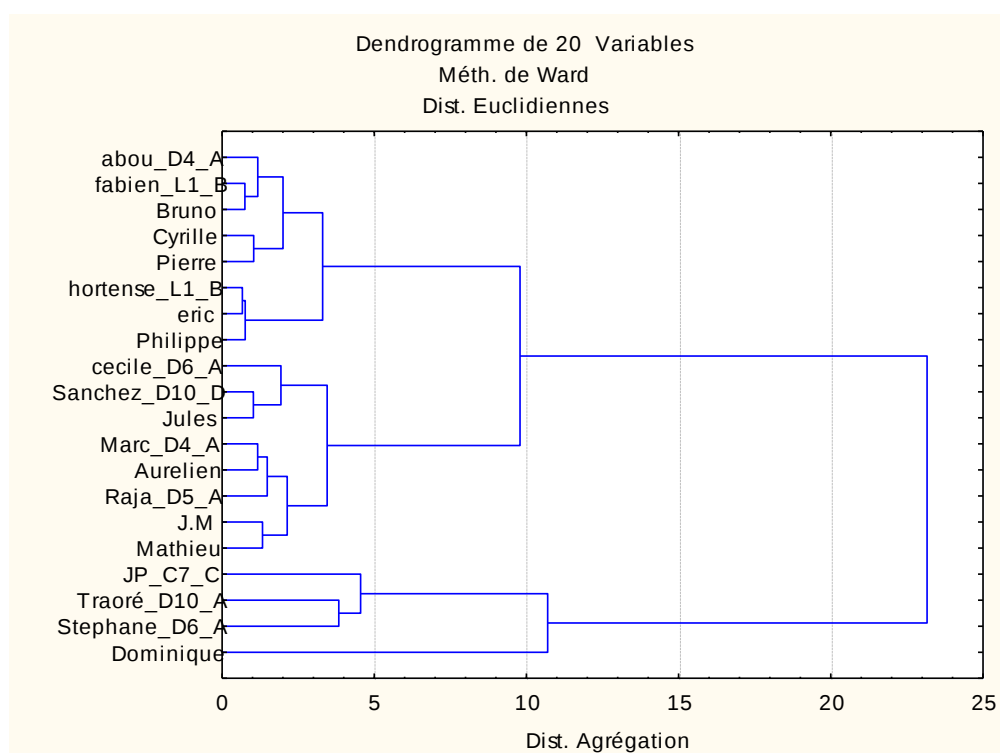


Fig. 11 : La classification hiérarchique ascendante à partir des données stabilométriques

	<i>Nombre de sujet</i>	<i>Age</i>	<i>Poids</i>	<i>Taille</i>
<i>Groupe 1</i>	<i>1</i>	<i>40</i>	<i>65</i>	<i>170</i>
<i>Groupe 2</i>	<i>3</i>	<i>38.6 ± 4.5</i>	<i>57.3 ± 7</i>	<i>166.6 ± 7.6</i>
<i>Groupe 3</i>	<i>8</i>	<i>34.4 ± 9.1</i>	<i>66.2 ± 8</i>	<i>173 ± 6.5</i>
<i>Groupe 4</i>	<i>8</i>	<i>41.2 ± 13.3</i>	<i>66.6 ± 7.9</i>	<i>172.6 ± 10.7</i>
<i>Tous</i>	<i>20</i>	<i>38.1 ± 10.1</i>	<i>65 ± 7.8</i>	<i>171.8 ± 8.1</i>
<i>P</i>		<i>0.65</i>	<i>0.37</i>	<i>0.73</i>

Tab 5. : Moyennes ± écart type des données anthropométriques

P= degré de significativité de différence entre les groupes.

3.3. Résultat selon les valeurs calculées

Toutes les comparaisons des valeurs calculées entre les groupes n'ont pas montrés une différence significative sauf pour la longueur du COP.

