

UNIVERSITÉ DU QUÉBEC À MONTRÉAL

CONCEPTION D'UN PROTOCOLE EXPÉRIMENTAL D'ENREGISTREMENT DU MOUVEMENT EN  
TROIS DIMENSIONS LORS DE LA PROPULSION D'UN FAUTEUIL ROULANT STANDARD OU SPORTIF  
EN LABORATOIRE

MÉMOIRE

PRÉSENTÉ(E)

COMME EXIGENCE PARTIELLE

DE LA MAÎTRISE EN SCIENCES DE L'ACTIVITÉ PHYSIQUE (1799)

PAR

FLEURY-ROUSSEAU, MAUDE

MARS 2024

UNIVERSITÉ DU QUÉBEC À MONTRÉAL  
Service des bibliothèques

Avertissement

La diffusion de ce mémoire se fait dans le respect des droits de son auteur, qui a signé le formulaire *Autorisation de reproduire et de diffuser un travail de recherche de cycles supérieurs* (SDU-522 – Rév.04-2020). Cette autorisation stipule que «conformément à l'article 11 du Règlement no 8 des études de cycles supérieurs, [l'auteur] concède à l'Université du Québec à Montréal une licence non exclusive d'utilisation et de publication de la totalité ou d'une partie importante de [son] travail de recherche pour des fins pédagogiques et non commerciales. Plus précisément, [l'auteur] autorise l'Université du Québec à Montréal à reproduire, diffuser, prêter, distribuer ou vendre des copies de [son] travail de recherche à des fins non commerciales sur quelque support que ce soit, y compris l'Internet. Cette licence et cette autorisation n'entraînent pas une renonciation de [la] part [de l'auteur] à [ses] droits moraux ni à [ses] droits de propriété intellectuelle. Sauf entente contraire, [l'auteur] conserve la liberté de diffuser et de commercialiser ou non ce travail dont [il] possède un exemplaire.»

## REMERCIEMENTS

La réalisation de ce projet a été parsemée d'embûches et de réussite pendant trois longues années. J'aimerais remercier mon directeur de recherche le Dr. Félix Chénier pour sa patience, sa disponibilité et les opportunités qu'il m'a offertes durant mon parcours de deuxième cycle. Un merci spécial aux assistants de recherche et aux participants qui ont été présents durant ma collecte de données, il m'aurait été impossible de faire cette maîtrise seule. Pour terminer, je remercie mon entourage pour leur soutien au courant de mon cheminement. C'est en étant bien entourés que nous réussissons à terminer ce que nous croyons impossible à réaliser.

## DÉDICACE

Je dédicace ce mémoire à tous ceux qui se sont fait dire  
qu'ils ne réussiront jamais.

## TABLE DES MATIÈRES

REMERCIEMENTS.....	ii
DÉDICACE.....	iii
LISTE DES FIGURES.....	vi
LISTE DES TABLEAUX.....	viii
LISTE DES ABRÉVIATIONS, DES SIGLES ET DES ACRONYMES .....	ix
RÉSUMÉ .....	x
INTRODUCTION .....	1
CHAPITRE 1 Problématique et revue de la littérature .....	2
1.1 Problématique.....	2
1.1.1 La sédentarité.....	2
1.1.2 Les bénéfices de la pratique d'activité physique.....	3
1.1.3 Les douleurs aux épaules chez les utilisateurs de FRM.....	4
1.2 Introduction aux connaissances biomécaniques en FRM.....	5
1.2.1 Les paramètres spatiotemporels.....	7
1.2.2 Cinématique .....	7
1.3 Méthode d'acquisition des données en cinématique .....	9
1.3.1 Reconstruction des systèmes de coordonnées .....	11
1.3.2 Utilisation des marqueurs libres .....	12
1.3.3 Utilisation des corps rigides .....	12
1.4 Considération pratiques .....	13
1.4.1 Différences entre les géométries de fauteuil.....	13
1.4.2 Considération du tronc.....	15
1.5 Repères anatomiques et repère du FRM.....	16
1.6 Conclusion du bilan des connaissances .....	18
CHAPITRE 2 Objectifs de la recherche .....	19
2.1 Objectifs de la recherche.....	19
2.2 Identification des requis.....	19
2.2.1 Temps d'instrumentation et temps de traitement des données .....	19
2.2.2 Matériel.....	20
2.2.3 Conclusion de l'identification des requis .....	20
CHAPITRE 3 Méthodologie .....	21

3.1	Description du protocole expérimental de mesure du mouvement à l'aide des plaques rigides .....	21
3.2	Validation du protocole de mesure du mouvement .....	26
3.2.1	Participants .....	28
3.2.2	Équipements .....	28
3.2.3	Les tâches .....	29
3.2.4	Traitement des données .....	29
3.2.5	Analyse statistique .....	30
CHAPITRE 4 Résultats .....		31
4.1	Angles articulaires pour la propulsion sur un FRM standard et de course.....	31
4.1.1	Résultats de l'angle du plan d'élévation de l'épaule.....	31
4.1.2	Résultats de l'angle d'élévation de l'épaule.....	33
4.1.3	Résultats de l'angle de rotation de l'épaule.....	35
4.2	Angles articulaires pour la propulsion sur un FRM standard .....	36
4.2.1	Résultats de l'angle de flexion du coude.....	37
4.2.2	Résultats de l'angle de pronation de l'avant-bras.....	39
4.2.3	Résultats de l'angle de flexion du poignet .....	41
4.2.4	Résultats de l'angle de la déviation ulnaire du poignet .....	43
4.2.5	Résumé des résultats des angles articulaires.....	44
4.3	Résultats de l'efficacité des protocoles .....	45
4.3.1	Temps des différentes tâches d'instrumentation et de traitement des données.....	45
4.4	Conclusion des résultats.....	45
CHAPITRE 5 Discussion .....		46
CONCLUSION .....		50
BIBLIOGRAPHIE ET RÉFÉRENCE.....		51

## LISTE DES FIGURES

Figure 1.1 - Les différentes phases d'un cycle de propulsion en FRM (Newsam <i>et al.</i> , 1999).....	5
Figure 1.2 - Trajectoire durant le recouvrement de la propulsion (Boninger <i>et al.</i> , 2002 ; Chénier, 2012 ; Shimada, 1998) .....	6
Figure 1.3 - Représentation des plans et des axes de rotation en position anatomique (Allard <i>et al.</i> , 2011) .....	8
Figure 1.4 - Représentation du positionnement en FRM dans les trois plans anatomiques.....	9
Figure 1.5 - Représentation du repère global de coordonnées et des repères locaux de coordonnées, ainsi que la translation et la rotation des repères locaux .....	12
Figure 1.6 - Type de fauteuil standard, a) utilisation dans les hôpitaux, b) FR fonctionnel.....	14
Figure 1.7 - Type de FRM sportif, a) FRM athlétisme, b) FRM basketball.....	15
Figure 1.8 - Système de coordonnées local des FRM .....	18
Figure 3.1 - Exemple d'un prototype d'un corps rigide .....	22
Figure 3.2 - Fixation des corps rigides sur les sangles de gopro, a) les sangles pour les segments, b) la sangle pour la tête, c) le harnais thoracique.....	23
Figure 3.3 - Positionnement des corps rigides sur les participants, placement avec le corps rigide tronc a) antérieur et b) postérieur .....	23
Figure 3.4 - Configuration des corps rigides à combinaison unique pour les segments, a) les corps rigides pour les segments bras, b) les corps rigides pour les segments avant-bras, c) les corps rigides pour la tête et le tronc .....	24
Figure 3.5 - Placement du laboratoire pour le projet (système Optitrack) .....	26
Figure 3.6 - Positionnement d'une caméra à moins d'un mètre du sol.....	26
Figure 3.7 - Les repères osseux instrumentés d'un marqueur libre ou identifié à l'aide d'une probe .....	27
Figure 4.1 - Graphique des résultats d'angle minimal du plan d'élévation de l'épaule pour tous les participants entre les deux protocoles .....	31
Figure 4.2 - Graphique des résultats d'angle maximal du plan d'élévation de l'épaule pour tous les participants entre les deux protocoles .....	32
Figure 4.3 - Graphique des résultats d'angle minimal de l'élévation de l'épaule pour tous les participants entre les deux protocoles .....	33

Figure 4.4 - Graphique des résultats d'angle maximal de l'élevation de l'épaule pour tous les participants entre les deux protocoles .....	34
Figure 4.5 - Graphique des résultats d'angle minimal de rotation de l'épaule (résultats positifs sont de la rotation interne) pour tous les participants entre les deux protocoles.....	35
Figure 4.6 - Graphique des résultats d'angle maximal de la rotation de l'épaule pour tous les participants entre les deux protocoles .....	36
Figure 4.7 - Graphique des résultats d'angle minimum de flexion du coude pour tous les participants entre les deux protocoles .....	37
Figure 4.8 - Graphique des résultats d'angle maximal de flexion du coude pour tous les participants entre les deux protocoles .....	38
Figure 4.9 - Graphique des résultats d'angle minimal de la pronation de l'avant-bras pour tous les participants entre les deux protocoles .....	39
Figure 4.10 - Graphique des résultats d'angle maximal la pronation de l'avant-bras pour tous les participants entre les deux protocoles .....	40
Figure 4.11 - Graphique des résultats d'angle minimal de la flexion du poignet pour tous les participants entre les deux protocoles .....	41
Figure 4.12 - Graphique des résultats d'angle maximal de la flexion du poignet pour tous les participants entre les deux protocoles .....	42
Figure 4.13 - Graphique des résultats d'angle minimal de la déviation du poignet pour tous les participants entre les deux protocoles .....	43
Figure 4.14 - Graphique des résultats d'angle maximal de la déviation du poignet pour tous les participants entre les deux protocoles .....	44

## LISTE DES TABLEAUX

Tableau 2.1 - Résumé des requis de la section.....	20
Tableau 4.1 - Les résultats des temps d'instrumentation et de traitements des données .....	45

## LISTE DES ABRÉVIATIONS, DES SIGLES ET DES ACRONYMES

AP	Activité physique
FRM	Fauteuil roulant manuel
TMS	Troubles musculosquelettiques
ISB	<i>l'International Society of Biomechanics</i>

## RÉSUMÉ

La cinématique d'un segment est enregistrée avec un système optoélectronique à l'aide de deux méthodes, soit l'utilisation de marqueurs libres, qui nécessite un temps de traitement post-acquisition considérable, ou grâce à l'utilisation de corps rigides qui rend la reconstruction du mouvement semi-automatique. L'objectif de ce projet est de définir un protocole de mesure du mouvement de propulsion en fauteuil roulant manuel (FRM) standard et sportif, basé à la fois sur des marqueurs libres et des corps rigides, qui vise à accélérer l'instrumentation et le traitement des données. Pour valider le protocole expérimental, celui-ci sera comparé à un protocole de référence respectant les recommandations de l'International Society of Biomechanics. Trois athlètes d'athlétisme adultes utilisant un FRM de façon régulière effectueront 30 poussées sur un rouleau stationnaire à différentes vitesses contrôlées. Les angles articulaires calculés pour les deux protocoles seront analysés grâce au test de Bland-Altman. Le test statistique pour évaluer l'efficacité du protocole pour le temps d'instrumentation et de traitement sera un test t. Les mesures d'angle entre les deux protocoles ont une limite d'agrément maximale de 5,3 degrés et minimale de 1,3 degrés. Les résultats d'angles obtenus les moins précis sont pour les valeurs maximales de pronation de l'avant-bras ( $\pm 5,3$ ), pour les valeurs minimales de pronation de l'avant-bras ( $\pm 4,5$ ), pour la rotation de l'épaule maximale ( $\pm 4,9$ ) et pour les résultats maximaux d'élévation de l'épaule ( $\pm 4,0$ ). Les autres limite d'agrément standard sont moins de 4 degrés pour tous les autres angles calculés. De plus le protocole de mesure du mouvement humain est plus efficace, en moyenne il faut 47,7 minutes pour instrumenter et traiter les résultats lors de l'utilisation du protocole de référence, comparativement à 9,8 minutes,  $p < 0,05$ . C'est à partir de 4 acquisitions et plus que le protocole développé dans la présente étude, devient plus efficace que celui de référence. Pour conclure, ce protocole pourra faciliter les futures recherches sur la biomécanique de la propulsion en FRM et sportif. Il permettrait d'augmenter l'efficacité des collectes en laboratoire et donc d'accroître le nombre de recherches sur la propulsion en FRM ou sportif, ce qui aura un impact important sur l'identification des techniques de propulsion optimales, l'amélioration du positionnement, les modifications aux fauteuils, ou encore les modes d'intervention en activité physique visant à réduire le risque de pathologies aux épaules.

Mots clés : Cinématique, fauteuil roulant standard, fauteuil roulant d'athlétisme, système optoélectronique, Optitrack

## INTRODUCTION

Les utilisateurs de fauteuil roulant manuel (FRM) ont tendance à adopter un mode de vie sédentaire qui est principalement causé par les contraintes physiques, sociales et environnementales liées à leurs déficiences et incapacités. Cette sédentarité les éloigne des bénéfices que l'activité physique apporte, à savoir la réduction du sentiment d'isolement sociale, la confiance en soi et le maintien d'une bonne composition corporelle (Stephens *et al.*, 2012). Par ailleurs, l'utilisation régulière ou sportive d'un FRM cause des douleurs aux épaules chez 50 à 70% des utilisateurs (Curtis *et al.*, 1999 ; Dalyan *et al.*, 1999). Les mouvements répétés et cycliques, les grandes amplitudes articulaires et le taux élevé d'augmentation de la force (Boninger *et al.*, 1999 ; Frost *et al.*, 2002) durant la propulsion en FRM sont des facteurs de risques au développement des troubles musculosquelettiques. L'étude biomécanique de la propulsion en FRM s'avère essentielle pour identifier et limiter les causes de ces problèmes (Heyward *et al.*, 2017).

L'étude biomécanique de la propulsion en FRM s'avère essentielle pour comprendre les différentes techniques de propulsion, ainsi que pour identifier et limiter ces problèmes. Contrairement à l'étude biomécanique de la marche, qui est étudiée en laboratoire depuis plusieurs années, la propulsion en FRM est moins établie. Il n'existe pas de protocole standardisé explicitant où placer les marqueurs permettant de suivre le mouvement des segments et des articulations lors d'une analyse biomécanique de la propulsion d'un FRM.

L'objectif de ce projet est de définir un protocole de mesure du mouvement de propulsion en fauteuil roulant standard et sportif, basé à la fois sur des marqueurs libres et des corps rigides, qui vise à accélérer l'instrumentation et le traitement tout en permettant une analyse biomécanique 3D complète de la propulsion.

Les différentes sections du document présenteront la problématique, la revue de littérature, les objectifs de la recherche, la méthodologie, les résultats, la discussion et la conclusion concernant la création d'un nouveau protocole de mesure du mouvement humain à l'aide d'un système optoélectronique.

## CHAPITRE 1

### Problématique et revue de la littérature

Dans ce chapitre, il sera question d'une revue de littérature abordant la problématique de l'analyse de la propulsion en fauteuil roulant manuel et sportif. La problématique des contraintes de déplacement en fauteuil, l'introduction aux facteurs biomécaniques impliqués durant la propulsion et les méthodes d'acquisitions de la cinématique du mouvement qui permettront d'élaborer un protocole d'analyse seront abordées dans le document. Le chapitre 1 aborde l'importance d'une standardisation de l'analyse cinématique de la propulsion en fauteuil roulant avant de poser l'objectif de la recherche.

#### 1.1 Problématique

##### 1.1.1 La sédentarité

La sédentarité consiste à pratiquer en majorité des activités stationnaires durant la période d'éveil, telles que regarder un téléviseur, être assis ou en position couchée (Tremblay *et al.*, 2017). Selon une étude canadienne, la moyenne de la pratique d'activité sédentaire pour la population saine entre les 18 à 79 ans était de 9,6 heures par jour pendant leur période d'éveil, soit 67,2 heures par semaine en 2020 (Prince *et al.*, 2020). De plus, la prévalence d'être atteint d'obésité est plus élevée chez les individus sains passant 21 heures et plus par semaine devant un téléviseur (Shields, 2004). En Angleterre, les personnes en situation de handicap respectent moins les recommandations de 150 minutes d'activité physique par semaine que la population générale (O'Keefe, 2021). L'augmentation des pratiques sédentaires est associée à un taux élevé de mortalité lié aux problèmes de santé chroniques chez une population générale saine (Katzmarzyk *et al.*, 2009).

Selon statistique Canada, plus de la moitié des utilisateurs de FRM de tous les âges ont besoin d'aide pour leurs déplacements quotidiens (Shields, 2004). L'environnement ne facilite pas les déplacements pour les individus ayant des contraintes physiques obligeant l'utilisation d'un FRM. Certains endroits sont inaccessibles à cause de la largeur des cadrages de portes, des escaliers et des pentes trop abruptes pour les FRM. Les déplacements en transport en commun doivent être planifiés à l'avance et l'accessibilité à des stations adaptées est restreinte (Grisé *et al.*, 2019). De plus, les individus nouvellement utilisateurs d'un FRM doivent s'adapter à leur nouvelle condition, c'est un processus d'apprentissage aux transferts et à la manipulation d'un FRM. Les utilisateurs de FRM vivent des contraintes sociales principalement dues

aux difficultés de déplacement auxquelles ils font face au quotidien. Un sentiment d'isolation sociale peut apparaître et diminuer la motivation des sorties ainsi que des contacts sociaux (Stephens *et al.*, 2012). En raison de ces facteurs, les utilisateurs de FRM ont tendance à adopter un mode de vie sédentaire, ce qui augmente leurs risques de développer des maladies liées à la sédentarité au même titre que la population générale sédentaire n'ayant aucune contrainte de déplacement. Pour terminer, l'adoption d'un mode de vie sédentaire éloigne les utilisateurs de FRM des bénéfices de l'activité physique (AP).

### 1.1.2 Les bénéfices de la pratique d'activité physique

À la base, la pratique d'AP apporte plusieurs bénéfices pour la santé chez les humains. La pratique régulière d'une AP est un moyen efficace contre certaines causes de mortalités telles que les maladies cardiovasculaires, les accidents vasculaires cérébraux, le cancer du côlon, le cancer du sein, l'hypertension, le diabète de type 2 et plusieurs autres maladies chroniques (Warburton *et al.*, 2007, 2010). L'AP a aussi un effet protecteur contre l'ostéoporose (Warburton *et al.*, 2007). En résumé, la pratique d'AP est essentielle pour rester en santé et permettre de s'éloigner du développement de certaines maladies.

Spécifiquement aux utilisateurs de FRM, les résultats de Barbin (1999)

ont révélé l'efficacité du facteur sport dans l'optimisation des capacités fonctionnelles (Tlili *et al.*, 2008) et dans l'accélération du processus d'autonomisation, particulièrement au cours des 10 premières années post-traumatiques. (Barbin *et al.*, 1999)

L'indépendance fonctionnelle permet aux utilisateurs de FRM d'être autonomes et de vaquer à leurs occupations sans aide, dépendamment de leur condition de départ. L'AP serait un facteur essentiel pour cette population d'utilisateurs de FRM.

Du côté psychologique, l'AP a un impact important chez les utilisateurs de FRM. En effet, la pratique d'AP permet une réduction du sentiment d'isolation sociale, l'augmentation de la confiance en soi, une meilleure perception de la douleur et il sert d'exutoire émotionnel (Stephens *et al.*, 2012 ; Warburton *et al.*, 2010). D'autres obstacles que l'adoption d'un mode de vie sédentaire vont influencer la pratique d'AP des utilisateurs, tels que le faible financement, la disponibilité des installations, la logistique des organisations sportives et les blessures sportives (Stephens *et al.*, 2012). Malgré les obstacles présents, la pratique d'AP est essentielle chez les utilisateurs de FRM pour contrer les effets néfastes de la sédentarité et les éloigner des causes de mortalité d'une vie inactive. Toutefois, la pratique d'AP ajoute une charge au complexe de l'épaule, en le positionnant sous tension.

