HAL open science

Analyse et modélisation du mouvement de transfert de la personne paraplégique

Jean-François Debril

To cite this version:

Jean-François Debril. Analyse et modélisation du mouvement de transfert de la personne paraplégique. Sciences de l'ingénieur [physics]. Université de Valenciennes et du Hainaut-Cambrésis, 2011. Français. NNT : 2011VALE0002 . tel-03012347

HAL Id: tel-03012347

https://uphf.hal.science/tel-03012347v1

Submitted on 18 Nov 2020

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

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

2011 VALE 0002

Thèse

présentée à

l'Université de Valenciennes et du Hainaut-Cambrésis

dans le cadre de

l'École Doctorale SPI 072

pour l'obtention du

Doctorat

en

Automatique et Informatique des Systèmes Industriels et Humains

par

Jean-François Debril

le 25 janvier 2011

intitulée

Analyse et modélisation du mouvement de transfert de la personne paraplégique

devant le jury composé de

Laurence Chèze	Professeur des universités à l'UCBL	Rapporteur
Éric Monacelli	Professeur des universités à l'UVSQ	Rapporteur
Christine Azevedo-Coste	Chargé de Recherche à l'INRIA Sophia Antipolis	Examinateur
François Xavier Lepoutre	Professeur des universités à l'UVHC	Co-directeur
Philippe Gorce	Professeur des universités à l'USTV	Co-directeur
Philippe Pudlo	Maître de conférences HDR à l'UVHC	Encadrant

Résumé

BIBLIOTHEQUE UNIVERSITAIRE MARGUERITE

Le transfert latéral chez la personne paraplégique, mouvement d'accès ou de sortie du Fauteuil Roulant Manuel (FRM), est traumatisant pour les membres supérieurs. L'évaluation biomécanique du caractère traumatisant d'un mouvement nécessite d'en mesurer les composantes cinématiques et dynamiques. À notre connaissance, il n'existe pas de plateforme expérimentale permettant de mesurer ces composantes pour différentes configurations matérielles et l'étude de ces composantes n'a pas été réalisée pour un appui de hauteur variable.

Les travaux présentés répondent à cet objectif. Une plateforme expérimentale instrumentée et ajustable au niveau des mains, des fesses et des pieds a été conçue. Une campagne de mesure a été menée avec 12 personnes paraplégiques, 1 tétraplégique et 1 sans lésion réalisant 3 transferts latéraux aller-retours pour 3 hauteurs d'appui des mains différentes. Un mannequin humanoïde, s'adaptant automatiquement à l'anthropométrie des personnes, a permis, par optimisation globale de sa posture, une reconstruction de la cinématique du mouvement malgré de longues pertes de marqueurs. Le travail réalisé a validé le mannequin et son utilisation pour l'estimation des efforts articulaires. Les données produites ont permis de différencier et d'interpréter les mouvements d'une part de différentes personnes pour une même configuration matérielle et d'autre part d'une même personne pour différentes configurations matérielles.

Le modèle cinématique étant défini *a priori*, ces résultats sont utilisables pour la simulation et l'amélioration de la conception du FRM et de l'environnement.

Abstract

Analysis and modelisation of paraplegic individuals transfer movement

The lateral transfer of a paraplegic person is defined as the movement of access or exit from the Manual Wheelchair (MW). This transfer is known to be traumatic for upper limbs. The biomechanical evaluation of the traumatic character of a movement requires the measurement of kinematic and dynamic characteristics. To our knowledge no experimental platform exists for measuring these characteristics in various material configurations, nor has a study of the components been realized for a support of variable heights.

The studies presented here respond to this need. An experiential instrumented platform, adjustable at the level of the hands, buttocks and feet has been conceived, and a measurement campaign has been performed with twelve paraplegics, one tetraplegic and one person without spinal cord injury. Each subject performed three bi-directional lateral transfers with the hand support at three different levels. A humanoid mannequin, which adapts automatically to the subject's anthropometry, has been used. It has permitted, by the global optimisation of its posture, a kinematic reconstruction of the movements, despite a loss of markers for a long duration. Our work resulted in the validation of the use of the mannequin for estimating articular efforts. The results allowed us, on one hand, to differentiate and interpret the movement of various people for a single material configuration and, on the other hand, of different material configurations for a single person.