3.3.1. Centre de pression

	Longueur du COP	COP	COP Y				COP X			
			Min	Max	Ampl	Ecart type	Min	Max	Ampl	Ecart type
<i>G1</i>	1825.3	49.2	-6.3	9.2	15.6	1.8	-66	83.9	149.9	34.91
<i>G2</i>	1684.3 ± 145.5	48.3 ± 1.8	-23.7 ± 8.9	16 ± 5	39.8 ± 8.7	3.5 ± 0.1	-31.5 ± 18.1	12.4 ± 4	43.9 ± 22.2	5.24 ± 1.6
<i>G3</i>	1124.5 ± 161.6	49.3 ± 0.7	-9.5 ± 1.7	8.8 ± 2.8	18.5 ± 3.6	1.8 ± 0.3	-8.9 ± 3.3	8.9 ± 3.6	17.9 ± 6	3 ± 1.1
<i>G4</i>	949.9 ± 88	49.7 ± 0.9	-4 ± 1.1	3.5 ± 1.1	7.6 ± 1.6	1.1 ± 0.1	-4.5 ± 1.5	4.3 ± 1.8	8.8 ± 3.3	1.7 ± 1
<i>Tous</i>	1173.7 ± 308.7	49,3 ± 0.3%	-9.3 ± 7.2	7.8 ± 4.9	17.2 ± 11.3	1.8 ± 0.9	-13.4 ± 16.3	11.4 ± 17.1	24.8 ± 32	4.4 ± 7.2
<i>P</i>	p=0.00001	P=0.0000	P=0.0000	P=0.0000	P=0.0000	P=0.0000	P=0.0000	P=0.0000	P=0.0000	P=0.0000

Tab. 6 : Parametres stabilométriques des 4 groupes

L'analyse de la longueur du tracée du centre de pression montre que les 4 groupes ont une valeur décroissante de longueur de G1 vers G4. On observe respectivement une moyenne de 1825.3 chez le premier groupe vs 949.9 pour le groupe n° 4 avec une différence significative (p=0.00001) .

3.3.2. Angle de l'assise

L'angle d'assise est relativement homogène entre les sujets (fig. 13). Les tests statistiques montrent une valeur de P = 0.7026 pour les angles de l'assise entre les différents groupes. On observe cependant que le groupe 1 a un angle de l'assise

légèrement important (18.35°) que pour les groupes 2 et 4 qui sont respectivement : 15.51° ; 15.57° .

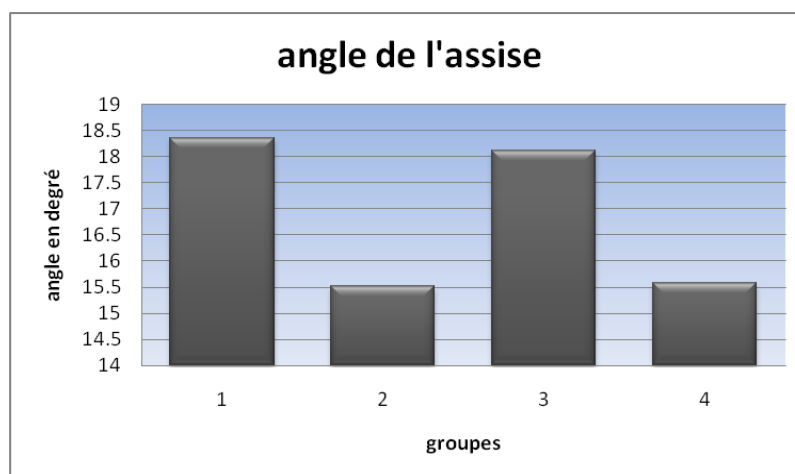


Fig. 13 : Angle de l'assise par groupe

3.3.3. La force exercée sur la main courante

On observe que le premier groupe applique une force négative medio latérale sur la main courante plus importante que les 3 autres groupes. Par contre pour la force dans la direction antéro-postérieur les deux groupes qui exercent une force positive sont les groupes 3 et 2 de valeurs respectives de 4.28 N et 0.42N. Or le groupe n°4 applique une force verticale plus grande que les 3 autres groupes. Ces différences sont non significatives vu les valeurs de p qui sont respectivement pour F_x , F_y et F_z de (0.385, 0.924 et 0.414).