### 1.1.3 Les douleurs aux épaules chez les utilisateurs de FRM

La mise sous tension du complexe articulaire de l'épaule durant les tâches quotidiennes augmente le risque de développer des troubles musculosquelettiques (TMS). La population générale est à risque de développer des blessures musculosquelettiques telles qu'une déchirure d'un tendon ou une luxation de l'épaule en raison d'une mauvaise posture (Ludewig et Lawrence, 2017). Des mouvements caractérisés par de grandes amplitudes articulaires peuvent être des facteurs de risque du développement des TMS (Leclerc *et al.*, 2004). À la différence de la population générale, les utilisateurs de FRM utilisent le complexe articulaire de l'épaule autant pour leurs déplacements que pour leurs activités quotidiennes. L'articulation gléno-humérale est instable et grandement utilisée, voire surutilisée chez les utilisateurs de FRM. Un mouvement répété, une force d'application trop grande, une mauvaise posture et une diminution de la mobilité de l'articulation peuvent engendrer des TMS chez les utilisateurs (Dyson-Hudson et Kirshblum, 2004 ; Frost *et al.*, 2002 ; Leclerc *et al.*, 2004 ; Mercer *et al.*, 2006). Les TMS peuvent provoquer des douleurs aux épaules et peuvent être liées à la masse corporelle des utilisateurs de FRM. Le transport d'une grande masse corporelle en FRM demande l'application d'une plus grande force sur la main courante pour se déplacer, ce qui peut provoquer un déséquilibre musculaire et augmenter les risques de développer des douleurs aux épaules (Dyson-Hudson et Kirshblum, 2004). Toutefois, les TMS ne sont pas reliés directement avec la douleur aux épaules (Mercer *et al.*, 2006). Certaines pathologies peuvent être présentes sans douleur ou provoquer des inconforts plus tardivement durant les années d'utilisation d'un FRM. Malgré tout, les causes des douleurs aux épaules sont difficilement identifiables et l'apparition de douleur peut être multifactorielle.

Selon les études scientifiques, l'utilisation régulière d'un FRM cause des douleurs chroniques aux épaules chez environ 50 à 70% des utilisateurs (Curtis *et al.*, 1999 ; Dalyan *et al.*, 1999). La propulsion quotidienne et sportive présentant des imprévus et de l'instabilité serait parmi les causes du développement des douleurs aux épaules, chez les utilisateurs en FRM (Boninger *et al.*, 2004). En résumé de cette section, il serait primordial d'utiliser l'épaule convenablement durant les tâches essentielles et durant l'AP pour diminuer les risques de développer des douleurs. L'étude biomécanique de la propulsion en FRM devient donc essentielle pour bien comprendre le fonctionnement des articulations, afin de mieux intervenir en clinique avec cette clientèle.

## 1.2 Introduction aux connaissances biomécaniques en FRM

La propulsion en FRM est un mouvement cyclique et répétitif constitué de deux phases : la phase de poussée et la phase de recouvrement, figure 1.1. Les limites des deux phases sont caractérisées par la prise de la main courante. La phase de poussée débute quand les mains sont en contact avec la main courante et se termine lorsque les mains la relâchent. Le relâchement de la main courante initie le début de la phase de recouvrement. Les bras se retrouvent en chaîne libre ouverte durant la phase de recouvrement pour se terminer au contact des mains avec la main courante pour entamer un deuxième cycle. Au contraire de la phase de recouvrement, les bras sont en chaîne fermée durant la phase de poussée qui est caractérisée par la prise de la main courante par les mains et l'application d'une force pour faire avancer le FRM. Les deux phases sont régulièrement normalisées sur un cycle de propulsion. La phase de poussée est considérée approximativement entre 0 et 30% du cycle. La transition entre les deux phases s'effectue à environ 30-40% du cycle et la phase de recouvrement est le restant du cycle, voir la (figure 1.1) (Newsam *et al.*, 1999).

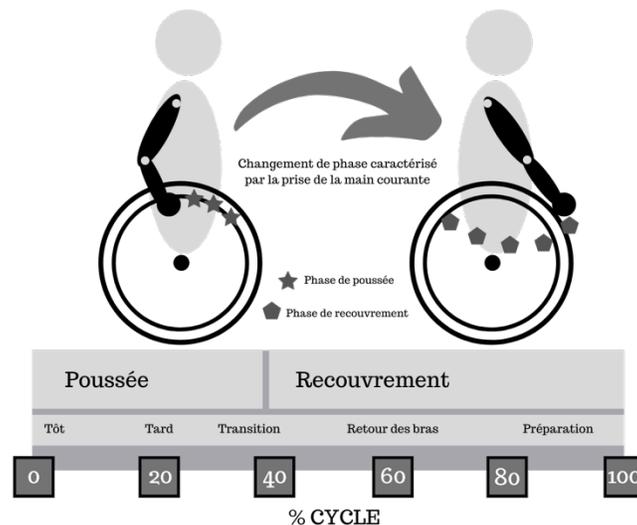


Figure 1.1 - Les différentes phases d'un cycle de propulsion en FRM (Newsam *et al.*, 1999)

La trajectoire de la phase de recouvrement peut être caractérisé en quatre types de patrons de propulsion différents. Les patrons de propulsion sont la trajectoire en arc, la boucle simple, la double boucle et le semi-circulaire, voir la figure 1.2. Le patron le plus utilisé durant la propulsion d'un FRM est la trajectoire semi-circulaire (Boninger *et al.*, 2002). Le patron semi-circulaire permet d'optimiser la propulsion avec sa trajectoire cyclique. En effet, la technique Semi-circulaire permet d'augmenter le temps de la phase de

poussée et d'avoir une plus faible accélération et décélération pendant la flexion, l'extension, l'abduction et l'adduction du bras (Boninger *et al.*, 2002 ; Shimada, 1998).

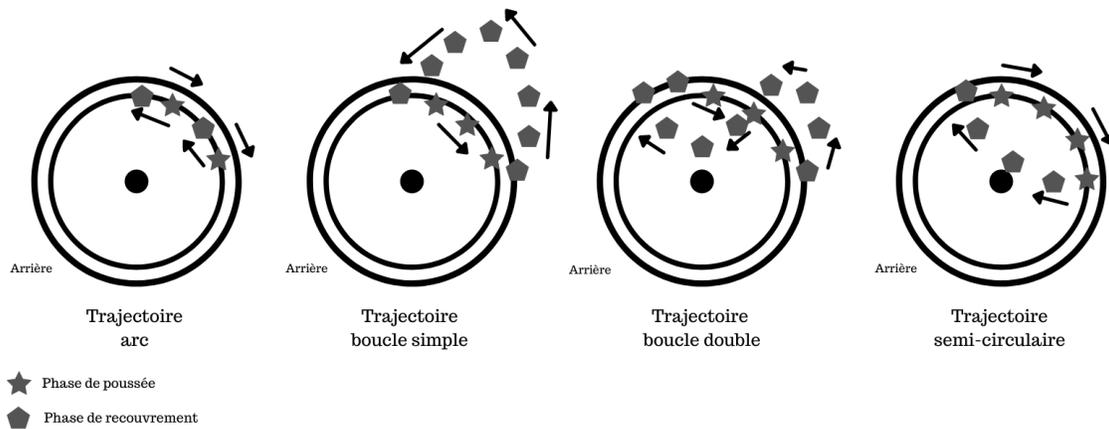


Figure 1.2 - Trajectoire durant le recouvrement de la propulsion (Boninger *et al.*, 2002 ; Chénier, 2012 ; Shimada, 1998)

Les deux phases de la propulsion en FRM demandent une activation musculaire différente. Les muscles impliqués pendant la propulsion en FRM sont activés à des moments bien précis et peuvent être en action durant les deux phases. La synergie musculaire est le recrutement d'une combinaison de muscles permettant d'exécuter une tâche. Cette coordination musculaire varie selon les mouvements à exécuter ainsi que les pathologies (Safavynia *et al.*, 2011). Différents muscles stabilisateurs, permettant à l'humérus de rester dans la cavité glénoïdienne durant la propulsion en FRM, seront activés pendant le cycle selon le positionnement du bras en chaîne ouverte ou fermée (Finley *et al.*, 2004 ; Kulig *et al.*, 1998). Ces muscles stabilisateurs de l'épaule sont nommés la coiffe des rotateurs composés du supraépineux, de l'infraépineux, du petit rond et du sous-scapulaire. Les principaux muscles synergistes activés durant la phase de recouvrement en chaîne ouverte sont le triceps brachial, le deltoïde médial, le supraépineux, le sous-scapulaire et le trapèze médial (Masse *et al.*, 1992; Mulroy *et al.*, 1996; Veeger *et al.*, 1991). Durant la phase de poussée en chaîne fermée les muscles activés sont le grand pectoral, le deltoïde antérieur, le dentelé antérieur, le supraépineux et l'infraépineux. La synergie musculaire est primordiale aux développements de force pour se propulser efficacement, ainsi la coordination de contractions musculaires est importante pour éviter les blessures (Labriola *et al.*, 2005 ; Madeleine, 2010). Pour terminer, un déséquilibre musculaire causé par le développement plus significatif des muscles de la chaîne postérieure ou antérieure va augmenter les risques de développer des pathologies aux épaules (Dufour *et al.*, 2017 ; Ebaugh et Finley, 2017). Pour mieux comprendre la propulsion en FRM, il faut

s'intéresser aux paramètres biomécaniques qui sont divisés en trois grandes catégories, les paramètres spatiotemporels, la cinématique et la cinétique.

### 1.2.1 Les paramètres spatiotemporels

Les paramètres spatiotemporels sont des paramètres intégrant des longueurs et du temps, comme la vitesse, qui correspond au nombre de mètres parcourus par seconde. La vitesse moyenne contrôlée sur un rouleau utilisé dans les études varie entre 0,9 et 1,88 m/s (Koontz *et al.*, 2002 ; Rao *et al.*, 1996) et le pourcentage attribué à la poussée pour un cycle normalisé de propulsion est de 24.8 à 31.4% chez des individus atteints au niveau de la moelle épinière (Newsam *et al.*, 1999).

Ensuite, la cadence correspond au nombre de poussées par minute qu'un utilisateur de FRM effectue pour se déplacer. La cadence moyenne rapportée dans les études chez des utilisateurs de FRM atteints au niveau de la moelle épinière pour une propulsion sur les rouleaux est de 49.2 à 103.2 poussées/min (Boninger *et al.*, 2002 ; Finley *et al.*, 2004 ; Koontz *et al.*, 2002 ; Kotajarvi *et al.*, 2004 ; Rao *et al.*, 1996). La cadence est reliée étroitement à la vitesse de propulsion. En effet, plus les utilisateurs se déplacent rapidement et plus le nombre de poussées par minute augmente. La cadence moyenne dans les études est d'un grand écart, puisque les conditions de vitesse n'étaient pas les mêmes. De plus, la cadence peut être modifiée avec la hauteur (Boninger *et al.*, 2004) et la position horizontale de l'assise (Boninger *et al.*, 2000). Une des recommandations du *Consortium for Spinal Cord Injury* concernant la préservation des épaules durant la propulsion est de modifier la hauteur et la position horizontale de l'assise pour permettre aux utilisateurs de garder sensiblement la même vitesse tout en diminuant la cadence. Grâce à un positionnement plus optimal au niveau biomécanique pour effectuer les poussées, la force demandée aux épaules diminuerait (Boninger *et al.*, 2005).

### 1.2.2 Cinématique

La cinématique est l'étude du mouvement humain dans l'espace. Les trois plans et trois axes anatomiques sont des moyens qu'on se donne pour communiquer des positions et des mouvements, figure 1.3. Le complexe articulaire de l'épaule compte 6 degrés de liberté, soit 3 rotations et 3 translations possibles dans le système d'axe et de plan anatomique. Lorsqu'il est question de mouvements bien précis dans le plan sagittal, l'épaule effectue de la flexion et de l'extension autour de l'axe transverse. Au niveau frontal, c'est de l'abduction et de l'adduction autour de l'axe sagittal. Dans le plan transversal, c'est de la rotation interne et externe autour de l'axe longitudinal (Allard *et al.*, 2011). Lorsqu'il y a une combinaison de

rotation et de translation au niveau de l'épaule, il est impossible d'attribuer le mouvement seulement à un axe ou à un seul plan. Les mouvements fonctionnels demandent une approche différente, par exemple, l'expression de rotations à partir d'angles d'Euler, de quaternions ou encore d'angles de tilt et torsion (Chénier *et al.*, 2022 ; Craig, 1987 ; Woltring, 1994).

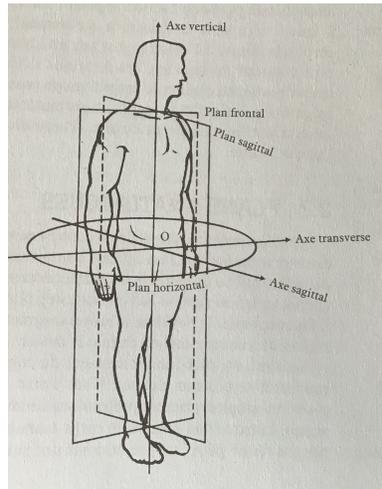


Figure 1.3 - Représentation des plans et des axes de rotation en position anatomique (Allard *et al.*, 2011)

Selon les différentes phases, l'articulation de l'épaule est amenée à effectuer des mouvements de grande amplitude dans les trois plans simultanément combinant de la flexion, de l'adduction et de la rotation externe ou de l'extension, de l'abduction et de la rotation interne, figure 1.4. Le choix des variables spatiotemporelles à contrôler aura un impact sur les résultats cinématiques. Voilà des possibilités de résultats (Boninger *et al.*, 1998 ; Koontz *et al.*, 2002 ; Newsam *et al.*, 1999 ; Rao *et al.*, 1996) :

- pour le plan sagittal, l'épaule peut aller en extension jusqu'à environ 43.2 à 64.0 degrés et en flexion environ de 6.2 à 19.1 degrés
- pour le plan frontal, le maximum d'abduction est entre 42.0 et 56.9 degrés, le minimum est entre 22.1 et 26.6 degrés
- pour le plan transversal, la rotation interne maximale est d'environ 90.7 à 52.1 degrés et minimal d'environ 2.1 à 55.2 degrés

Pour donner un exemple, les résultats d'amplitudes articulaires provenant d'une recherche à vitesse contrôlée de 0.9m/s, telle que Koontz (2002), sont différents de celle de Boninger (1998) qui était à vitesse légèrement plus élevée, soit 1.3m/s. La cinématique de propulsion des utilisateurs varie selon la vitesse à

adopter. Dans le plan sagittal, les deux études ont des moyennes d'écart d'amplitudes de flexion et d'extension de 20.8 degrés et de 12,9 degrés (Boninger *et al.*, 1998 ; Koontz *et al.*, 2002). Les utilisateurs vont ajuster leurs mouvements de propulsion pour produire la force idéale pour maintenir la vitesse demandée. En résumé, les amplitudes articulaires mesurées durant les mouvements donnent des informations sur le positionnement anatomique et les structures impliquées. Une interprétation des amplitudes articulaires jumelées aux résultats des forces appliquées donne des indications aux cliniciens sur le stress subi par les structures articulaires.

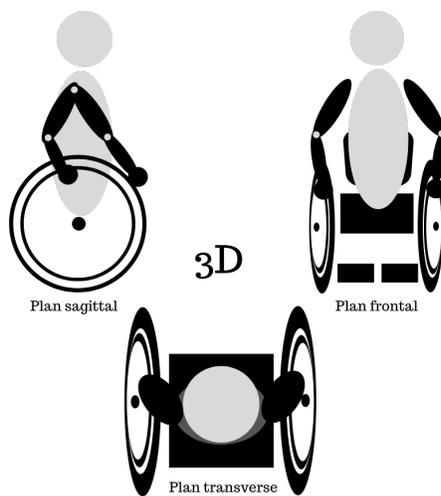


Figure 1.4 - Représentation du positionnement en FRM dans les trois plans anatomiques

### 1.3 Méthode d'acquisition des données en cinématique

Le présent mémoire traite de la création d'un protocole de mesure de la cinématique, donc la suite du document est centrée sur la cinématique et les problèmes engendrés par l'utilisation des protocoles existant durant l'acquisition. Les systèmes de captures du mouvement et les différentes méthodes seront abordés dans cette section afin d'arriver à l'objectif du projet.

Les systèmes optoélectroniques sont utilisés en cinématique pour déterminer les amplitudes articulaires lors des mouvements. Un système optoélectronique est constitué des caméras infrarouges ainsi que de marqueurs réfléchissants. Les caméras permettent d'identifier des marqueurs actifs ou passifs positionnés sur les participants ou leur environnement. Les marqueurs actifs émettent leur propre lumière que les caméras capturent durant les enregistrements. Les marqueurs sont connectés par des fils. Pour les

marqueurs passifs, les caméras captent la lumière infrarouge réfléchi sur les bandes ou les sphères réfléchissantes. Contrairement aux marqueurs actifs, les marqueurs passifs ne sont pas connectés avec des fils. Les fils peuvent devenir problématiques lors de certains mouvements de grande amplitude. Les systèmes optoélectroniques à marqueurs passifs offrent une plus grande liberté de mouvement. En effet, avec des marqueurs passifs, il est possible de positionner des marqueurs sur les roues, ce qui n'est pas possible avec les systèmes actifs. Pour cette raison, les systèmes optoélectroniques à marqueurs passifs sont à prioriser avec les FRM.

Le positionnement des caméras des systèmes optoélectroniques à marqueurs passifs doit être choisi en fonction des tâches. Le but est d'enregistrer avec une grande précision les mouvements des participants durant l'action. Il faut au minimum deux caméras qui enregistrent le déplacement d'un marqueur passif pour reconstruire son emplacement dans l'espace. Le positionnement optimal serait d'avoir les deux caméras formant un angle de 90 degrés avec le marqueur (Sanders-Reed, 2001). Deux caméras positionnées parallèlement permettront difficilement de reconstruire la position dans l'espace du marqueur (Olague et Mohr, 2002). Rahimian (2017) a déterminé que le positionnement des caméras fonctionnait bien tant qu'elles étaient positionnées entre 40 et 140 degrés et qu'elles entouraient l'action (Rahimian et Kearney, 2017). Pour plus de validité et éviter de perdre un marqueur de vue durant le mouvement, il est souhaitable que trois caméras voient en tout temps chaque marqueur. La visibilité des marqueurs est primordiale pour enregistrer l'action des participants et permettre une analyse biomécanique en trois dimensions du participant.

Outre l'occlusion des marqueurs pendant l'action qui peut être problématique, la distance entre la caméra et le marqueur a un impact sur sa visibilité (Sharma, 1998). Différents modèles de caméra sont disponibles et chaque modèle a sa spécification concernant la distance optimale pour que les marqueurs soient visibles.

De façon générale, la cinématique des mouvements d'un segment est enregistré à l'aide d'une méthode choisie parmi les deux suivantes : une première méthode consiste à placer des marqueurs libres sur les articulations du segment (Koontz *et al.*, 2002 ; Rao *et al.*, 1996) et la deuxième consiste en l'utilisation de corps rigides positionnés sur les segments (van Andel *et al.*, 2009 ; Warner *et al.*, 2015). Il y a aussi différentes technologies qui existent pour réduire ce temps de traitement, par exemple l'usage d'avatars, tel que proposé par le système optoélectronique Optitrack, qui permet d'identifier automatiquement les marqueurs en se basant sur un modèle squelettique personnalisé. Or, de tels avatars ne sont pas conçus

pour les utilisateurs de FRM, puisque les marqueurs au niveau des hanches, qui sont essentiels au bon fonctionnement de l'avatar, ne sont pas visibles en raison d'obstruction par le fauteuil.

L'utilisation des marqueurs libres ou des corps rigides est propre à chaque étude et dépend de plusieurs facteurs. Des recommandations de l'*International Society of Biomechanics* sont mises en application par plusieurs chercheurs depuis 2005 concernant le choix des repères anatomiques à utiliser permettant une reconstruction du mouvement (Wu *et al.*, 2005).

### 1.3.1 Reconstruction des systèmes de coordonnées

Un système de coordonnées global est identifié au tout début de l'analyse (figure 1.5), celui-ci peut être un emplacement précis dans le laboratoire ou simplement en arrière du FRM qui reste fixe durant toutes les tâches. Ensuite, un repère de coordonnées local est déterminé pour chacune des articulations. Les mouvements des segments sont représentés par des translations et des rotations de leur système de coordonnées local. Les angles articulaires sont calculés à partir de matrices de transformation rigides du système de coordonnées local proximal au système de coordonnées local distal. Ils peuvent être exprimés de différentes façons. Par exemple, il est possible de passer par les angles d'Euler ou de cardans qui permettent de déterminer les amplitudes de flexion/extension, abduction/adduction et rotation interne/externe (Craig, 1987 ; van der Helm et Pronk, 1995). Il est aussi possible d'utiliser d'autres méthodes, telles que le « Tilt Torsion » (Chénier *et al.*, 2022), la méthode des quaternions (Woltring, 1994) ou encore la méthode du « Globe System » (An *et al.*, 1991 ; Browne *et al.*, 1990).

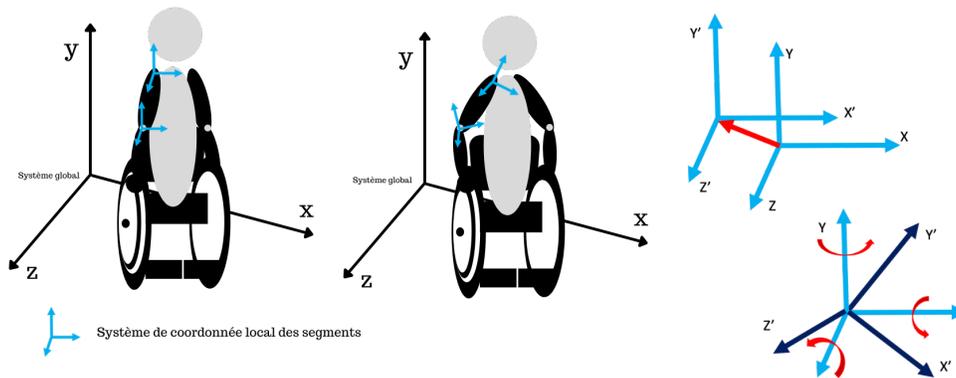


Figure 1.5 - Représentation du repère global de coordonnées et des repères locaux de coordonnées, ainsi que la translation et la rotation des repères locaux

### 1.3.2 Utilisation des marqueurs libres

Les marqueurs libres sont positionnés sur des repères osseux permettant d'identifier le mouvement des articulations durant l'action. Avec les données, il est possible de reconstruire le mouvement et de déterminer les angles articulaires effectués par les segments. Pour un protocole composé uniquement de marqueurs libres, ceux-ci seront positionnés selon les recommandations de l'*International Society of Biomechanics* (ISB), décrite plus tard dans la méthodologie, pour reconstruire les systèmes de coordonnées locaux. Des marqueurs réfléchissants devraient se retrouver sur les repères osseux suivants : acromion, épicondyle latéral, épicondyle médial, styloïde ulnaire, styloïde radiale, manubrium, processus xiphoïde, C7 et T7. Cette méthode est valide et utilisée régulièrement en recherche (Cooper *et al.*, 1993 ; Koontz *et al.*, 2002 ; Rao *et al.*, 1996 ; van der Helm et Veeger, 1996). Toutefois cette méthode demande beaucoup de temps lors du traitement des données. En effet, pendant la propulsion d'un FRM, les bras peuvent passer devant un marqueur et le rendre invisible durant quelques millisecondes. À la suite de cette occlusion, un marqueur disparaît dans l'enregistrement et il faut identifier à nouveau à quoi il fait référence (labelling). Lorsqu'il est question de faire plusieurs fois la manipulation d'identification d'un seul marqueur en raison de l'occlusion, le temps de traitement peut considérablement augmenter.

### 1.3.3 Utilisation des corps rigides

Certaines recherches en propulsion en FRM ont utilisé des corps rigides pour déterminer l'emplacement des repères anatomiques. Un corps rigide est constitué d'une plaque est constituée d'au minimum 3 marqueurs passifs. Certaines recherches ont créé des géométries différentes de plaques avec des nombres

différents de marqueurs et ils ont utilisé les corps rigides sur différents segments du corps (Cappozzo *et al.*, 1996 ; Meskers *et al.*, 1998 ; van Andel *et al.*, 2009 ; Warner *et al.*, 2015). À la base, les corps rigides ne sont pas positionnés directement sur les repères osseux articulaires, mais bien positionnés sur les segments à des endroits près de l'os. Grâce aux corps rigides, les centres articulaires peuvent être déterminés. La plaque rigide est mise en relation avec la position d'un repère osseux identifié au départ dans un court enregistrement vidéo à l'aide d'un marqueur libre ou de l'identification d'un repère avec une tige calibrée (probe). Lors du traitement de données, les positions des repères articulaires seront reconstruites à l'aide de la position et de l'orientation des corps rigides durant l'action. Les repères anatomiques utilisés sont les mêmes que pour les marqueurs libres.

Toutefois, malgré les protocoles avec des marqueurs libres ou corps rigides, il reste des complications quant à l'analyse de la propulsion en FRM. La posture assise rend difficile l'instrumentation des hanches pour les données cinématiques du tronc. Certains sports demandent des postures plus inclinées ou des mouvements dynamiques qui ajoutent à la complexité de l'analyse. Des marqueurs peuvent se retrouver hors champ de vision des caméras et certains repères anatomiques sont invisibles durant toute la tâche, tels que les épines iliaques antérieures lors de la propulsion de course en FRM.

#### 1.4 Considération pratiques

Malgré les problématiques concernant les prises de mesure, les différents protocoles utilisés par les chercheurs sont valides et donnent une bonne idée des valeurs réelles de la cinématique du mouvement. La standardisation serait primordiale pour permettre l'évolution de l'évaluation biomécanique de la propulsion en FRM. Cela dit un protocole d'analyse du mouvement devrait fonctionner malgré la technique adoptée par les individus. De plus, il devrait être valide sur tous les FRM malgré leur géométrie différente selon les sports. Les contraintes de la propulsion en FRM sont principalement reliées à l'impossibilité d'instrumenter les hanches. En effet, certains marqueurs ne seront pas visibles par les caméras, ce qui rend plus difficile la reconstruction du tronc à la suite des acquisitions.

##### 1.4.1 Différences entre les géométries de fauteuil

Les FRM sont les principaux moyens de mobilité pour les individus ayant une incapacité fonctionnelle des membres inférieurs. La géométrie des fauteuils roulants varie selon les tâches des utilisateurs. De plus, certains ajustements peuvent être apportés au FRM pour permettre aux utilisateurs d'être confortables et de minimiser l'activation musculaire en restant efficace durant la propulsion. D'ailleurs, la hauteur de

l'assise aura un impact sur l'angle de poussée. On enregistre des EMG plus faible avec un siège bas et des accélérations du coude et du poignet moins brusques (Masse *et al.*, 1992). Les sièges bas auraient aussi un effet positif sur le temps de poussée, le temps de recouvrement et l'angle de poussée (Kotajarvi *et al.*, 2004). La géométrie des FRM varie selon le type d'activité physique et selon les pathologies des utilisateurs pour permettre un meilleur confort et une efficacité du mouvement de propulsion.

En premier lieu, les FRM standard sont divisés en deux grandes catégories : les FRM utilisés dans les hôpitaux (figure 1.6a) et ceux fonctionnels (figure 1.6b) permettant aux utilisateurs d'être actifs. Ceux disponibles dans les hôpitaux et les cliniques ont une géométrie permettant aux travailleurs de la santé d'aider les utilisateurs et aux patients de se propulser eux-mêmes (figure 1.6a). Du côté des FRM standards actifs, l'utilisateur se propulse lui-même à l'aide de la main courante. Le FRM devient une extension du corps de l'individu et lui permet une autonomie de déplacement. Souvent les FRM actifs ont un dossier et un banc plus bas demandant une certaine activation abdominale permettant aux utilisateurs d'être plus actifs, figure 1.6b. Ce type de FRM utilisé au quotidien permet une instrumentation des marqueurs au niveau des vertèbres dépendamment de la pathologie. Le type standard de FRM permet une instrumentation difficile des vertèbres en raison du dossier, tandis que les FRM actifs permettent une instrumentation de la vertèbre T8 qui est régulièrement instrumentée dans la recherche.



Figure 1.6 - Type de fauteuil standard, a) utilisation dans les hôpitaux, b) FR fonctionnel

Pour continuer, les FRM sportifs peuvent eux aussi être divisés en deux catégories : les FRM d'athlétisme et ceux de terrain permettant une exécution facile des changements de direction (figure 1.7). La géométrie des FRM d'athlétisme est unique et permet l'adoption d'une position aérodynamique, afin d'optimiser le recrutement musculaire, voir figure 1.7a. L'objectif du para athlétisme est de parcourir une distance le plus rapidement possible. La posture penchée permet aux athlètes d'avoir une plus grande flexion au coude lors du début du cycle de propulsion et donc d'augmenter la durée de la phase de poussée (Vanlandewijck *et al.*, 2001). Durant la fin du mouvement, les poignets exécuteront une pronation pour

permettre un plus long contact avec la roue durant la phase de poussée. Cette pronation pourrait être problématique si des corps rigides sont positionnés sur l'avant-bras. Les plaques ne devront pas être en contact avec les roues pendant la propulsion. Ensuite, des marqueurs positionnés sur le tronc pourraient être victimes d'occlusion en raison du positionnement penché. Le protocole devra s'attarder au positionnement des caméras ainsi qu'à l'emplacement des marqueurs et des corps rigides pour accommoder la posture penchée. En effet, cette posture permet difficilement l'instrumentation antérieure du tronc, soit le manubrium, le processus xiphoïde et les épines antérieures iliaques. Ensuite, les géométries des FRM de sport ont des spécificités selon la demande des sports, voir figure 1.7b. Le FRM de basketball a les roues inclinées par rapport au sol, pour augmenter la stabilité grâce à l'augmentation de la base d'appui. Les FRM pour le basket ou le rugby seront personnalisables et la hauteur du dossier sera ajustée selon la capacité d'utilisation des abdominaux des utilisateurs. Dans certains cas, il sera impossible d'instrumenter les vertèbres thoraciques et les épines iliaques postérieures en raison d'un dossier montant trop haut.



Figure 1.7 - Type de FRM sportif, a) FRM athlétisme, b) FRM basketball

Les différentes géométries des FRM permettent aux utilisateurs de faciliter leurs déplacements de la vie courante et leurs pratiques sportives. Par contre, elles engendrent certaines contraintes d'instrumentation pour une analyse biomécanique en raison de la position assise et du format des FRM. En effet, les épines iliaques antérieures et postérieures sont difficilement identifiables à l'aide des marqueurs. Pour terminer, la posture penchée en FRM de course permet difficilement aux caméras d'identifier les marqueurs du manubrium et du processus xiphoïde. Cette posture permet difficilement l'utilisation des protocoles déjà utilisés dans le domaine de la propulsion en FRM.

#### 1.4.2 Considération du tronc

En raison des géométries des FRM, une problématique importante est celle de l'instrumentation du tronc. Dépendamment du type de propulsion, d'activité ou de pathologie, le tronc est impliqué différemment.

En effet, une propulsion à vitesse constante confortable n'est pas accompagnée de mouvements notables du tronc. Cependant, lorsqu'il est question de sport, les changements de direction demandent une inclinaison et une rotation du tronc qui doit être prise en considération. Dans la recherche, selon les variables à mesurer le tronc peut être considéré :

1. solidaire au repère global de coordonnées (Shimada, 1998).
2. un seul corps rigide, s'il n'exécute pas de flexion ou d'extension prononcée durant la propulsion (Kulig *et al.*, 1998 ; Rao *et al.*, 1996).
3. divisé en deux composantes, soit la partie thoracique et lombaire s'il effectue simultanément de la rotation, de la flexion et de l'inclinaison selon la demande sportive (Vanlandewijck *et al.*, 2001).

Le protocole expérimental créé doit être utilisable dans toutes les circonstances. Une analyse du tronc avec plusieurs degrés de liberté est de mise. De plus, l'instrumentation des marqueurs libres ou des corps rigides doit aussi être utilisable pour tous les positionnements sur les FRM.

#### 1.5 Repères anatomiques et repère du FRM

La section suivante est composée des repères anatomiques et du FRM se basant sur une liste des segments proposée par l'ISB. Les segments définis seront les bras, les avant-bras, les mains, le tronc et les jambes (selon la présence de ceux-ci). Ensuite, les repères du FRM seront définis.

Selon l'ISB, le système de coordonnées du tronc est déterminé avec comme origine le manubrium (suprasternal). L'axe Y correspond à la liaison entre le point milieu de la distance entre le processus xiphoïde et T8 ainsi que le point milieu entre le manubrium et C7. L'axe Z pointant en direction du côté droit est perpendiculaire au plan formé par le manubrium, C7 et le point milieu entre le processus xiphoïde et T8. L'axe X pour sa part est la ligne perpendiculaire à Y et Z pointant vers l'avant (Wu *et al.*, 2005).

Le système de coordonnées du segment bras aura comme origine l'acromion et il sera construit grâce à la position des épicondyles et des styloïdes. Le système de coordonnées de l'humérus consiste en une ligne qui connecte le point de l'acromion avec le point milieu entre les deux épicondyles de l'humérus, ceci est l'axe Y. L'axe Z est déterminé grâce à la ligne perpendiculaire au plan formé par l'axe Y de l'humérus et l'axe Y de l'avant-bras qui est mentionné plus bas dans le paragraphe spécifique à l'avant-bras. L'axe X est la ligne perpendiculaire à l'axe Z et à l'axe Y de l'humérus pointant vers l'avant (Wu *et al.*, 2005).

Pour l'avant-bras le système de coordonnées a pour origine le styloïde ulnaire. L'axe Y de l'avant-bras correspond à une ligne en direction proximale reliant le styloïde ulnaire avec le point milieu des deux épicondyles de l'humérus. L'axe X pointe vers l'avant et il est perpendiculaire au plan formé par les deux styloïdes avec le point milieu entre les deux épicondyles de l'humérus. L'axe Z est la ligne perpendiculaire pointant vers la droite aux axes Y et X définis précédemment (Wu *et al.*, 2005).

Le poignet a pour origine le point central entre les styloïdes ulnaire et radial. L'axe Z est fixe et il est dans la même direction vers la droite que l'axe Z du segment proximal (l'avant-bras). L'axe Y débute entre les deux métacarpes 2 et 5 se dirigeant vers le point central entre les deux styloïdes. L'axe X est perpendiculaire aux deux autres axes et il pointe vers l'avant (Dumas *et al.*, 2007 ; Wu *et al.*, 2005).

La tête est importante pour une analyse biomécanique complète du haut du corps. Les repères anatomiques intéressants de la tête sont le point le plus haut du crâne, le sellion et l'occiput. Ces points permettent d'identifier les mouvements qu'effectue la tête durant les tâches (Dumas *et al.*, 2007 ; Wu *et al.*, 2002).

Le système de coordonnées local du FRM sera défini avec comme origine le point médian entre les centres des roues arrières. L'axe y va pointer vers le haut, l'axe x va pointer dans la direction antérieure du FRM et l'axe z ira vers la droite du FRM (figure 1.8). Les repères importants à identifier des FRM sont le contact des roues avec le sol, le centre de la roue, la partie supérieure de la roue, l'extérieur de la main courante, l'intérieur de la main courante, les roues avant en contact au sol, les roues arrière de soutien, les deux coins supérieurs du dossier et les quatre coins de l'assise. Les mêmes points seront identifiés pour le FRM d'athlétisme, sauf qu'il y a seulement une roue avant et aucune à l'arrière. D'avoir le centre des roues permet la reconstruction du système de coordonnées. Le contact avec le sol, ainsi que les points où sont appliquées les forces externes de résistance de roulement permettent d'identifier les déplacements du FRM dans l'espace ou sur le rouleau d'entraînement. Certains points identifiés sur la roue, comme la main courante ainsi que les parties supérieures et inférieures de la roue vont permettre de déterminer les diamètres de ceux-ci. Il sera aussi possible de déterminer la distance que le FRM aura effectuée avec cette mesure. Les autres points identifiés vont permettre une reconstruction complète du FRM, soit le dossier et le siège.

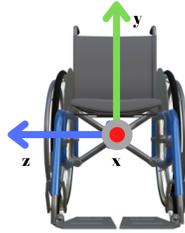


Figure 1.8 - Système de coordonnées local des FRM

## 1.6 Conclusion du bilan des connaissances

Pour conclure le bilan des connaissances, la propulsion d'un FRM est complexe et implique son lot de problématiques. Pour aider à la compréhension et à l'analyse de la propulsion, il est important de standardiser la collecte de données cinématiques. Une telle standardisation permettra de faire avancer la recherche de la biomécanique en FRM et de comparer les résultats cinématiques entre les études (Anglin et Wyss, 2000 ; Kontaxis *et al.*, 2009). Les éléments importants à prendre en considération pendant l'élaboration du protocole de mesure du mouvement sont : les limitations du temps de traitement de données et d'instrumentations, les mouvements du tronc et les différentes géométries des FRM.

## CHAPITRE 2

### Objectifs de la recherche

Dans ce chapitre, il sera question des objectifs de ce projet et des requis pour valider le protocole de mesure du mouvement humain.

#### 2.1 Objectifs de la recherche

L'identification des requis plus haut permet de cibler les points importants à viser durant le projet afin de créer un protocole différent et applicable en laboratoire. L'objectif de ce projet de recherche est de définir un protocole de mesure du mouvement de propulsion en fauteuil roulant standard et sportif, basé à la fois sur des marqueurs libres et des corps rigides, qui vise à accélérer l'instrumentation et le traitement tout en permettant une analyse biomécanique 3D complète de la propulsion. Donc, les deux sous-objectifs sont :

- 1) Créer un protocole de mesure du mouvement humain
- 2) Valider le protocole de mesure du mouvement avec des usagers de FRM propulsant plusieurs géométries de fauteuil à différentes vitesses

#### 2.2 Identification des requis

L'identification des requis permettra de mieux comprendre les contraintes et les choix de la création du protocole expérimental décrit dans la section. Les requis sont identifiés en plusieurs sous-sections, soit le temps d'instrumentation et de traitement des données, le matériel, les repères anatomiques et ceux du FRM, ainsi que les autres variables.

##### 2.2.1 Temps d'instrumentation et temps de traitement des données

Pour être efficace, le protocole de mesure du mouvement doit avoir un traitement semi-automatique des données. En augmentant la rapidité du traitement des données et d'instrumentation, le nombre de participants pourra augmenter dans les recherches. Un échantillonnage plus grand augmente la validité des résultats. Le temps de traitement et le temps d'instrumentation sont les variables permettant d'identifier si le protocole est efficace.

### 2.2.2 Matériel

Le protocole expérimental de mesure du mouvement doit être utilisable sur tous les types de FRM standard ou sportif. La géométrie des FRM est souvent problématique et cause des difficultés lors de l'instrumentation de certains repères anatomiques, tels que les épines iliaques et les processus épineux des vertèbres thoraciques. En effet, la hauteur du dossier différente d'un FRM à un autre ne permet pas toujours de mesurer la trajectoire des vertèbres thoraciques. De plus, la posture adoptée pour certains sports demande un positionnement des caméras ou des marqueurs différents en raison des occlusions possibles durant les tâches. Le projet se concentre sur la problématique d'instrumentation des vertèbres C7 et T8 et de la posture penchée à adopter sur un fauteuil roulant d'athlétisme. Le protocole expérimental doit être utilisable même s'il n'est pas possible de voir la partie antérieure du corps de l'utilisateur du FRM. Malgré qu'il serait possible d'utiliser le protocole sur terrain, cette recherche s'est limitée à 10 caméras dans un espace restreint de laboratoire ou la propulsion sera exécutée dans un environnement stationnaire. Pour être utilisé sur le terrain, il faudrait, cependant, un plus grand nombre de caméras pour recouvrir un grand espace d'acquisition. La limite de 10 caméras a été jugée appropriée, puisqu'il constitue un nombre réaliste de caméras disponibles dans un laboratoire de biomécanique.