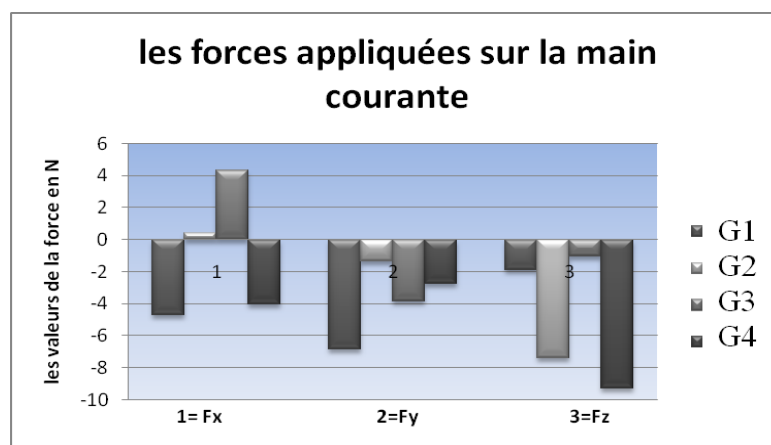


Fig. 14 : les valeurs de la force appliquée sur la main courante (3 directions)
pour les 4 groupes

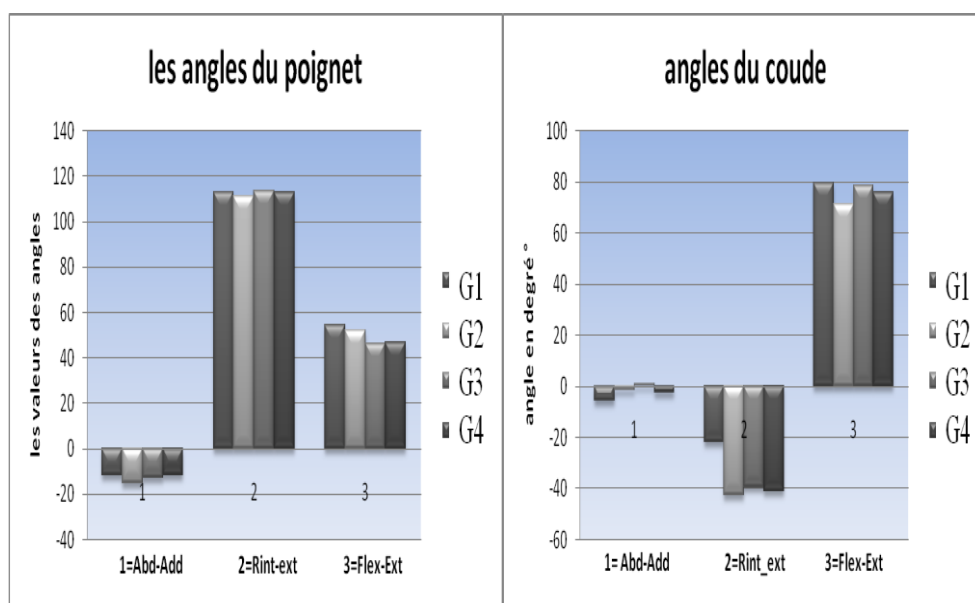
3.3.4. Les angles articulaires

Les tests statistiques montrent que ces différences sont non significatives pour toutes les angles. Avec des valeurs de P qui sont de 0.753 pour les angles d'abduction adduction du poignet ainsi que 0.991 pour la rotation interne et externe et de 0.718 pour la flexion, nous pouvons confirmer qu'il n'y a pas de différence significative entre les angles de tous les groupes. De même pour les angles du coude et de l'épaule.

Pour l'angle du poignet, nous remarquons que les valeurs moyennes de chaque angle des 3 angles du poignet (abduction-adduction, rotation interne -externe, flexion-extension) sont presque égaux.

Pour l'angle du coude, nous remarquons pour les groupes 2,3 et 4, que lorsque l'angle d'abduction adduction diminue l'angle de flexion augmente et vice versa par contre pour le premier groupe que l'angle de rotation est plus grande que celle des 3 autres groupes (cet angle est presque la même pour ces 3 groupes : -52.46° 4.38°).