### 2.2.3 Conclusion de l'identification des requis

Pour conclure la section dédiée à la définition du protocole de mesure d'enregistrement cinématique, voici un tableau résumant les points importants qui ont été pris en considération pour la création du protocole expérimental de mesure du mouvement de propulsion en FRM :

Tableau 2.1 - Résumé des requis de la section

# requis	Description
<b>1</b>	<b>Matériel nécessaire</b>
1.1	Ne doit nécessiter que 10 caméras
1.2	Doit être compatible avec les fauteuils réguliers, de sport, et d'athlétisme
1.3	Formation d'un corps rigide avec au minimum 3 marqueurs
1.4	Utilisation d'une probe et/ou des marqueurs libres
<b>2</b>	<b>Suivi des repères anatomiques avec le système (bilatéral) et du FRM</b>
2.1	Tronc : manubrium, processus xiphoïde, C7 et T8
2.2	Bras : épicondyles médial et latéral du coude
2.3	Avant-bras : olécrane, styloïdes ulnaire et radial du poignet
2.4	Main : métacarpe 2 et 5
2.5	Fauteuil : l'assise, le dossier et toutes les roues

## CHAPITRE 3

### Méthodologie

Le chapitre 3 contient la description de la méthode utilisée pour valider le protocole expérimental d'enregistrement du mouvement lors de la propulsion d'un FRM standard ou sportif. Les sections présentées sont la description du protocole expérimental et le processus de validation.

#### 3.1 Description du protocole expérimental de mesure du mouvement à l'aide des plaques rigides

Tout d'abord, un corps rigide est constitué d'une plaque rigide ayant des marqueurs passifs collés sur sa surface. Une plaque rigide peut avoir plusieurs marqueurs collés dessus, donc il est possible de faire des combinaisons uniques de placement des marqueurs. Pour identifier un corps rigide avec le système optoélectronique, il faut au minimum trois marqueurs. Suite à des tests pilotes en laboratoire, des prototypes ont été confectionnés avec cinq marqueurs, figure 3.1 . Le choix d'utiliser cinq marqueurs sur une plaque rigide a été fait en raison de plusieurs essais d'obstruction des marqueurs pour voir si le système identifiait tout de même les corps rigides. Malgré une occlusion de certains marqueurs lors d'une prise de donnée sur un grand terrain, le fait d'avoir cinq marqueurs réduit les chances que le système ne reconnaisse pas une partie de la combinaison. Ensuite, des plaques rigides ont été esquissées et imprimées en trois dimensions dans un matériau de plastique rigide. Les plaques ont été conçues pour fonctionner avec les supports de gopro. D'ailleurs, quatre courroies pour poignet d'accessoire gopro ont été utilisées pour positionner les corps rigides sur les segments.



Figure 3.1 - Exemple d'un prototype d'un corps rigide

Le protocole expérimental est une combinaison entre l'utilisation de marqueurs libres, de corps rigides et l'utilisation d'une probe. Les six corps rigides seront positionnés sur le thorax et la tête, ainsi que bilatéralement sur les bras et les avant-bras. Le corps rigide du tronc et le corps rigide de la tête ont été fixés sur une sangle de gopro lors de la propulsion sur les FRM standard, figure 3.2. En fonction des conditions de propulsion, il était possible de positionner le harnais du tronc pour que le corps rigide soit positionné au niveau antérieur ou postérieur du segment tronc du participant. Les sangles de gopro ont été respectivement positionnées sur les deux bras au niveau inférieur de l'humérus près du coude et sur les deux avant-bras près des styloïdes. Grâce à l'utilisation des sangles gopro, il a été possible de positionner les corps rigides selon un angle qui ne gênait pas les participants durant la propulsion, comme montré à la figure 3.3. Pour terminer, les corps rigides sont composés de cinq marqueurs répartis différemment d'une plaque à l'autre tel qu'illustré à la figure 3.4, permettant ainsi une auto-identification à partir de ces combinaisons uniques.

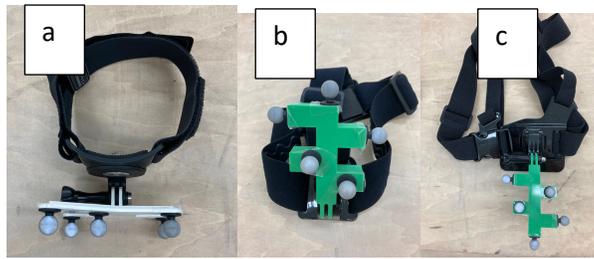


Figure 3.2 - Fixation des corps rigides sur les sangles de gopro, a) les sangles pour les segments, b) la sangle pour la tête, c) le harnais thoracique

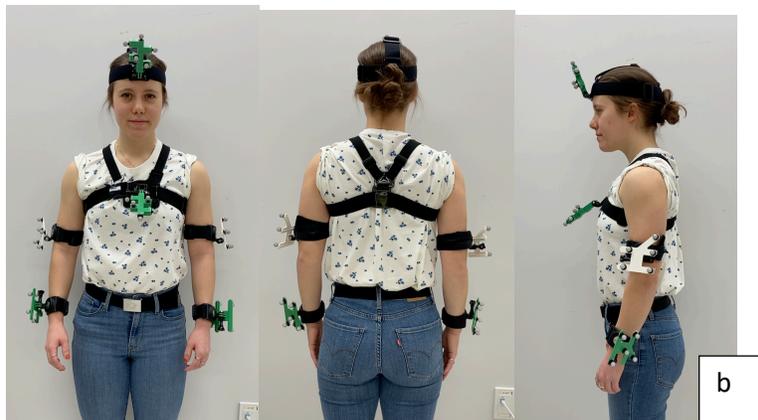
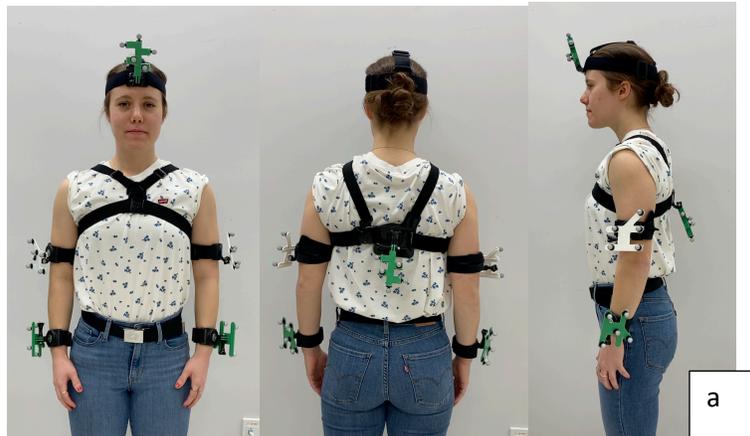


Figure 3.3 - Positionnement des corps rigides sur les participants, placement avec le corps rigide tronc a) antérieur et b) postérieur

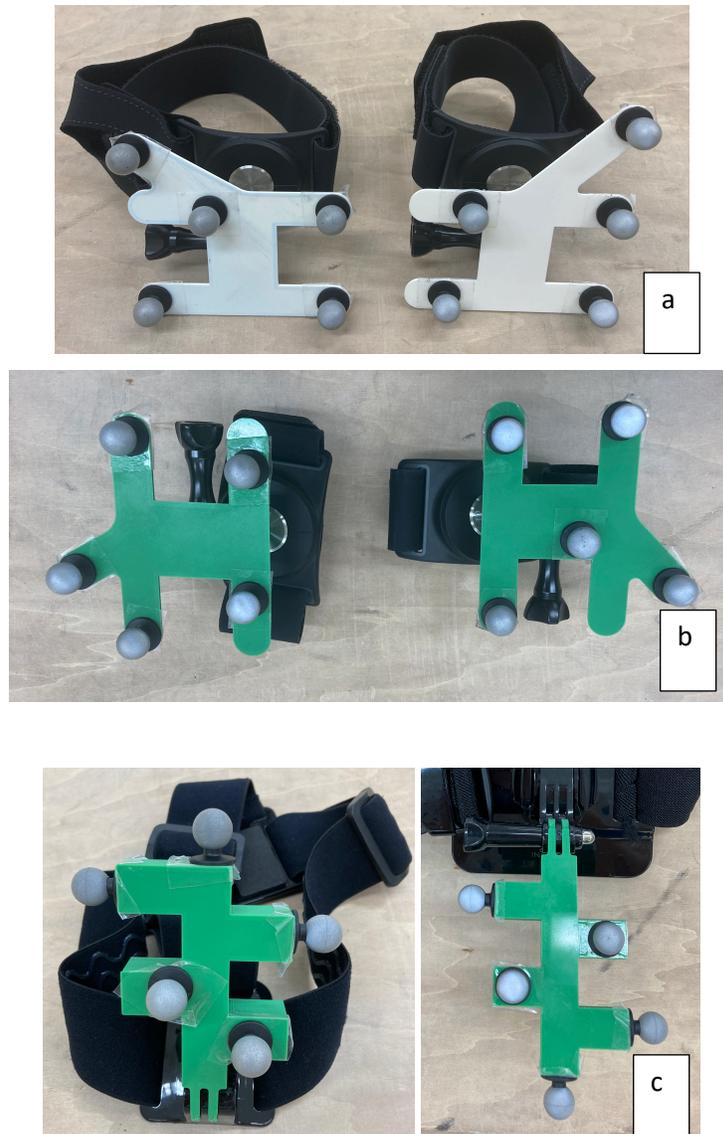


Figure 3.4 - Configuration des corps rigides à combinaison unique pour les segments, a) les corps rigides pour les segments bras, b) les corps rigides pour les segments avant-bras, c) les corps rigides pour la tête et le tronc

Le suivi des corps rigides permet de reconstruire les repères anatomiques durant la tâche de reconstruction (labelling). Les corps rigides situés sur les segments des avant-bras permettent de reconstruire les deux styloïdes, radial et ulnaire. Ceux positionnés sur les segments des bras permettent de reconstruire les deux épicondyles médial et latéral, ainsi que les acromions. Le corps rigide du tronc permet de reconstruire la cage thoracique, qui est considérée comme une boîte rigide, grâce à l'identification anatomique du manubrium, du processus xiphoïde, des processus épineux C7 et de T8. Pour permettre une reconstruction des repères anatomiques, ceux-ci sont identifiés en relation avec les corps rigides en début d'étude à l'aide d'une probe ou d'un marqueur libre durant de courts

enregistrements d'identification. L'orientation et la position des corps rigides durant les tâches permettront de positionner les repères anatomiques lors du traitement des données. Pour donner un exemple, un court enregistrement d'une seconde a été effectué en voyant le corps rigide de l'avant-bras, ainsi que la probe pointant le styloïde médial. Les repères anatomiques identifiés à l'aide d'une probe selon le corps rigide de la tête seront : le sellion, l'occiput et le plus haut point du crâne. Pour terminer, il est difficile de positionner un corps rigide sur une main. Donc, deux marqueurs libres ont permis d'identifier le mouvement de main durant la propulsion. Ils ont été positionnés sur les métacarpes 2 et 5.

Pour l'étude, les participants utilisaient leurs propres FRM standard et de course, ceux-ci étaient instrumentés d'un corps rigide sur la base rigide du FRM et avec des marqueurs au niveau des roues. Ensuite, les points qui étaient identifiés par une probe étaient : le contact des grandes roues avec le sol, le centre des grandes roues, la partie supérieure des grandes roues, l'extérieur des mains courantes, l'intérieur des mains courantes, le contact des petites roues avant avec le sol, l'assise du FRM avant gauche et droite, l'assise du FRM arrière gauche et droit et le dossier du FRM le point le plus haut gauche et droit. Les points étaient identifiés pour les deux côtés du FRM.

Le système optoélectronique Optitrack motive à 10 caméras a été utilisé. Huit caméras ont été positionnées en hauteurs (figure 3.5 ) et deux étaient aux alentours d'un mètre du sol permettant d'identifier les marqueurs antérieurs lors de la propulsion sur les fauteuils de course, figure 3.6. Le positionnement des caméras avait été sélectionné en raison de projet pilote réalisé pour identifier un positionnement optimal limitant les risques d'occlusion des marqueurs et des plaques durant tous les types de propulsion sur rouleau stationnaire. Les caméras étaient positionnées de sorte que malgré la position inclinée en FRM de course les marqueurs passifs restent visibles.

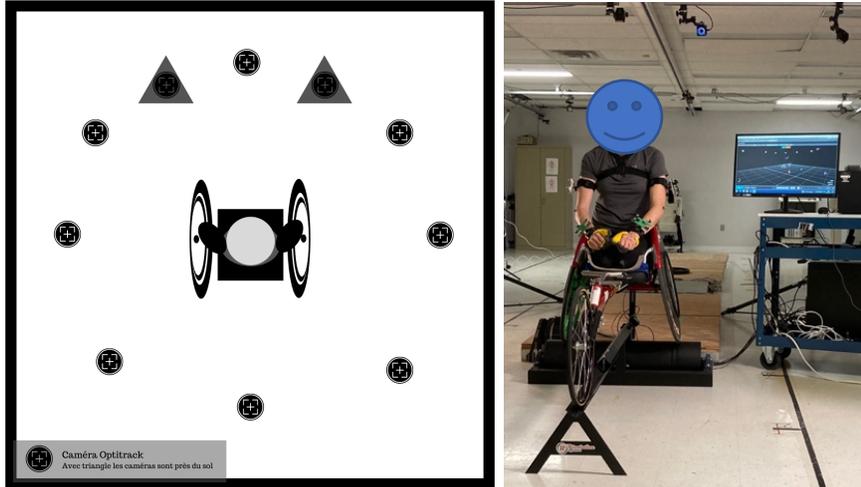


Figure 3.5 - Placement du laboratoire pour le projet (système Optitrack)



Figure 3.6 - Positionnement d'une caméra à moins d'un mètre du sol

### 3.2 Validation du protocole de mesure du mouvement

La standardisation de la prise de donnée en cinématique limiterait les erreurs des modèles d'analyses biomécaniques durant la propulsion en FRM. À ce jour, il n'y a aucun protocole standard d'analyse en trois dimensions de la propulsion en FRM. Il existe que des recommandations pour identifier les repères anatomiques afin de calculer les positions des segments dans l'espace. La standardisation d'analyse de la cinématique de la propulsion en FRM permettra d'uniformiser et de comparer les résultats de plusieurs recherches effectuées dans les laboratoires différents (Anglin et Wyss, 2000). Avec une comparaison des études, une identification des problématiques spécifiques aux tâches ou reliées au contexte peut être analysée (Johnson *et al.*, 1993). L'idée d'uniformisation et de comparaison permet un avancement plus rapide des recherches d'un laboratoire à un autre (Kontaxis *et al.*, 2009). Avant

d'utiliser le protocole d'analyse de mesure du mouvement décrit plus haut, il faut le valider. Cette validation a été effectuée grâce à une comparaison entre le protocole de mesure du mouvement expérimental et un protocole de référence qui a été construit en respectant les recommandations de l'ISB. Le protocole de référence est décrit plus loin dans cette section.

Le protocole de référence est constitué de marqueurs libres permettant de suivre les repères osseux mentionnés dans les requis. Les participants étaient instrumentés bilatéralement avec les 16 marqueurs passifs suivants : acromions, épicondyles latéraux et médiaux, styloïdes ulnaires et radiaux, métacarpes 2 et 5, manubrium et vertèbre C7 en accord avec les recommandations de l'ISB (Wu *et al.*, 2002), ainsi qu'avec les corps rigides pour la tête et le tronc. Les corps rigides de la tête et du tronc servent à éviter l'instrumentation d'un marqueur libre et d'utiliser à la place la probe au niveau du sellion, de l'occiput, du point le plus haut du crâne, du processus xiphoïde et du processus épineux de T8. L'utilisation des corps rigides dans ses situations est présente pour éviter que le FRM soit constitué d'un dossier trop haut qui cacherait T8, pour éviter de positionner un marqueur sur le processus xiphoïde des participantes et pour éviter un inconfort au niveau d'une instrumentation du visage. Les points qui étaient instrumentés d'un marqueur libre ou identifié avec une probe sont représentés à la figure 3.7.

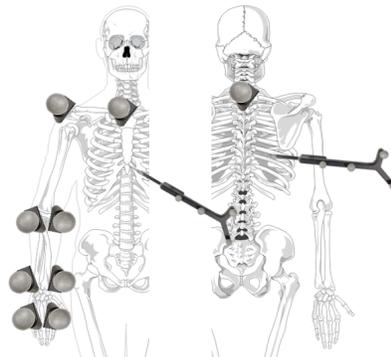


Figure 3.7 - Les repères osseux instrumentés d'un marqueur libre ou identifié à l'aide d'une probe  
Lors de la collecte de données, une caméra gopro était utilisée pour enregistrer l'instrumentation des participants et le traitement de données. Les vidéos étaient alors analysées et découpées selon les tâches pour quantifier le temps d'instrumentations et de traitement de données afin d'identifier lequel des deux protocoles a été le plus efficace. En effet, pour être dits efficaces les manipulations et le

traitement post-collecte d'un protocole doivent être rapides et fiables. Cela dit pour tester la rapidité les temps des manipulations sur le terrain ainsi que le temps du labelling sont des variables importantes à comparer entre les deux protocoles. Pour la fiabilité des résultats, un test de comparaison statistique a été effectué entre les valeurs d'angles articulaires obtenues pour les deux protocoles. Les angles articulaires calculés dans l'étude sont pour l'épaule, le coude et le poignet.

### 3.2.1 Participants

Trois athlètes de para-athlétisme ont participé à l'étude. Les para-athlètes proviennent du Club Saint-Laurent Sélect. Il n'y a aucune restriction concernant les incapacités des participants, par contre ceux rapportant des blessures ou des douleurs aux épaules au courant des six derniers mois ont été exclus.

### 3.2.2 Équipements

Le système Optitrack motive (2.1.1) à 10 caméras a été utilisé. Le positionnement des caméras permet d'entourer le FRM, il y avait 8 caméras en hauteur et 2 en face du participant à 1m de hauteur avec le sol. Les FRM des participants étaient positionnés sur des rouleaux stationnaires spécifiques aux fauteuils : un rouleau pour la propulsion d'un FRM standard et un deuxième rouleau pour la propulsion d'un FRM de course. Un odomètre était installé sur les FRM pour avoir une indication de la vitesse de propulsion.

Pour le protocole expérimental il faut au total 6 corps rigides qui étaient placés sur les participants, une probe pour identifier les repères anatomiques, ainsi que 4 marqueurs libres pour les mains. Au total le protocole de référence demande 16 marqueurs libres en incluant ceux sur les mains. Comme 4 étaient déjà instrumentés sur les participants les 12 autres ont été ajoutés ensuite. Les participants étaient instrumentés des deux protocoles avant de débiter les tâches. De plus, 4 corps rigides pour reconstruire le FRM durant le labelling.

Tout d'abord, les corps rigides et les marqueurs des mains du protocole expérimental étaient positionnés sur les participants en premier. Les manipulations de probing étaient aussi effectuées avant le positionnement des marqueurs libres du protocole de référence. Toutes ces manipulations étaient enregistrées avec une caméra gopro montée sur un trépied pour enregistrer les temps d'instrumentation et de traitement des données.

Toutes les manipulations d'instrumentation des fauteuils et des participants étaient chronométrées pour déterminer ce qui était plus rapide à exécuter.

### 3.2.3 Les tâches

Les tâches effectuées par les participants étaient plus de 30 poussées à vitesse contrôlée avec un fauteuil roulant standard et avec un fauteuil de course, sur des rouleaux stationnaires adaptés à chaque fauteuil.

Les indications de propulsion sur le FRM standard pour enregistrer 30 cycles de propulsion étaient de mentionner au participant de se propulser à vitesse constante pendant 1 minute. Deux acquisitions à différentes vitesses ont été effectuées : 1.0 ; 1.8 ; 2.6 m/s sur FRM standard. L'ordre des acquisitions a été de : 1.0 ; 1.8 ; 2.6 : 1.0 ; 1.8 ; 2.6. Un repos d'environ 1 min était effectué entre les acquisitions. Les tâches sur le FRM de course étaient de 4 acquisitions à 66% de la vitesse maximale pour une durée d'environ 1 minute. Les 30 cycles de propulsion à vitesse constante de 66% étaient utilisés. Un repos d'environ 2 min était requis entre les acquisitions.

### 3.2.4 Traitement des données

Les variables cinématiques qui ont été comparées entre les deux protocoles sont les moyennes maximales et minimales des angles articulaires : des épaules, des coudes et des poignets. Les données recueillies étaient tout d'abord labellées avec le système Optitrack pour identifier les trajectoires des marqueurs. Ces manipulations d'identification des marqueurs dans le système ont été chronométrées pour déterminer l'efficacité des protocoles. Ensuite, les données ont été exportées en format c3d pour être ouvertes dans le système de programmation Python. Les données étaient filtrées avec un filtre Butterworth d'une fréquence de coupure de 15 hertz avant d'être utilisées pour la reconstruction cinématique. Les trajectoires des repères osseux étaient reconstruites grâce aux mouvements des corps rigides pendant les tâches. Par la suite, les angles articulaires étaient établis selon la méthode Tilt-and-Torsion pour l'épaule (Chénier *et al.*, 2022), selon les angles d'Euler ZXY pour le coude (Wu *et al.*, 2005) et selon les angles d'Euler ZXY pour le poignet (Wu *et al.*, 2005). La librairie Kinetics Toolkit a été utilisée pour ce traitement de données (Chénier, 2021).

### 3.2.5 Analyse statistique

La comparaison des résultats des angles entre les deux protocoles était effectuée à l'aide de la méthode de Bland-Altman. Pour démontrer l'efficacité du protocole expérimental par rapport au protocole de référence un test t d'échantillons indépendants a été effectué selon le temps requis d'instrumentation combiné aux traitements des données. Les résultats pour le protocole expérimental devront être inférieur à ceux du protocole de référence et avoir une différence significative, soit un  $p < 0,05$  pour valider le nouveau protocole.

## CHAPITRE 4

### Résultats

Dans ce chapitre, il sera question des résultats des angles des articulations de l'épaule, du coude et du poignet durant la propulsion d'un FRM standard et d'athlétisme, ainsi que les temps d'instrumentation et de traitement des données. Ceux-ci seront présentés sous la forme de graphique et de tableau suivi d'une description des points clés.

#### 4.1 Angles articulaires pour la propulsion sur un FRM standard et de course

Les graphiques sont présentés afin d'observer les variations des résultats d'angles articulaires selon les deux protocoles utilisés dans cette recherche. Il y a un graphique par résultat d'angle maximal et minimal de chaque degré de liberté des articulations le plus impliqué dans la propulsion du FRM et d'athlétisme. Pour terminer, le but est d'observer si les deux protocoles donnent des résultats semblables d'angle en respectant la limite d'agrément (95%).

##### 4.1.1 Résultats de l'angle du plan d'élévation de l'épaule

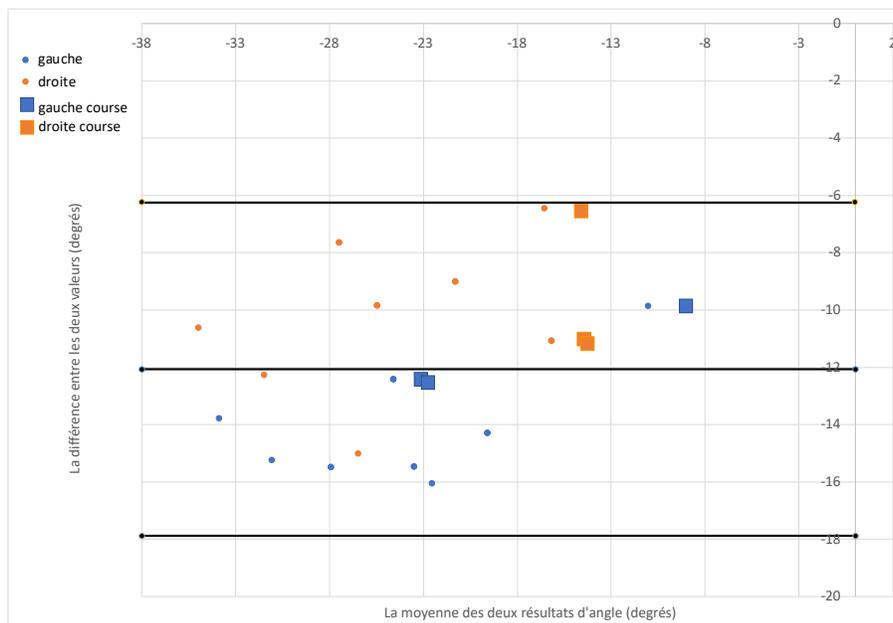


Figure 4.1 - Graphique des résultats d'angle minimal du plan d'élévation de l'épaule pour tous les participants entre les deux protocoles

Comme montré à la figure 4.1 la différence entre les valeurs obtenues d'angle minimum du plan d'élévation de l'épaule avec le protocole de mesure du mouvement et le protocole de référence est plus petite pour l'épaule droite que l'épaule gauche. La différence de l'épaule varie autour de -10 degrés comparativement au gauche qui semble plus près du -15 degrés. La moyenne des angles pour les deux protocoles varie pour les 30 cycles de poussées combinées de -11,1 à -35,0 degrés.

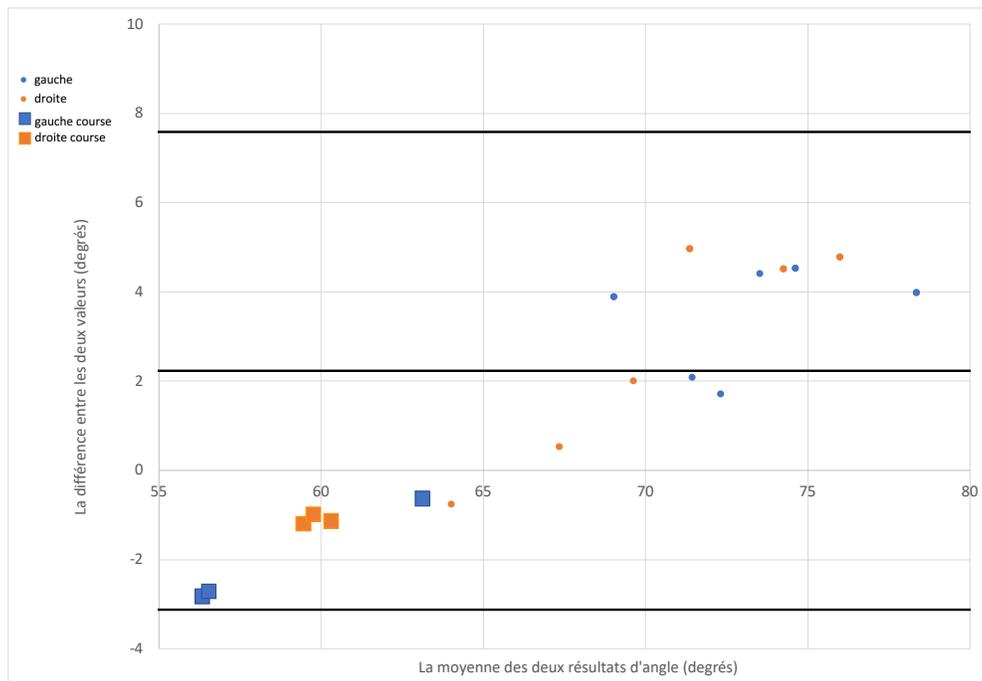


Figure 4.2 - Graphique des résultats d'angle maximal du plan d'élévation de l'épaule pour tous les participants entre les deux protocoles

Les résultats d'angle maximal du plan de l'épaule de la figure 4.2 ont tous une différence de moins de 8 degrés pour les deux épaules, droite et gauche. La moyenne des deux protocoles pour les 30 cycles de propulsion donne des angles qui restent entre 63,1 et 78,4 degrés.

#### 4.1.2 Résultats de l'angle d'élévation de l'épaule

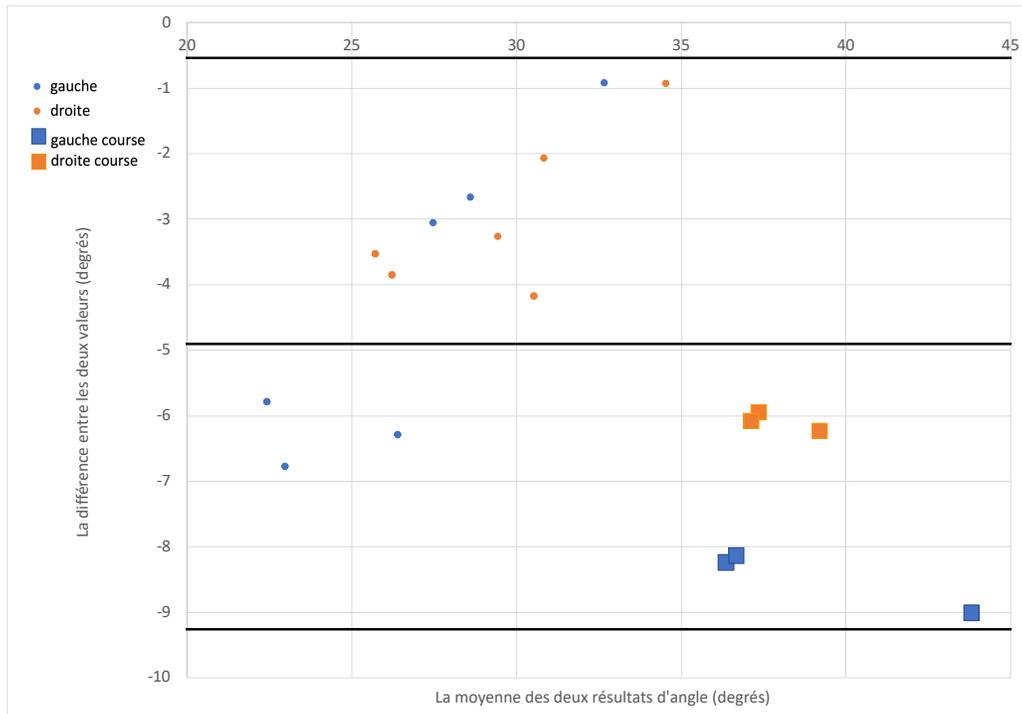


Figure 4.3 - Graphique des résultats d'angle minimal de l'élévation de l'épaule pour tous les participants entre les deux protocoles

Dans la figure 4.3, la distribution des résultats pour les angles minimums d'élévation de l'épaule est sensiblement la même pour les deux côtés, droit et gauche. La différence entre les résultats des deux protocoles varie de -1 à -9 degrés et ceux-ci ont des moyennes similaires pour les 30 cycles de poussée allant de 43,9 à 23,0 degrés.

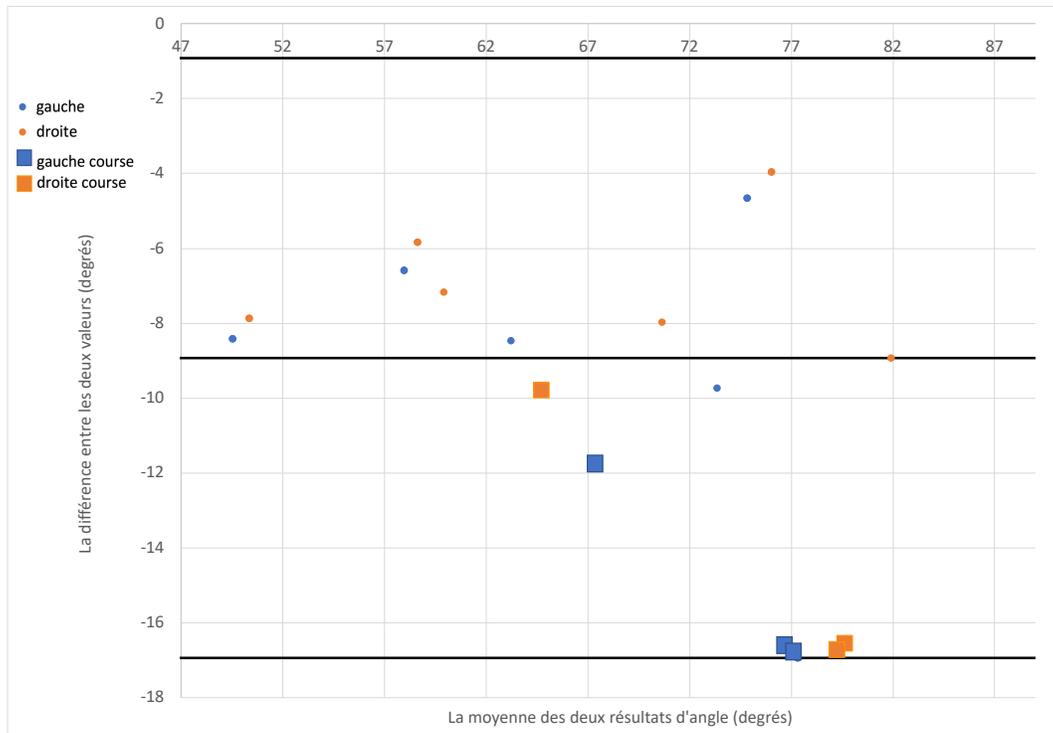


Figure 4.4 - Graphique des résultats d'angle maximal de l'élévation de l'épaule pour tous les participants entre les deux protocoles

Les résultats d'angle maximal de l'élévation de l'épaule de la figure 4.4 ont tous une différence de moins de 16 degrés pour les deux épaules, droite et gauche. La moyenne des deux protocoles pour les 30 cycles de propulsion donne des angles qui restent entre 49,6 et 89,2 degrés.

### 4.1.3 Résultats de l'angle de rotation de l'épaule

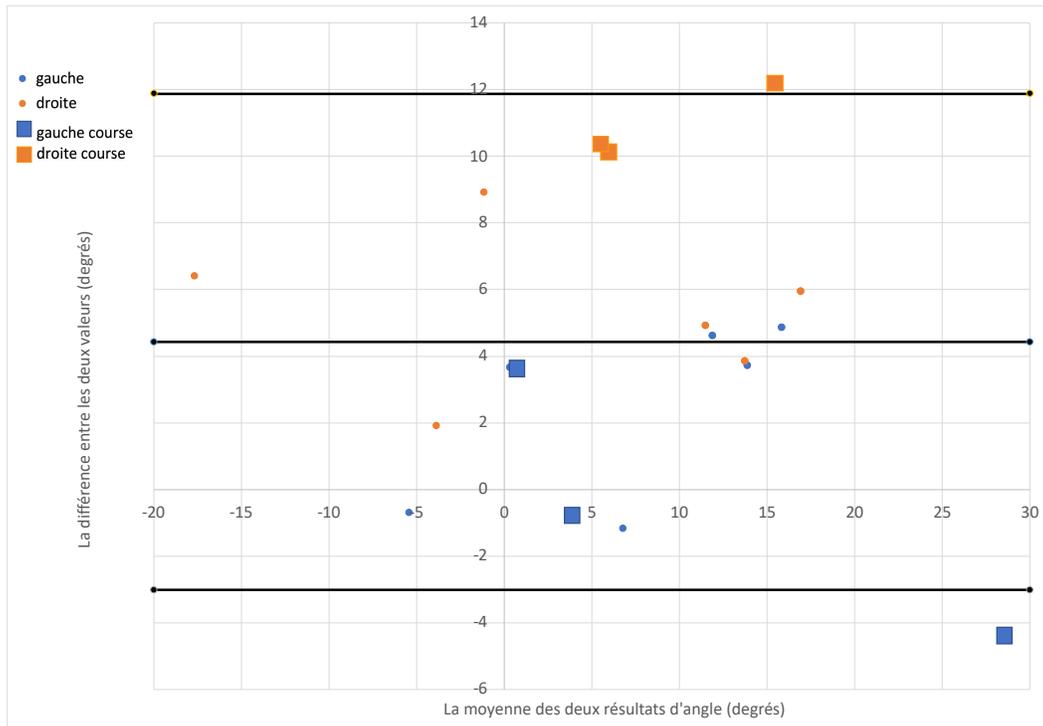


Figure 4.5 - Graphique des résultats d'angle minimal de rotation de l'épaule (les résultats positifs sont de la rotation interne) pour tous les participants entre les deux protocoles

Comme mentionné dans la figure 4.5 la différence entre les résultats des deux protocoles varie de 12 à -4 degrés. La rotation de l'épaule gauche semble avoir une différence moins significative que l'épaule droite. Les moyennes des 30 cycles de propulsion vont de -17,7 à 28,5 degrés. Les deux résultats sur le graphique qui dépassent la limite d'agrément appartiennent au participant 2 pour la propulsion du FRM de course.

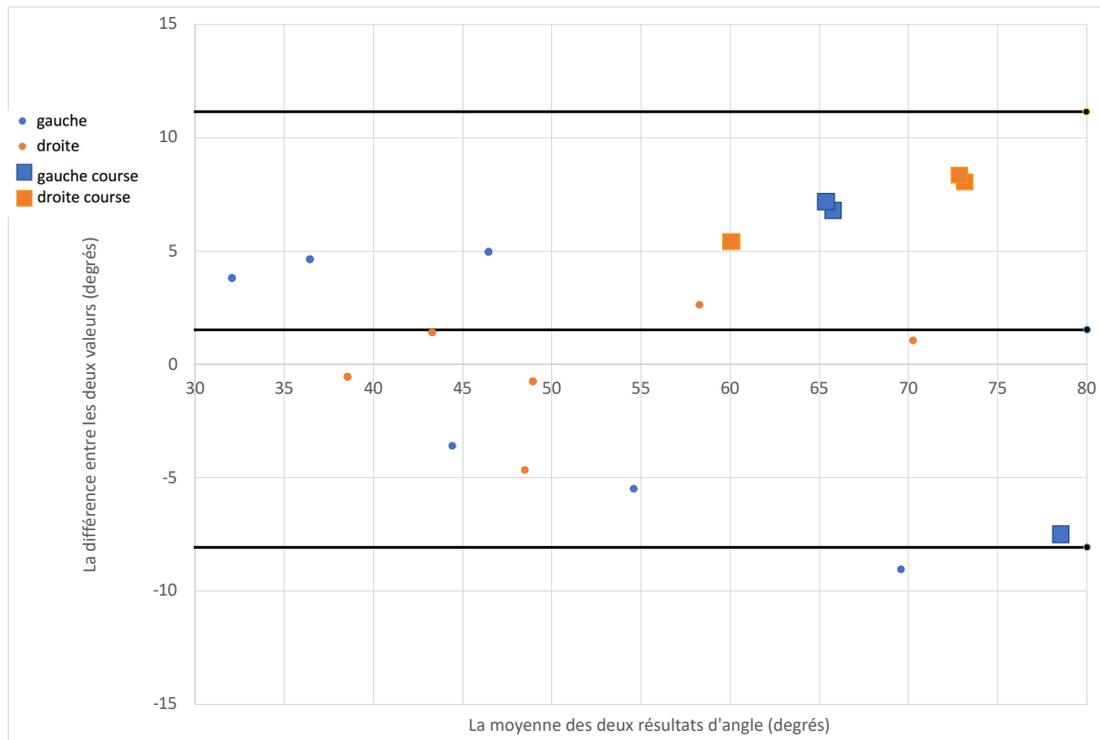


Figure 4.6 - Graphique des résultats d'angle maximal de la rotation de l'épaule pour tous les participants entre les deux protocoles

Dans la figure 4.6, la répartition des résultats de la rotation de l'épaule droite et gauche est la même et la différence entre les deux valeurs des protocoles varie entre environ -8 et 8 degrés. La moyenne des angles de rotation maximale se situe entre 32,0 et 72,8 degrés. La valeur qui dépasse la limite d'agrément appartient au participant 2 pour la vitesse de 2,6 m/s sur un FRM standard.