Pour l'angle de l'épaule, nous observons que le groupe 2 a des valeurs positifs pour les angles de rotation par contre les 3 autres groupes ont des négatives pour cet angle et vice versa pour les angles d'abduction-adduction. Pour les angles de flexion extension nous remarquons que le groupe 3 a la plus grande moyenne or que le groupe 1 a la valeur la plus petite.



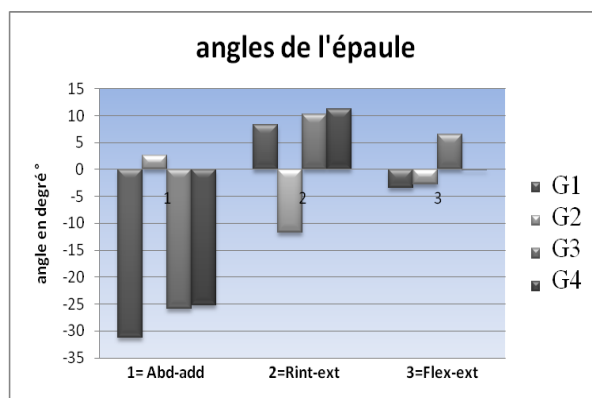


Fig. 15: Angle moyen du poignet (a) du coude (b) et de l'épaule (c) dans les trois plans anatomiques

4. Discussion et conclusion

Le but de cette étude était de caractériser d'un point de vue biomécanique l'expertise sur 2R en FRM puis de rechercher d'éventuelles classes de comportements ou stratégies. Pour parvenir à cet objectif, nous avons calculés les variables biomécaniques qui peuvent nous donner des indications et des informations intéressantes pour mieux comprendre et définir des stratégies de maintien d'équilibre sur 2R que nous avons identifié au nombre de 3 voire 4.

4.1. Protocol et méthode

La principale limite de l'étude est le nombre de sujets. En effet, pour confirmer l'existence de 3 ou 4 classes de comportement il serait nécessaire d'avoir beaucoup plus de sujets. Si des tests de puissance statistique n'ont pas été réalisés pour définir ce nombre minimum de sujets, il semble nécessaire au moins de le doubler par rapport à cette série expérimentale et au nombre de classes. Certaines tendances qui semblent commencé à se dégager, notamment au niveau des angles articulaires entre les groupes, ne sont pas significatives, peut être pour partie à cause d'un nombre de sujets par groupe trop réduits malgré les 20 sujets de cette étude. L'existence d'un 'groupe' avec un seul sujet amène également à se poser la question de l'existence de cette classe ou alors du manque de finesse des critères d'inclusion et d'exclusion et donc de la présence dans la série d'un sujet nettement moins bon ou au contraire nettement meilleur que les autres en tout cas différent.

4.2. Paramètres stabilométriques

L'analyse en cluster nécessite de centrer-réduire les valeurs avant de réaliser l'analyse. Elle réalise des regroupements à partir de l'ensemble des paramètres en entrée dans notre analyse, sans les pondérer. Ainsi, une somme de petites différences entre les groupes pour chacun des paramètres peut amener à l'identification de classes, sans pour autant que chaque paramètre, étudié individuellement, ne présente de différence significative. C'est une des forces de ce type d'analyse.

L'analyse statistique inter-groupe montre cependant qu'il y a une différence significative entre les valeurs de longueur du trajet du COP. Ce trajet reflète de manière globale les oscillations du sujet et donc son maintien d'équilibre sur FRM. Cette différence entre le G 4 et les autres groupes est peut être pour partie due au fait que le groupe est composé de plus de sujets sains (5 sujets sur 8) ainsi les autres groupes présentent une proportion de sujets sains moins importante. En effet d'après Kauzlarich & Thacker (1987), les sujets sains peuvent maintenir leur équilibre sur FRM mieux que les pathologiques vu que leur système nerveux sensitif est intact et peuvent ressentir les paramètres des membres inférieurs. Cependant, une approche préliminaire des résultats comparant les sujets sains aux sujets BM, ou encore en stratifiant les sujets par niveau de score ASIA ou par tranches d'âges de 10 ans n'a pas permis de mettre en évidence un effet 'âge' ou un effet 'niveau d'atteinte' clair (résultats non présentés par manque de place).

Pour les valeurs du balancement antéropostérieur, les valeurs des groupes 3 et 2 correspondent aux valeurs trouvées dans la littérature : 2 cm environ (Bankole et al. 2010 ; McInnes et al. 2000). Cette dernière, était faite sur des sujets non expérimentés. Comme nous avons une différence significative entre les valeurs de l'amplitude antéropostérieure, nous pouvons classer ces deux groupes (G2 et G3) comme étant des sujets moins experts que le groupe 4 qui a la meilleure performance au niveau de la stabilité.

4.3. L'angle de L'assise

Dans leur étude de 2001, dans laquelle ils se sont intéressés aux stratégies de maintien d'équilibre, Bonaparte et al. ont montré que la moyenne de l'angle de l'assise

est $13.6^{\circ} \pm 2.3^{\circ}$. Kirby et al. (2006), montrent que l'angle le plus adéquat pour maintenir l'équilibre en 2R pour une population qui vient d'apprendre le 2R est $14.2^{\circ} \pm 3.6^{\circ}$. Ce résultat concorde avec les valeurs d'angles que nous avons pu relever et surtout avec les groupes 2 et 4 qui ont des angles respectives ($15.51 \pm 4^{\circ}$ et $15.57^{\circ} \pm 6.5^{\circ}$). Il pourrait ainsi être facilement utilisé comme biofeedback dans la phase d'apprentissage en plaçant un simple inclinomètre relié à un signal sonore ou visuel.

Cette différence non significative ($p=0.7026$) de l'angle de l'assise entre les 4 groupes peut être due à différents facteurs comme celle de la durée de l'utilisation des FRM, la taille et le poids des sujets. D'après Kauzlarich & Thacker (1987), le balancement sur FRM est un balancement métastable. Le maintien d'équilibre dépend fortement du moment d'inertie donc du poids et de la taille de la personne sauf s'il y a des changements de posture comme avancer le tronc. Kirby et al. (2006), affirment que les corrections de posture chez les expérimentés sont imperceptibles ou même inexistantes. Les seuls facteurs qui semblent avoir une influence sur le balancement seraient le poids, la taille et l'expérience du sujet. La mesure de la position du tronc et de la tête à partir de nos résultats est en cours afin de confirmer ou infirmer cette hypothèse.

4.4. Les forces exercées sur la main courante

Les forces appliquées sur la main courante sont faibles (somme des forces comprise entre 8,96 et 46,85 N) et constituent un élément pédagogique important car il contraste avec les forces importantes exercées par le débutant en phase d'apprentissage. Bankol et al. (2010), avaient également observé une tendance à une force en X (rapprochement des mains courantes l'une vers l'autre) plus importante pour les sujets BM comparé aux sujets sains que nous ne retrouvons pas ici. La différence non significative entre les forces appliquées sur la main courante entre les 4 groupes, peut être pour partie expliquée par l'hétérogénéité des groupes. En effet d'après Kauzlarich & Thacker (1987) et Meiry & Young (1965), le bon maintien d'équilibre en 2R est lié à la force appliquée sur la main courante et cette force a une forte liaison avec l'état de santé, la coordination inter segmentaire et les capacités motrices des sujets.

4.5. Les angles articulaires

Dans le plan sagittal et pour les angles de l'épaule les angles de flexion extension sont supérieurs aux angles de confort (Cail et al. 2001) où la personne parvient à économiser plus d'énergie et produire moins de force. De même pour les articulations. Ce dépassement des angles de confort peut provoquer des anomalies au niveau des articulations. Cependant, vu les forces appliquées sur les mains courantes par ces sujets expérimentés il n'y a pas de risque par contre il n'en est pas de même pour les sujets débutants appliquant des forces parfois très importante notamment lors de la phase d'apprentissage. L'utilisation d'un biofeedback des forces appliquées sur la main courante pour la phase d'apprentissage pourrait donc également être intéressante.