#### 4.2 Angles articulaires pour la propulsion sur un FRM standard

La prochaine section des résultats contient des valeurs seulement pour la propulsion d'un FRM standard. Il a été impossible d'avoir des résultats d'angles articulaires pour le coude et le poignet en propulsion d'un FRM de course. Au début, les participants étaient instrumentées pour avoir des résultats d'angle du coude et du poignet sur les deux FRM, par contre la posture et le type de propulsion sur un FRM d'athlétisme n'a pas permis d'obtenir des angles articulaires pour ces articulations. Ce résultat non concluant laisse la place à améliorer les techniques de capture du mouvement humain dans cette condition.

#### 4.2.1 Résultats de l'angle de flexion du coude

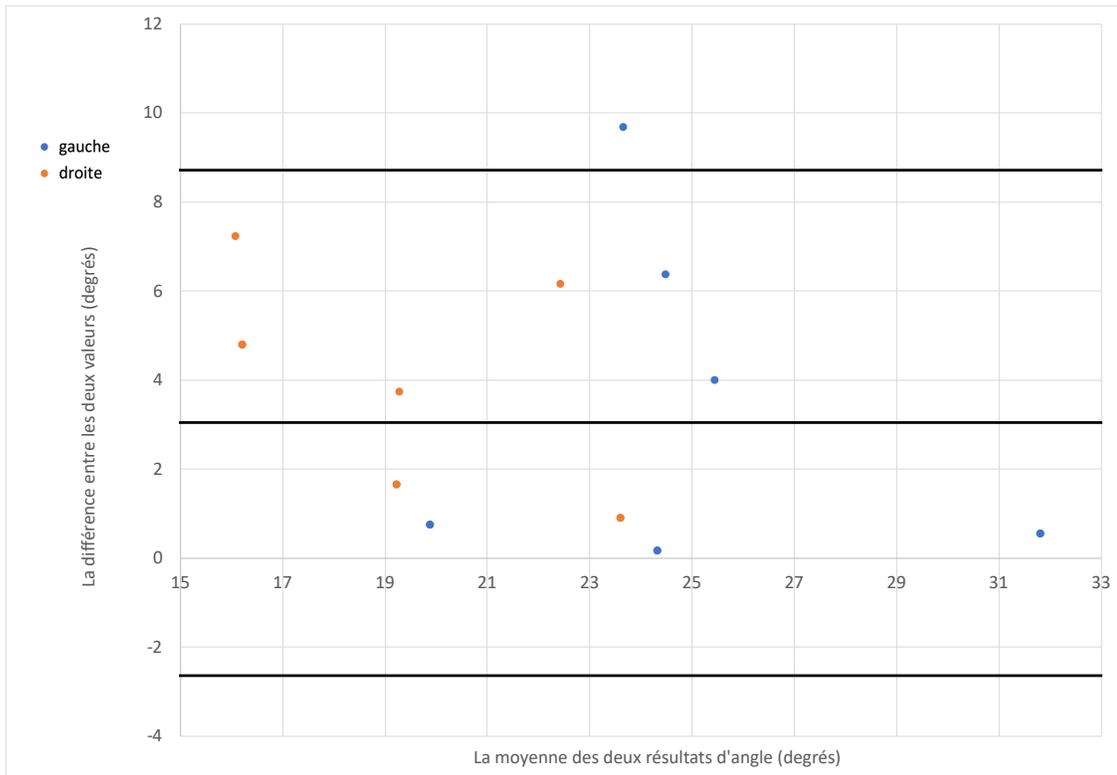


Figure 4.7 - Graphique des résultats d'angle minimum de flexion du coude pour tous les participants entre les deux protocoles

La répartition des résultats de flexion du coude droit et gauche dans la figure 4.7 est la même et la différence entre les deux valeurs des protocoles varie entre environ 0 et 9 degrés. La moyenne des angles de flexion minimum se situe entre 16,1 et 31,1 degrés. La valeur qui dépasse la limite d'agrément appartient au participant 2 pour la vitesse de 2,6 m/s sur un FRM standard.

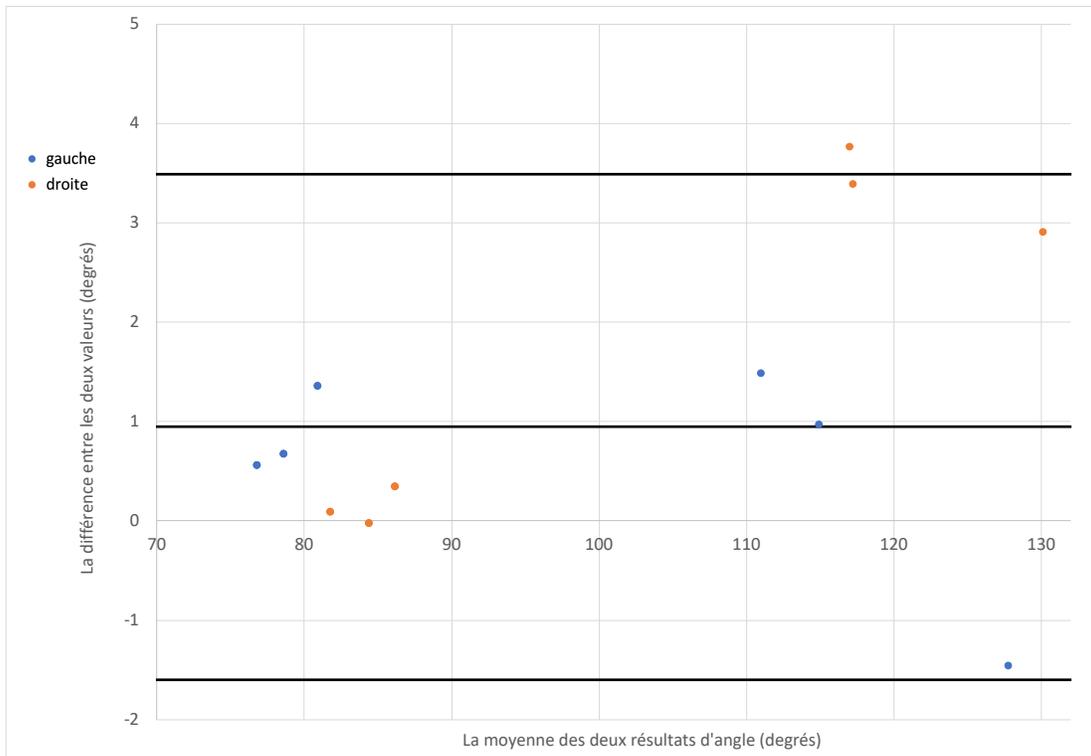


Figure 4.8 - Graphique des résultats d'angle maximal de flexion du coude pour tous les participants entre les deux protocoles

Comme mentionné dans la figure 4.8 la différence entre les valeurs obtenues d'angle maximal de flexion du coude avec le protocole de mesure du mouvement et le protocole de référence est plus près de la différence moyenne pour le coude gauche. La différence des résultats du coude droit semble varier entre 0 et 3,5 degrés comparativement au gauche qui semble plus près du -0,5 et 1,5 degré. La moyenne des angles pour les deux protocoles varie pour les 30 cycles de poussées combinées de 76,7 à 130,1 degrés. La valeur qui dépasse la limite d'agrément appartient au participant 2 pour la vitesse de 1,0 m/s sur un FRM standard.

#### 4.2.2 Résultats de l'angle de pronation de l'avant-bras

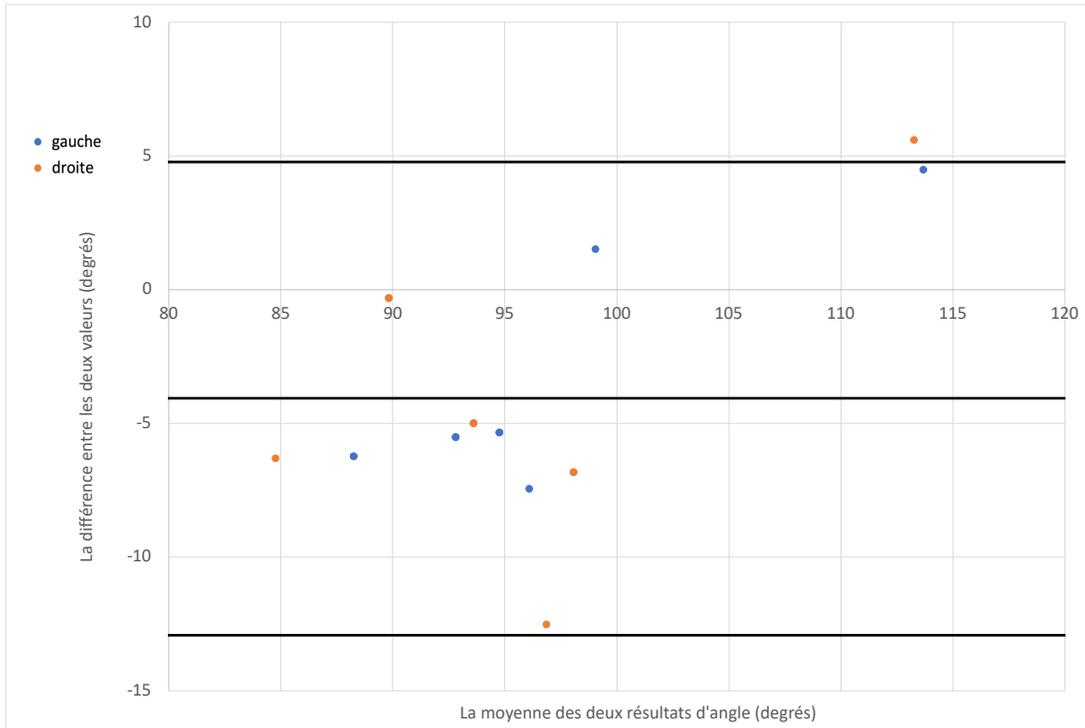


Figure 4.9 - Graphique des résultats d'angle minimal de la pronation de l'avant-bras pour tous les participants entre les deux protocoles

Dans la figure 4.9, la répartition des résultats du poignet droit et gauche semble la même et la différence entre les deux valeurs des protocoles varie entre environ -12 et 5 degrés. La moyenne des angles de pronation de l'avant-bras se situe entre 88,2 et 113,7 degrés. La valeur qui dépasse la limite d'agrément appartient au participant 2 pour la vitesse de 1,0 m/s sur un FRM standard.

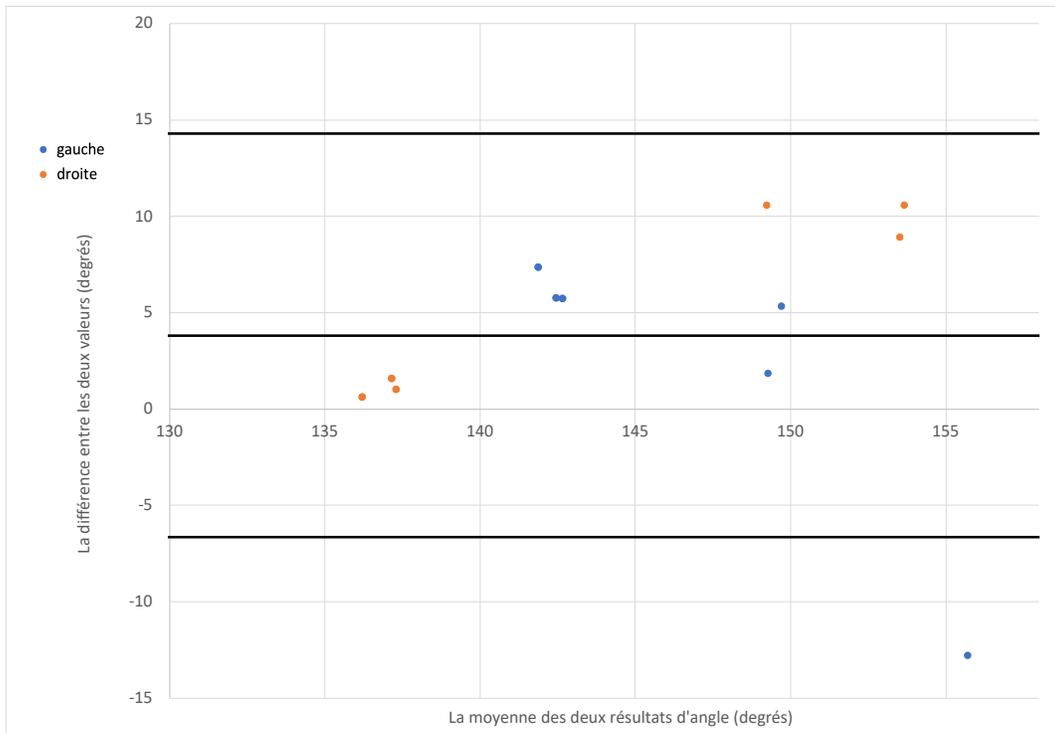


Figure 4.10 - Graphique des résultats d'angle maximal la pronation de l'avant-bras pour tous les participants entre les deux protocoles

Les résultats d'angle maximal de la pronation de l'avant-bras mentionné dans la figure 4.10 ont une différence entre -5 et 12 degrés pour les deux épaules, droite et gauche. Toutefois, la valeur qui dépasse la limite d'agrément appartient au participant 2 pour la vitesse de 2,6 m/s sur un FRM standard. La moyenne des deux protocoles pour les 30 cycles de propulsion donne des angles qui restent entre 136,2 et 153,7 degrés.

### 4.2.3 Résultats de l'angle de flexion du poignet

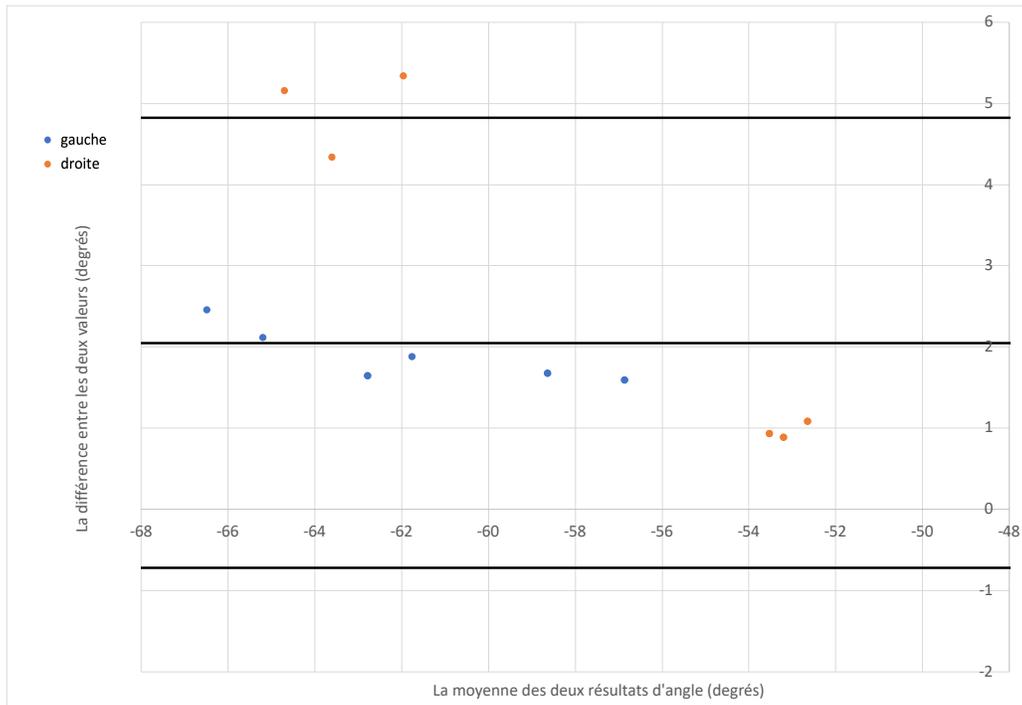


Figure 4.11 - Graphique des résultats d'angle minimal de la flexion du poignet pour tous les participants entre les deux protocoles

Dans la figure 4.11, la différence entre les valeurs obtenues d'angle minimal de la flexion du poignet avec le protocole de mesure du mouvement et le protocole de référence est plus près du biais pour le coude gauche. La différence du coude droit varie entre 1 et 5,5 degrés comparativement au gauche qui est plus près du -2 degrés. La moyenne des angles pour les deux protocoles varie pour les 30 cycles de poussées combinées de -65,2 à -53,2 degrés. La valeur qui dépasse la limite d'agrément appartient au participant 2 pour la vitesse de 1,0 m/s et 1,8 m/s sur un FRM standard.

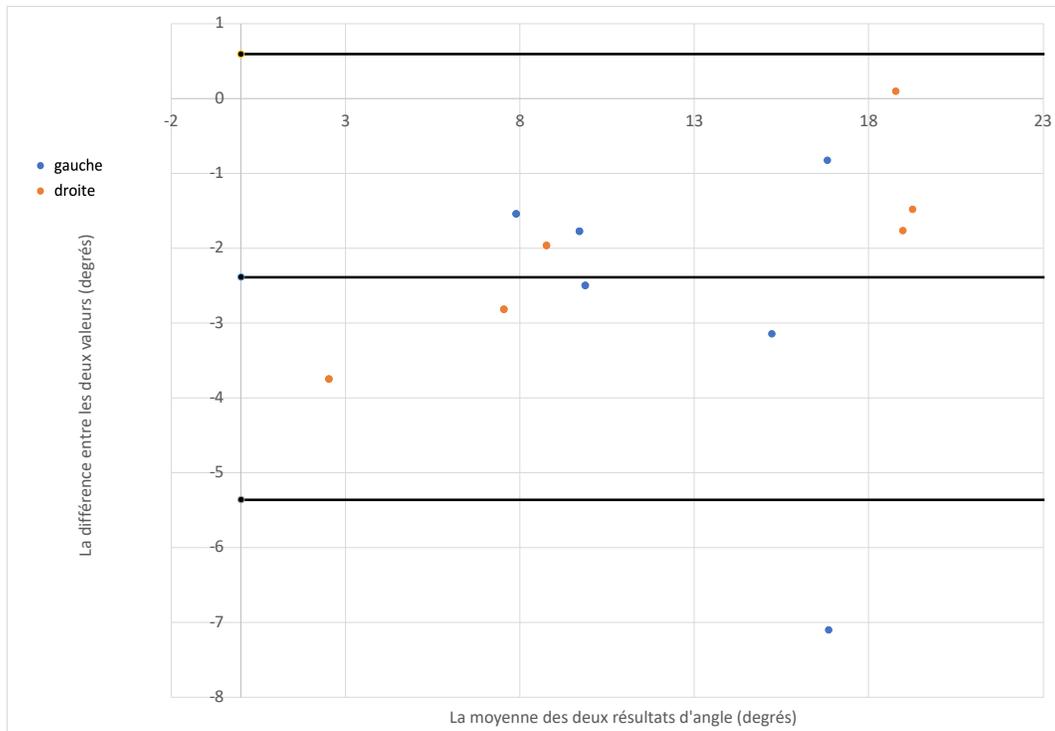


Figure 4.12 - Graphique des résultats d'angle maximal de la flexion du poignet pour tous les participants entre les deux protocoles

La répartition des résultats du poignet droit et gauche dans la figure 4.12 est la même et la différence entre les deux valeurs des protocoles varie entre environ -5 et 0 degré. La moyenne des angles de flexion du poignet se situe entre 2,5 et 19,2 degrés. La valeur qui dépasse la limite d'agrément appartient au participant 2 pour la vitesse de 2,6 m/s sur un FRM standard.