Les différences entre les groupes concernant les articulations ne sont pas suffisantes pour être significatives malgré des tendances qui semblent se dégager. La taille des effectifs est probablement pour partie à l'origine de cela et ces tendances doivent être confirmées sur un échantillon plus important.

5. Perspectives

Par manque de temps nous avons privilégié une approche analytique et désynchronisée des données sur des paramètres de bases. Cette approche, bien que simple, donne déjà des résultats intéressants sur la caractérisation de cette habileté et concernant des stratégies qui restent à confirmer. Pour cela nous envisageons notamment de rechercher des covariances cinématiques groupes par groupe, ou patterns cinématiques différents, pour arriver au même résultat, le maintien sur 2R.

De même, nous émettons l'hypothèse que comme le maintien d'équilibre ne peut pas être réalisé sans mouvement, l'habileté sur 2R pourrait être une habileté à la récurrence ou à la reproduction d'un phénomène cyclique, d'autant plus fin que le sujet est habile. De tels phénomènes ont déjà été montrés sur la locomotion humaine à partir d'analyse de la marche sur près de 1000 cycles.

Enfin, parmi les principales perspectives, nous avons également d'utiliser des paramètres posturographiques plus élaborés comme VFY largement utilisé en posturographie orthostatique et des paramètres cinétiques par dynamique inverse accessible avec nos données.

6. **Bibliographie**

1. Aptel ,M. , Cail, F., Aublet-cuvelain, A,. (2009)."Les troubles musculosqueletiques du membre superieur (TMS-Ms)" INRS edition : 33.
2. Armand S, Watelain E., Mercier M., Roux E., Lepoutre F.X., (2006)." Identification and classification of toe-walkers based on the ankle kinematic with a data-mining method." Gait & Posture, 23(2), 240-48
3. Bankole. C,WATELAIN. E,. DELPECH. E,. ROCHE. N,.PRADON.D,. (2010). "GESTION DES EFFORTS EXERCES SUR LA MAIN COURANTE LORS DE L'EQUILIBRE SUR DEUX ROUES EN FAUTEUIL ROULANT MANUEL." Arch Phys Med Rehabil (in press).
4. Bonaparte, J. P., R. L. Kirby, et al. (2001). "Proactive balance strategy while maintaining a stationary wheelie." Arch Phys Med Rehabil 82(4): 475-9.
5. Bonaparte, J. P., R. L. Kirby, et al. (2004). "Learning to perform wheelchair wheelies: comparison of 2 training strategies." Arch Phys Med Rehabil 85(5): 785-93.
6. Bouisset, S. and Maton (1995). "Muscles,posture,et mouvement (bases et applications de la methode électromyographique)." Herman editeurs des sciences et des arts: 1.
- 7.
8. Bourg, V. and B. Guillon (2001). "Place et indications du fauteuil roulant." Ann Réadaptation Méd Phys 44(1): 10.
9. Cail, F., Aptel ,M. , (2001)."Les troubles musculosqueletiques du membre superieur "
10. Carrelet, P. (2001). "Le choix du fauteuil roulant " Annales de Réadaptation et de Médecine Physique 44(1): 4.
11. Chen, J.J., Shiavi R.,(1990) "Temporal feature extraction and clustering analysis of electromyographic linear envelopes in gait studies." IEEE Trans Biomed Eng ; 37:295-302.
12. Coolen, A. L., R. L. Kirby, et al. (2004). "Wheelchair skills training program for clinicians: a randomized controlled trial with occupational therapy students." Arch Phys Med Rehabil 85(7): 1160-7.