#### 4.2.4 Résultats de l'angle de la déviation ulnaire du poignet

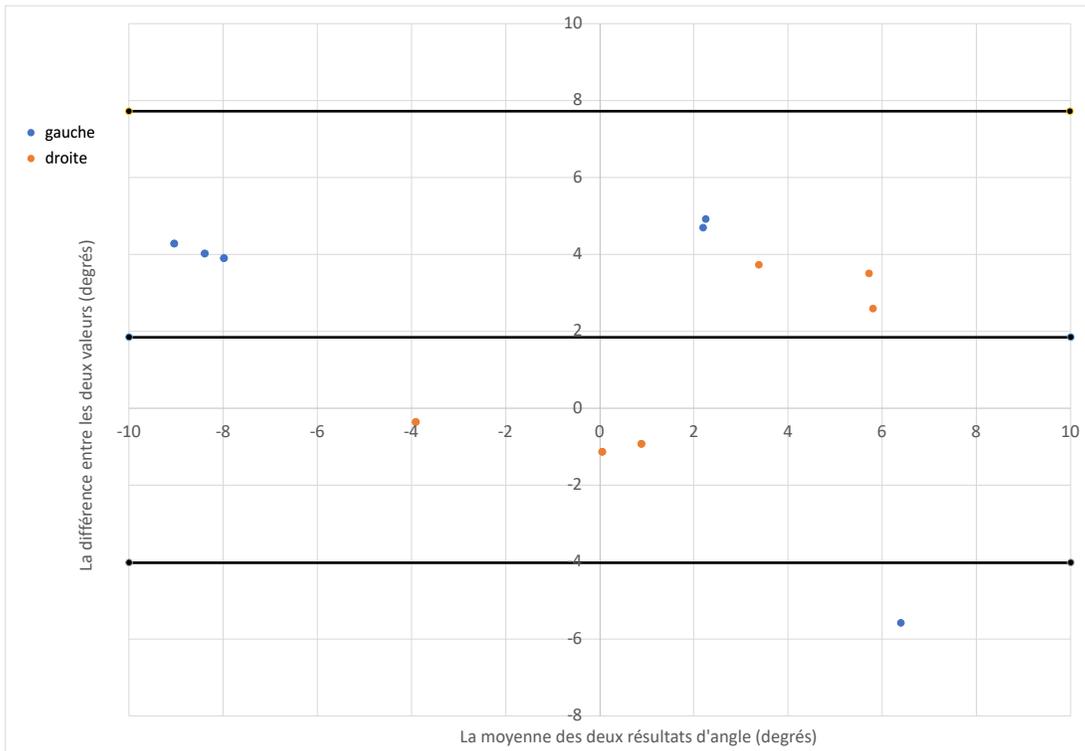


Figure 4.13 - Graphique des résultats d'angle minimal de la déviation du poignet pour tous les participants entre les deux protocoles

Dans la figure 4.13, la répartition des résultats pour la déviation du poignet droit et gauche est la même et la différence entre les deux valeurs des protocoles varie entre environ -5 et 8 degrés. La moyenne des angles de déviation minimum se situe entre -9,0 et 6,4 degrés. La valeur qui dépasse la limite d'agrément appartient au participant 2 pour la vitesse de 2,6 m/s sur un FRM standard.

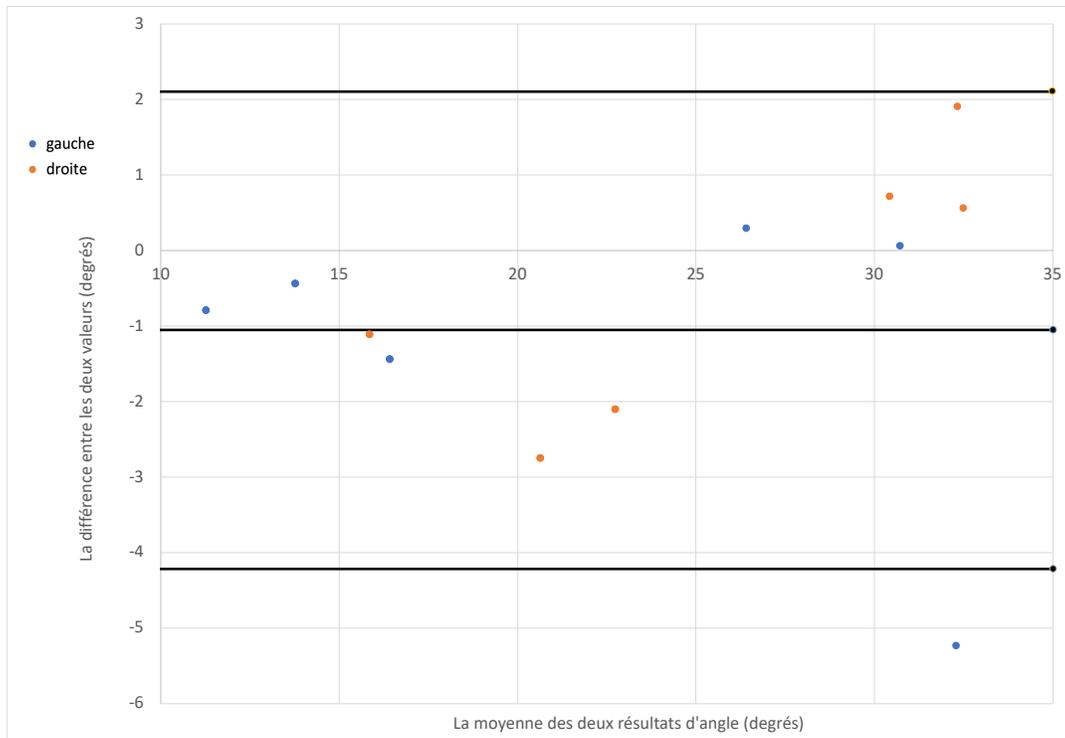


Figure 4.14 - Graphique des résultats d'angle maximal de la déviation du poignet pour tous les participants entre les deux protocoles

Comme mentionné dans la figure 4.14 la répartition des résultats pour la déviation du poignet droit et gauche est la même et la différence entre les deux valeurs des protocoles varie entre environ -4 et 2 degrés. La moyenne des angles de déviation minimum se situe entre 11,3 et 32,8 degrés. La valeur qui dépasse limite d'agrément appartient au participant 2 pour la vitesse de 2,6 m/s sur un FRM standard.

#### 4.2.5 Résumé des résultats des angles articulaires

Outre certains résultats obtenus avec le participant 2 à une vitesse de 2,6 m/s, les différences entre les mesures d'angle entre les deux protocoles ont une limite d'agrément maximal de 5,34 degrés et minimal de 1,3 degré. Les angles obtenus les moins précis sont pour les valeurs maximales de pronation de l'avant-bras ( $\pm 5,3$ ), pour les valeurs minimales de pronation de l'avant-bras ( $\pm 4,5$ ), pour la rotation de l'épaule maximale ( $\pm 4,90$ ) et pour les résultats maximaux d'élévation de l'épaule ( $\pm 4,1$ ). Les autres limites d'agrément standard sont moins de 4 degrés pour tous les autres angles calculés.

#### 4.3 Résultats de l'efficacité des protocoles

##### 4.3.1 Temps des différentes tâches d'instrumentation et de traitement des données

Tableau 4.1 - Les résultats des temps d'instrumentation et de traitements des données

Participants	Temps d'instrumentation du protocole de référence (min)	Temps de labelling du protocole de référence (min)	Temps total protocole de référence (min)	Temps d'instrumentation du protocole expérimentale (min)	Temps de labelling du protocole expérimentale (min)	Temps total protocole de référence (min)
P01	4,2	49,8	54	8,5	0	8,5
P02	5,1	27,6	32,7	9,6	0	9,6
P03	3,3	53	56,3	11,4	0	11,4
Moyenne totale			47,7			9,8
Écart-type			13			1,5
Valeur p	0,036					

Dans le tableau 4.1, la valeur p (0,036) est inférieure à 0,05 ce qui démontre une différence significative entre les deux résultats pour les temps d'instrumentation et de traitement des données. En moyenne il faut 47,7 minutes pour instrumenter et traiter les résultats lors de l'utilisation du protocole de référence, comparativement à 9,8 minutes lorsque le protocole expérimental est utilisé.

#### 4.4 Conclusion des résultats

Pour conclure la section des résultats, ceux-ci semblent valider le protocole de mesure du mouvement, puisque les écarts des résultats des angles articulaires ont une limite d'agrément de  $\pm 5$  degrés. Il est toutefois possible de constater grâce aux résultats bruts que le participant 2 avait des erreurs plus grandes que les autres, ces résultats seront expliqués dans le chapitre suivant. La prochaine section du mémoire discutera des résultats et permettra d'établir les limites ainsi que les grandes lignes pour améliorer les protocoles des futures études.

## CHAPITRE 5

### Discussion

Tout d'abord, l'objectif de ce mémoire était de créer et de valider un protocole de mesure du mouvement humain durant la propulsion d'une FRM manuel standard et de course, qui serait plus efficace au niveau de l'instrumentation et du traitement des données. À la suite des résultats obtenus, il est possible d'affirmer que le protocole de mesure du mouvement fonctionne et qu'il a été plus efficace que celui de référence. Les principaux points qui permettent d'affirmer la validation du protocole expérimental seront discutés dans ce chapitre.

Le protocole de mesure du mouvement donne des résultats semblables au protocole de référence et ceux-ci démontrent qu'il est plus efficace en termes de temps total d'instrumentation et de traitement des données. Le temps utilisé pour instrumenter et traiter les données a été plus rapide pour le protocole expérimental (9 min) que celui de référence (47 min) pour analyser un participant. Il faut tout de même mentionner qu'une grande partie du temps pour le protocole de référence est consacré à la tâche du labelling. La tâche du labelling consiste à identifier les marqueurs libres de l'acquisition dans le système. Au départ les marqueurs libres positionnés sur le participant ne peuvent pas être préenregistrés et il peut y avoir de l'occlusion durant la propulsion du FRM. Dès qu'il y a la perte d'un marqueur par les caméras celui-ci doit être identifié manuellement dans le système par le chercheur. Si une recherche demande moins d'acquisitions que celle-ci, le temps consacré au labelling diminue et le protocole de référence verrait son temps diminuer. Si le temps de labelling diminue, le protocole de référence pourrait éventuellement devenir plus efficace que pour une recherche avec plusieurs acquisitions. Cette présente étude contenait au total 20 acquisitions par participant, il est donc possible d'affirmer qu'à ce nombre le protocole d'analyse du mouvement humain est plus rapide pour l'instrumentation et le traitement des données. Le protocole de mesure du mouvement est efficace, car les plaques rigides combinées au probing permettent une identification quasi automatique de tous les points anatomiques durant le traitement des données, ce qui rend les manipulations plus rapides lorsqu'un même participant fait plusieurs tâches. Toutefois, les manipulations de probing demandent plus de temps que d'instrumenter les participants avec des marqueurs libres. Cela dit le protocole de référence pourrait être plus efficace si la tâche de labelling est moins importante, puisque de positionner des marqueurs libres est une tâche plus rapide que de faire les manipulations de probing. Il faudrait faire des tests dans d'autres situations comprenant moins d'acquisitions et moins d'occlusion des marqueurs pour permettre de définir si le protocole de mesure du

mouvement est plus efficace dans toutes les circonstances, par contre, pour cette recherche, c'est à partir de 4 acquisitions et plus que le protocole de mesure du mouvement humain est plus efficace que celui de référence.

La collecte de donnée avec des systèmes optoélectronique est plus facile lorsqu'on analyse des mouvements statiques que des mouvements dynamiques et elle est plus difficile pour des articulations à plusieurs degrés de liberté (Lempereur *et al.*, 2014 ; van Andel *et al.*, 2008 ; Warner *et al.*, 2015). En effet, pour une position statique, il est plus facile de réduire les occlusions en optimisant le positionnement des caméras, alors que pour un mouvement dynamique, il y a davantage de chance d'avoir des instants où le positionnement ou le nombre de caméras est insuffisant. C'est pourquoi nous voulions tester le protocole dans différentes situations et sur plusieurs articulations différentes pour définir si notre protocole était efficace. En utilisant deux types de FRM, en variant les vitesses de propulsion et en instrumentant le tronc, l'épaule, le coude, le poignet et la main, nous avons obtenu des résultats selon différentes situations qui nous permet de valider le protocole de mesure du mouvement humain. Malheureusement les angles articulaires du coude et du poignet ont été abandonnés durant la propulsion du FRM de course, puisqu'il était impossible de voir assez longtemps les marqueurs libres du protocole de référence en raison de l'occlusion de ceux-ci. La trajectoire des segments déployée lors de la propulsion d'un FRM de course rend invisibles aux caméras certains marqueurs qui sont utilisés dans le protocole de référence durant un long moment et leur identification était impossible. Les résultats d'angle articulaires pour le coude, le poignet et la main n'étaient donc pas concluants durant la propulsion d'un FRM de course, il faudrait utiliser un autre protocole de référence pour permettre d'obtenir des données et de valider le protocole de mesure du mouvement humain. De plus, pour améliorer le protocole de mesure du mouvement il y a deux marqueurs sur les mains qui devront être reconsidérés en raison de l'occlusion.

Le participant 2 a obtenu des erreurs plus grandes que les participants 1 et 3, notamment pour 12 résultats d'angle articulaire, soit pour 11 acquisitions différentes. Les résultats du participant 2 ayant un écart plus grand se retrouvent pour l'angle minimal et maximal de rotation de l'épaule en propulsion de course, pour le côté gauche et seulement l'angle de rotation de l'épaule minimal, pour le côté droit. Ensuite, pour l'angle maximal de flexion du coude du côté gauche lors de la propulsion à 2,6 m/s et celui du côté minimal du côté droit à vitesse de 1,0 m/s. Pour continuer, il y a l'angle de pronation de l'avant-bras minimal du côté droit à une vitesse de 1,0 m/s et celui maximal du côté gauche à une vitesse de 2,6 m/s. Durant une acquisition de la flexion du poignet minimal deux points sont plus loin de la limite d'agrément, soit pour le

côté droit durant une propulsion de 1,0 m/s et pour une vitesse de 1,8 m/s. Pour terminer, il y a les acquisitions d'angle du poignet du côté gauche à une vitesse de 2,6 m/s pour l'angle maximal de flexion, l'angle minimal et maximal de déviation. Ces résultats pourraient s'expliquer par le fait que nous avons eu des difficultés à positionner les sangles de GoPro et les collants sur le participant 2 en raison de la sueur qu'il produisait. Il y a de fortes probabilités que les corps rigides et les marqueurs libres aient bougé durant les tâches et affecté la précision des résultats. De plus, les équipements utilisés (courroie de GoPro, papier collant, etc) devraient être améliorés en prenant en compte les facteurs tels que la sueur, les bras de levier, les tissus des courroies et la configuration des corps rigides.

Nous avons pour les tâches de propulsion d'un FRM standard et de course des résultats d'angles pour l'épaule, le coude et le poignet qui avait un écart maximal entre les deux protocoles d'environ 10 degrés. L'écart entre les deux protocoles d'environ 10 degrés provient de l'addition de 2 fois le plus grand écart-type obtenu dans cette recherche. Cette limite d'agrément pour des résultats d'angle articulaire d'un mouvement dynamique semblerait permettre de comprendre l'action exécutée et en tirer des conclusions concernant le mouvement effectué par les utilisateurs de FRM (Boninger *et al.*, 1998 ; Koontz *et al.*, 2002). En effet, dans les recherches de Boninger et al, ainsi que dans Koontz et al, les résultats varient entre les participants pour une vitesse constante d'environ de 6 à 12 degrés pour les angles de l'épaule. Une variation d'environ 10 degrés semble être une tendance acceptable qui donne des résultats représentatifs des tâches de propulsion d'un FRM. Le résultat de 10 degrés est toutefois différent pour cette étude, puisqu'il est la différence entre deux protocoles et non entre différentes études à vitesse constante. Il est simplement possible d'en tirer que dans la littérature une différence de 6-12 degrés existe selon les tâches et la vitesse de propulsion. Cette différence de 10 degrés entre les deux protocoles peut provenir du mouvement de la peau et des muscles sur les articulations, autrement dit l'artéfact des tissus mous, qui peut provoquer des erreurs dans les résultats d'angles articulaires et même provoquer des doutes concernant les résultats obtenus. L'artéfact des tissus mous est une problématique dans le domaine de la biomécanique et les résultats seront influencés selon la physiologie du participant, et ce pour les deux protocoles. Cependant, il a été possible d'observer que le bras de levier provoqué par les courroies de GoPro utilisé dans le protocole de mesure du mouvement a peut-être augmenté l'effet de l'artéfact des tissus mous durant les tâches de propulsion d'un FRM de course. Lorsque les participants exécutaient les tâches de propulsion en FRM de course, il était possible d'observer que les corps rigides bougeaient autour de l'axe de rotation, puis cette observation a été confirmée en demandant ce que les participants ressentaient. Ceux-ci avaient la sensation que les corps rigides avaient un mouvement de rotation autour

de leurs segments lorsqu'ils étaient à des vitesses plus hautes que ceux en propulsion d'un FRM standard. Bien que les corps rigides pussent être positionnés selon un angle qui ne permettait aucun accrochage avec le FRM pendant la propulsion, celui-ci semblait trop lourd et bougeait durant les tâches. Pour réduire ce mouvement involontaire des plaques, il faudrait réduire le moment d'inertie des corps rigides en les rapprochant de la courroie qui est attachée aux segments et donc en rapprochant les plaques le plus possible à la peau. Pour limiter l'impact de cette rotation des plaques, l'analyse des données a été effectuée en mesurant la rotation humérale à partir des marqueurs de l'épaule, du coude et du poignet et non à partir de la rotation du corps rigide.

Pour continuer, une des limites du projet est que la problématique concernant l'instrumentation de la scapula n'a pas été abordée lors de la création du protocole de mesure du mouvement, car l'objectif était de permettre de créer un protocole moins chronophage qui donnerait les mêmes résultats que celui de préférence. La scapula n'a pas été considérée comme une articulation affectant le mouvement, malgré qu'elle a un impact important pour la stabilité de l'épaule durant la propulsion d'un FRM (Lempereur *et al.*, 2014 ; Warner *et al.*, 2015). Pour avoir une analyse plus complète, elle devrait être introduite dans les futurs protocoles d'analyse du mouvement humain. Un point important pour la continuité de cette recherche serait de tester le protocole dans un endroit plus près de la réalité des utilisateurs de FRM. Sur le terrain la propulsion d'un FRM est différente que sur un rouleau et les résultats pourraient être différents qu'en laboratoire. Par la suite, le nombre de participants est petit (3) et il faudrait tester le protocole de mesure du mouvement humain avec un échantillonnage plus grand pour le valider officiellement. Le protocole de mesure du mouvement humain explore les possibilités de l'utilisation de corps rigide pour analyser des tâches dynamiques et certains points clés seront à améliorer.

Pour conclure cette section, il est important dans le futur d'explorer la rapidité du protocole de mesure du mouvement humain créé dans cette recherche durant d'autres tâches et dans un environnement plus spécifique aux utilisateurs de FRM, de modifier les matériaux utilisés et d'incorporer la scapula pour une analyse biomécanique plus complète. Toutefois, il est possible de mentionner que le protocole de mesure du mouvement humain présenté dans ce document est validé et efficace en temps d'instrumentation et de traitement des données. Les résultats d'angle entre le protocole de référence et expérimental étaient environ au maximum 10 degrés. Au final, le but de s'intéresser à la recherche sur l'analyse de la propulsion en FRM est de rendre plus efficaces les interventions auprès de cette clientèle qui développe régulièrement des douleurs aux épaules.