13. Curtis, K. A., G. A. Drysdale, et al. (1999). "Shoulder pain in wheelchair users with tetraplegia and paraplegia." *Arch Phys Med Rehabil* 80(4): 4.
14. Curtis, K. A., C. M. Kindlin, et al. (1995). "Functional reach in wheelchair users: the effects of trunk and lower extremity stabilization." *Arch Phys Med Rehabil* 76(4): 360-7.
15. Curtis, K. A., K. E. Roach, et al. (1995). "Reliability and validity of the Wheelchair User's Shoulder Pain Index (WUSPI)." *Paraplegia* 33(10): 595-601.
16. Delpéch, E. (2005). "l'apprentissage du deux-roues en fauteuil roulant chez le blessé médullaire: l'expérience sportive avant l'accident a-t-elle une influence sur la vitesse de cet apprentissage?" mémoire de fin d'étude.
17. Delpéch, E., B. Guillon, et al. (2004). "Le deux-roues en fauteuil roulant : un nouvel équilibre " *Kinésithérapie scientifique* 443: 5.
18. Hamilton, E. A., T. Strange, et al. (1976). "Modification of standard 8BL chair for the use of double amputees." *Rheumatol Rehabil* 15(1): 24-5.
19. Kauzlarich, J. J. and J. G. Thacker (1987). "A theory of wheelchair wheelie performance." *J Rehabil Res Dev* 24(2): 67-80.
20. Khelia. I., Laboissee, J., Pillu. M., Lavaste. F., (2003) "Biomechanical study of the shoulder of the elderly patients using a wheelchair." *Arch Phys and bioch.*, 108: 63-64.
21. Kirby, R. L., D. J. Dupuis, et al. (2004). "The wheelchair skills test (version 2.4): measurement properties." *Arch Phys Med Rehabil* 85(5): 794-804.
22. Kirby, R. L., J. A. Lugar, et al. (2001). "New wheelie aid for wheelchairs: controlled trial of safety and efficacy." *Arch Phys Med Rehabil* 82(3): 380-90.
23. Kirby, R. L., C. Smith, et al. (2006). "The manual wheelchair wheelie: a review of our current understanding of an important motor skill." *Disabil Rehabil Assist Technol* 1(1-2): 119-27.
24. Koontz, A. and M. Shea (2009). "Wheelchair Skills " *Spinal Cord Injuries 1ère édition*(chapitre 15): 1.
25. Koontz, A., N. Tharakeshwarappa, et al. (2004). "Corrective actions necessary for maintaining a wheelchair wheelie." *Proceedings of the RESNA 27ème international annual conference*.

26. Lin, P. C. P., L. Y. Guo, et al. (2006). "muscle effort of the upper extremity during pushing up and keeping balance in a wheelie activity." *Journal of Biomechanics* 39(1): 1.
27. Majaess, G. G., R. L. Kirby, et al. (1993). "Influence of seat position on the static and dynamic forward and rear stability of occupied wheelchairs." *Arch Phys Med Rehabil* 74(9): 977-82.
28. McCasland, L. D., E. Budiman-Mak, et al. (2006). "Shoulder pain in the traumatically injured spinal cord patient: evaluation of risk factors and function." *J Clin Rheumatol* 12(4): 179-86.
29. McInnes, M. D., R. L. Kirby, et al. (2000). "The contribution of vision to wheelie balance." *Arch Phys Med Rehabil* 81(8): 1081-4.
30. Olson, Z. L., W. K. Van Moorhem, et al. (2006). "A comparative analysis of three self-balancing wheelchair balancing mechanisms." *IEEE Trans Neural Syst Rehabil Eng* 14(4): 481-91.
31. Van der Woude, L. H. V., S. De Groot, et al. (2006). "Manual wheelchairs: research and innovation in sports and daily life." *Science & Sports* 21: 9.
32. Vardaxis, V., Allard, P., Lachance, R., Duhaime M., (1998). " Classification of able-bodied gait using 3-D muscle power." *Hum Mov Sci* ; 17:121-36
33. Vignier, N., J. F. Ravaud, et al. (2008). "Demographics of wheelchair users in France: results of national community-based handicaps-incapacities-dependence surveys." *J Rehabil Med* 40(3): 231-9.
34. Ward, J., H., (1963). " Hierarchical grouping to optimize an objective function." *J Am Stat Ass* ; 58:236-44
35. Watelain, E., Barbier, F., Allard, P., Thevenon, A., Angué, J.C., (2000) "Gait pattern classification of healthy elderly men based on biomechanical data." *Arch Phys Med Rehab* ;81:579–86.