## CONCLUSION

L'objectif de ce projet était de définir un protocole de mesure du mouvement de propulsion en FRM standard et sportif, basé à la fois sur des marqueurs libres et des corps rigides, qui vise à accélérer l'instrumentation et le traitement des données. Les résultats obtenus ont validé le protocole de mesure du mouvement. Tout d'abord, ceux-ci permettent une représentation du mouvement réellement exécuté par les utilisateurs de FRM. De plus, le protocole de mesure du mouvement humain a été plus efficace, en obtenant un temps d'instrumentation combiné aux traitements des données beaucoup plus rapide que celui de référence. Il a été déterminé à l'aide des temps d'instrumentation et de traitement des données qu'en bas de quatre acquisitions le protocole de référence serait plus efficace que celui qui a été créé. Le protocole de mesure du mouvement demande moins de temps post-acquisition, mais pour quelques acquisitions seulement l'utilisation des marqueurs libres diminue considérablement le temps d'instrumentation des participants.

Ce nouveau protocole d'analyse du mouvement humain permettra de faciliter les futures recherches sur la biomécanique de la propulsion en FRM et sportif. Avec ses résultats, il peut permettre d'identifier les points à améliorer pour créer un protocole encore plus efficace. Les recommandations dans ce document peuvent permettre de faire augmenter l'efficacité des collectes en laboratoire et donc d'accroître le nombre de recherches sur la propulsion en FRM ou sportif. Ce projet peut avoir un impact important sur l'identification des techniques de propulsion optimales, l'amélioration du positionnement des caméras, les modifications à faire sur les fauteuils roulants, ou encore suite les modes d'intervention en activité physique visant à réduire le risque de pathologies aux épaules.

## BIBLIOGRAPHIE ET RÉFÉRENCE

Allard, P., Dalleau, G., Begon, M. et Blanchi, J.-P. (2011). *Analyse du mouvement humain par la biomécanique* (3e éditions).

An, K.-N., Browne, A., Korinek, A. o., Tanaka, S. et Morrey, B. F. (1991). *Three-dimensional kinematics of glenohumeral elevation*, 9, 143-149.

Anglin, C. et Wyss, U. P. (2000). Review of arm motion analyses. *Proceedings of the Institution of Mechanical Engineers, Part H: Journal of Engineering in Medicine*, 214(5), 541-555. <https://doi.org/10.1243/0954411001535570>

Barbin, B. M., Bilard, J., Gaviria, M., Ohanna, F. et Varray, A. (1999). *La mesure d'indépendance fonctionnelle chez le paraplégique traumatique : étude différentielle d'un groupe sportif et non sportif*, 42(6), 297-305.

Boninger, M. L., Baldwin, M., Cooper, R. A., Koontz, A. et Chan, L. (2000). Manual wheelchair pushrim biomechanics and axle position. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, 81(5), 608-613. [https://doi.org/10.1016/S0003-9993\(00\)90043-1](https://doi.org/10.1016/S0003-9993(00)90043-1)

Boninger, M. L., Cooper, R. A., Baldwin, M. A., Shimada, S. D. et Koontz, A. (1999). Wheelchair pushrim kinetics: Body weight and median nerve function. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, 80(8), 910-915. [https://doi.org/10.1016/S0003-9993\(99\)90082-5](https://doi.org/10.1016/S0003-9993(99)90082-5)

Boninger, M. L., Cooper, R. A., Shimada, S. D. et Rudy, T. E. (1998). Shoulder and elbow motion during two speeds of wheelchair propulsion: a description using a local coordinate system. *Spinal Cord*, 36(6), 418-426. <https://doi.org/10.1038/sj.sc.3100588>

Boninger, M. L., Koontz, A. M., Sisto, S. A., Dyson-Hudson, T. A., Chang, M., Price, R. et Cooper, R. A. (2004). Pushrim biomechanics and injury prevention in spinal cord injury: Recommendations based on CULP-SCI investigations. *The Journal of Rehabilitation Research and Development*, 42(3sup1), 9. <https://doi.org/10.1682/JRRD.2004.08.0103>

Boninger, M. L., Souza, A. L., Cooper, R. A., Fitzgerald, S. G., Koontz, A. M. et Fay, B. T. (2002).

Propulsion patterns and pushrim biomechanics in manual wheelchair propulsion. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, 83(5), 718-723. <https://doi.org/10.1053/apmr.2002.32455>

Browne, A., Hoffmeyer, P., Tanaka, S. et Morrey, B. (1990). *Glenohumeral elevation studied in three dimensions*, 72-B. <https://doi.org/10.1302/0301-620X.72B5.2211768>

Cappozzo, A., Catani, F., Leardini, A., Benedetti, M. G. et Della Croce, U. (1996). *Position and orientation in space of bones during movement : experimental artefacts*, 11(2), 90-100.

Chénier, F. (2012). *Développement d'un simulateur de propulsion en fauteuil roulant manuel avec biofeedback haptique* [École de technologie supérieur].

Chénier, F. (2021). Kinetics Toolkit: An Open-Source Python Package to Facilitate Research in Biomechanics. *Journal of Open Source Software*, 6(66), 3714. <https://doi.org/10.21105/joss.03714>

Chénier, F., Alberca, I., Faupin, A. et Gagnon, D. H. (2022). *Interpreting the tilt-and-torsion method to express shoulder joint kinematics*. <https://doi.org/10.1016/j.clinbiomech.2022.105573>

Cooper, J. E., Shwedyk, E., Quanbury, A. O., Miller, J. et Hildebrand, D. (1993). Elbow joint restriction: Effect on functional upper limb motion during performance of three feeding activities. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, 74(8), 805-809. [https://doi.org/10.1016/0003-9993\(93\)90005-U](https://doi.org/10.1016/0003-9993(93)90005-U)

Craig. (1987). *Introduction to robotics*.

Curtis, K. A., Drysdale, G. A., Lanza, R. D., Kolber, M., Vitolo, R. S. et West, R. (1999). Shoulder pain in wheelchair users with tetraplegia and paraplegia. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, 80(4), 453-457. [https://doi.org/10.1016/S0003-9993\(99\)90285-X](https://doi.org/10.1016/S0003-9993(99)90285-X)

Dalyan, M., Cardenas, D. et Gerard, B. (1999). Upper extremity pain after spinal cord injury. *Spinal Cord*, 37(3), 191-195. <https://doi.org/10.1038/sj.sc.3100802>

Dufour, M., Pillu, M., Langlois, K., Del Valle Acedo, S., Lavaste, F. et Pillet, H. (2017). *Biomécanique fonctionnelle* (2e édition).

Dumas, R., Chèze, L. et Verriest, J.-P. (2007). Adjustments to McConville et al. and Young et al. body

segment inertial parameters. *Journal of Biomechanics*, 40(3), 543-553.  
<https://doi.org/10.1016/j.jbiomech.2006.02.013>

Dyson-Hudson, T. A. et Kirshblum, S. C. (2004). Shoulder Pain In Chronic Spinal Cord Injury, Part 1: Epidemiology, Etiology, And Pathomechanics. *The Journal of Spinal Cord Medicine*, 27(1), 4-17.  
<https://doi.org/10.1080/10790268.2004.11753724>

Ebaugh, D. et Finley, M. (2017). Muscle Activation Associated with Scapular Function and Dysfunction. Dans W. B. Kibler et A. D. Sciascia (dir.), *Disorders of the Scapula and Their Role in Shoulder Injury* (p. 25-33). Springer International Publishing. [https://doi.org/10.1007/978-3-319-53584-5\\_3](https://doi.org/10.1007/978-3-319-53584-5_3)

Finley, M. A., Rasch, E. K., Keyser, R. E. et Rodgers, M. M. (2004). The biomechanics of wheelchair propulsion in individuals with and without upper-limb impairment. *The Journal of Rehabilitation Research and Development*, 41(3b), 385. <https://doi.org/10.1682/JRRD.2004.03.0385>

Frost, P., Bonde, J. P. E., Mikkelsen, S., Andersen, J. H., Fallentin, N., Kaergaard, A. et Thomsen, J. F. (2002). Risk of shoulder tendinitis in relation to shoulder loads in monotonous repetitive work. *American Journal of Industrial Medicine*, 41(1), 11-18. <https://doi.org/10.1002/ajim.10019>

Grisé, E., Boisjoly, G., Maguire, M. et El-Geneidy, A. (2019). Elevating access: Comparing accessibility to jobs by public transport for individuals with and without a physical disability. *Transportation Research Part A: Policy and Practice*, 125, 280-293. <https://doi.org/10.1016/j.tra.2018.02.017>

Heyward, O. W., Vegter, R. J. K., de Groot, S. et van der Woude, L. H. V. (2017). Shoulder complaints in wheelchair athletes: A systematic review. *PLOS ONE*, 12(11), e0188410.  
<https://doi.org/10.1371/journal.pone.0188410>

Johnson, G. R., Stuart, P. R. et Mitchell, S. (1993). A method for the measurement of three-dimensional scapular movement. *Clinical Biomechanics*, 8(5), 269-273. [https://doi.org/10.1016/0268-0033\(93\)90037-I](https://doi.org/10.1016/0268-0033(93)90037-I)

Katzmarzyk, P. T., Church, T. S., Craig, C. L. et Bouchard, C. (2009). Sitting Time and Mortality from All Causes, Cardiovascular Disease, and Cancer. *Medicine & Science in Sports & Exercise*, 41(5), 998-1005.  
<https://doi.org/10.1249/MSS.0b013e3181930355>

Kontaxis, A., Cutti, A. G., Johnson, G. R. et Veeger, H. E. J. (2009). A framework for the definition of

standardized protocols for measuring upper-extremity kinematics. *Clinical Biomechanics*, 24(3), 246-253. <https://doi.org/10.1016/j.clinbiomech.2008.12.009>

Koontz, A. M., Cooper, R. A., Boninger, M. L., Souza, A. L. et Fay, B. T. (2002). *Shoulder kinematics and kinetics during two speeds of wheelchair propulsion*, 39(6), 16.

Kotajarvi, B. R., Sabick, M. B., An, K.-N., Zhao, K. D., Kaufman, K. R. et Basford, J. R. (2004). The effect of seat position on wheelchair propulsion biomechanics. *The Journal of Rehabilitation Research and Development*, 41(3b), 403. <https://doi.org/10.1682/JRRD.2003.01.0008>

Kulig, K., Rao, S. S., Mulroy, S. J., Newsam, C. J., Gronley, J. K., Bontrager, E. L. et Perry, J. (1998). Shoulder Joint Kinetics During the Push Phase of Wheelchair Propulsion: *Clinical Orthopaedics and Related Research*, 354, 132-143. <https://doi.org/10.1097/00003086-199809000-00016>

Labriola, J. E., Lee, T. Q., Debski, R. E. et McMahon, P. J. (2005). Stability and instability of the glenohumeral joint: The role of shoulder muscles. *Journal of Shoulder and Elbow Surgery*, 14(1), S32-S38. <https://doi.org/10.1016/j.jse.2004.09.014>

Leclerc, A., Chastang, J.-F., Niedhammer, I., Landre, M.-F. et Roquelaure, Y. (2004). *Incidence of shoulder pain in repetitive work*, 6.

Lempereur, M., Brochard, S., Leboeuf, F. et Rémy-Néris, O. (2014). Validity and reliability of 3D marker based scapular motion analysis: A systematic review. *Journal of Biomechanics*, 47(10), 2219-2230. <https://doi.org/10.1016/j.jbiomech.2014.04.028>

Ludewig, P. M. et Lawrence, R. L. (2017). Mechanics of the Scapula in Shoulder Function and Dysfunction. Dans W. B. Kibler et A. D. Sciascia (dir.), *Disorders of the Scapula and Their Role in Shoulder Injury* (p. 7-23). Springer International Publishing. [https://doi.org/10.1007/978-3-319-53584-5\\_2](https://doi.org/10.1007/978-3-319-53584-5_2)

Madeleine, P. (2010). On functional motor adaptations: from the quantification of motor strategies to the prevention of musculoskeletal disorders in the neck-shoulder region: Motor adaptations in the neck and shoulder. *Acta Physiologica*, 199, 1-46. <https://doi.org/10.1111/j.1748-1716.2010.02145.x>

Masse, L. C., Lamontagne, M. et O’Riain, M. D. (1992). Biomechanical analysis of wheelchair propulsion for various seating positions. *The Journal of Rehabilitation Research and Development*, 29(3), 12.

<https://doi.org/10.1682/JRRD.1992.07.0012>

Mercer, J. L., Boninger, M., Koontz, A., Ren, D., Dyson-Hudson, T. et Cooper, R. (2006). Shoulder joint kinetics and pathology in manual wheelchair users. *Clinical Biomechanics*, 21(8), 781-789. <https://doi.org/10.1016/j.clinbiomech.2006.04.010>

Meskers, C. G. M., Vermeulen, H. M., de Groot, J. H., van der Helm, F. C. T. et Rozing, P. M. (1998). 3D shoulder position measurements using a six-degree-of-freedom electromagnetic tracking device. *Clinical Biomechanics*, 13(4-5), 280-292. [https://doi.org/10.1016/S0268-0033\(98\)00095-3](https://doi.org/10.1016/S0268-0033(98)00095-3)

Newsam, C. J., Rao, S. S., Mulroy, S. J., Gronley, J. K., Bontrager, E. L. et Perry, J. (1999). Three dimensional upper extremity motion during manual wheelchair propulsion in men with different levels of spinal cord injury. *Gait & Posture*, 10(3), 223-232. [https://doi.org/10.1016/S0966-6362\(99\)00034-X](https://doi.org/10.1016/S0966-6362(99)00034-X)

O'Keefe, L. (2021). *Active lives adult survey*. <https://www.sportengland.org/know-your-audience/data/active-lives>

Olague, G. et Mohr, R. (2002). Optimal camera placement for accurate reconstruction. *Pattern Recognition*, 35(4), 927-944. [https://doi.org/10.1016/S0031-3203\(01\)00076-0](https://doi.org/10.1016/S0031-3203(01)00076-0)

Prince, S. A., Roberts, K. C., Reed, J. L., Biswas, A., Colley, R. C. et Thompson, W. (2020). *Activité physique et comportement sédentaire quotidiens dans les catégories professionnelles chez les adultes canadiens*, 31(82), 17.

Rahimian, P. et Kearney, J. K. (2017). Optimal Camera Placement for Motion Capture Systems. *IEEE Transactions on Visualization and Computer Graphics*, 23(3), 1209-1221. <https://doi.org/10.1109/TVCG.2016.2637334>

Rao, S. S., Bontrager, E. L., Gronley, J. K., Newsam, C. J. et Perry, J. (1996). *Three-Dimensional Kinematics of Wheelchair Propulsion*, 4(3), 152 à 160.

Safavynia, S., Torres-Oviedo, G. et Ting, L. (2011). Muscle Synergies: Implications for Clinical Evaluation and Rehabilitation of Movement. *Topics in Spinal Cord Injury Rehabilitation*, 17(1), 16-24. <https://doi.org/10.1310/sci1701-16>

Sanders-Reed, J. N. (2001). Error propagation in two-sensor three-dimensional position estimation. *Optical Engineering*, 40(4), 627. <https://doi.org/10.1117/1.1353798>

Sharma, R. (1998). Analysis of uncertainty bounds due to quantization for three-dimensional position estimation using multiple cameras. *Optical Engineering*, 37(1), 280. <https://doi.org/10.1117/1.601615>

Shields, M. (2004). *Use of wheelchairs and other mobility support devices*, 15(3), 37-41.

Shimada, S. D. (1998). *Kinematic characterization of wheelchair propulsion*, 35(2), 210-218.

Stephens, C., Neil, R. et Smith, P. (2012). The perceived benefits and barriers of sport in spinal cord injured individuals: a qualitative study. *Disability and Rehabilitation*, 34(24), 2061-2070. <https://doi.org/10.3109/09638288.2012.669020>

Tremblay, M. S., Aubert, S., Barnes, J. D., Saunders, T. J., Carson, V., Latimer-Cheung, A. E., Chastin, S. F. M., Altenburg, T. M. et Chinapaw, M. J. M. (2017). Sedentary Behavior Research Network (SBRN) – Terminology Consensus Project process and outcome. *International Journal of Behavioral Nutrition and Physical Activity*, 14(1), 75. <https://doi.org/10.1186/s12966-017-0525-8>

van der Helm, F. C. T. et Pronk, G. M. (1995). *Three-Dimensional Recording and Description of Motions of the Shoulder Mechanism*, 117(1), 27-40.

van der Helm, F. C. T. et Veeger, H. E. J. (1996). Quasi-static analysis of muscle forces in the shoulder mechanism during wheelchair propulsion. *Journal of Biomechanics*, 29(1), 39-52. [https://doi.org/10.1016/0021-9290\(95\)00026-7](https://doi.org/10.1016/0021-9290(95)00026-7)

van Andel, C. J., Wolterbeek, N., Doorenbosch, C. A. M., Veeger, D. (H. E. J. ) et Harlaar, J. (2008). Complete 3D kinematics of upper extremity functional tasks. *Gait & Posture*, 27(1), 120-127. <https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2007.03.002>

van Andel, C., van Hutten, K., Eversdijk, M., Veeger, D. et Harlaar, J. (2009). Recording scapular motion using an acromion marker cluster. *Gait & Posture*, 29(1), 123-128. <https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2008.07.012>

Vanlandewijck, Y., Theisen, D. et Daly, D. (2001). Wheelchair Propulsion Biomechanics: Implications for

Wheelchair Sports. *Sports Medicine*, 31(5), 339-367. <https://doi.org/10.2165/00007256-200131050-00005>

Warburton, D. E., Charlesworth, S., Ivey, A., Nettlefold, L. et Bredin, S. S. (2010). A systematic review of the evidence for Canada's Physical Activity Guidelines for Adults. *International Journal of Behavioral Nutrition and Physical Activity*, 7(1), 39. <https://doi.org/10.1186/1479-5868-7-39>

Warburton, D. E. R., Katzmarzyk, P. T., Rhodes, R. E. et Shephard, R. J. (2007). Evidence-informed physical activity guidelines for Canadian adults This article is part of a supplement entitled *Advancing physical activity measurement and guidelines in Canada: a scientific review and evidence-based foundation for the future of Canadian physical activity guidelines* co-published by *Applied Physiology, Nutrition, and Metabolism* and the *Canadian Journal of Public Health*. It may be cited as *Appl. Physiol. Nutr. Metab.* 32(Suppl. 2E) or as *Can. J. Public Health* 98(Suppl. 2). *Applied Physiology, Nutrition, and Metabolism*, 32(S2E), S16-S68. <https://doi.org/10.1139/H07-123>

Warner, M. B., Chappell, P. H. et Stokes, M. J. (2015). Measurement of Dynamic Scapular Kinematics Using an Acromion Marker Cluster to Minimize Skin Movement Artifact. *Journal of Visualized Experiments*, (96), 51717. <https://doi.org/10.3791/51717>

Woltring, J. (1994). *3D Attitude representation of human joints: a standardization proposal*, 27(12), 1399-1414.

Wu, G., Siegler, S., Allard, P., Kirtley, C., Leardini, A., Rosenbaum, D., Whittle, M., D'Lima, D. D., Cristofolini, L., Witte, H., Schmid, O. et Stokes, I. (2002). ISB recommendation on definitions of joint coordinate system of various joints for the reporting of human joint motion—part I: ankle, hip, and spine. *Journal of Biomechanics*, 35(4), 543-548. [https://doi.org/10.1016/S0021-9290\(01\)00222-6](https://doi.org/10.1016/S0021-9290(01)00222-6)

Wu, G., van der Helm, F. C. T., (DirkJan) Veeger, H. E. J., Makhsous, M., Van Roy, P., Anglin, C., Nagels, J., Karduna, A. R., McQuade, K., Wang, X., Werner, F. W. et Buchholz, B. (2005). ISB recommendation on definitions of joint coordinate systems of various joints for the reporting of human joint motion—Part II: shoulder, elbow, wrist and hand. *Journal of Biomechanics*, 38(5), 981-992. <https://doi.org/10.1016/j.jbiomech.2004.05.042>