Having defined the kinematic model a priori, these results are useful for the simulation and the improvement of the conception of the MW and of the environment.

Ce travail a été réalisé au sein du LAMIH de Valenciennes :

Laboratoire d'**A**utomatique, de **M**écanique et d'**I**nformatique industrielles et **H**umaines

FRE CNRS 3304

Université de Valenciennes et du Hainaut-Cambrésis

Le Mont Houy

59313 VALENCIENNES Cedex 9

Remerciements

Table des matières

Résumé **3**

Abstract **5**

Intitulé du laboratoire **7**

Remerciements **9**

Table des matières **11**

Liste des figures **17**

Liste des tableaux **27**

Introduction Générale **29**

1 Revue de littérature **33**

1.1 Introduction 33

1.2 Mouvement de transfert latéral de la personne paraplégique 34

1.2.1 Introduction 34

1.2.2 Anatomie fonctionnelle 34

1.2.2.1 Position de référence 34

1.2.2.2 Axes et plans de référence 35

1.2.2.3 Segments corporels et articulations 36

1.2.2.4 Mouvements humains 38

1.2.3 L'usage des membres supérieurs chez la personne paraplégique . . . 40

1.2.4 Risque traumatique des membres supérieurs 41

1.2.5 Transfert latéral vers un siège de toilette 43

1.2.6 Conclusion 44

1.3 Paramètres biomécaniques du mouvement de transfert 45

1.3.1 Introduction 45

1.3.2 Aspects temporels du transfert 45

1.3.3 Cinématique du transfert 47
1.3.4 Efforts aux contacts pendant le transfert 49
1.3.5 Efforts articulaires pendant le transfert 50
1.3.6 Puissance mécanique articulaire dans le membre supérieur 51
1.3.7 Conclusion 52
1.4 Estimation des paramètres biomécaniques du mouvement de transfert latéral 52
1.4.1 Introduction 52
1.4.2 Systèmes de mesure cinématique 52
1.4.3 Estimation de la cinématique du mouvement 55
1.4.3.1 Convention de représentation des corps dans l'espace cartésien 55
1.4.3.2 Modèles segmentaires 56
1.4.3.3 Modèles articulaires 57
1.4.4 Systèmes de mesure dynamique 59
1.4.5 Estimation de la dynamique du mouvement 60
1.4.5.1 Anthropométrie 60
1.4.5.2 Dynamique inverse 61
1.4.6 Conclusion 62
1.5 Problèmes liés à la capture du mouvement 62
1.5.1 Introduction 62
1.5.2 Pertes de données 62
1.5.3 Erreurs dues au glissement de peau 63
1.5.4 Reconstruction du mouvement pour le corps entier 64
1.5.5 Conclusion 65
1.6 Conclusion de chapitre 66

2 Méthodologie pour analyser le mouvement de transfert latéral de la personne paraplégique 67
2.1 Introduction 67
2.2 Hypothèses et restrictions de l'étude 67
2.2.1 Restrictions de l'étude 68
2.2.2 Hypothèses 68
2.3 Présentation de la démarche méthodologique 68
2.4 Modélisation humaine 69
2.4.1 Outils théoriques 69
2.4.2 Définition du mannequin humanoïde 71
2.4.2.1 Choix des segments corporels représentés dans le mannequin 71
2.4.2.2 Choix de la structure cinématique du mannequin 71
2.4.2.3 Définition des étiquettes sur le mannequin 75
2.4.3 Conclusion 76
2.5 Reconstruction du mouvement 76

2.5.1 Enoncé du problème 76
2.5.2 Dimensionnement du mannequin 77
2.5.3 Suivi de trajectoires 78
2.5.4 Conclusion 79
2.6 Estimation des efforts intersegmentaires 80
2.6.1 Principe fondamental de la dynamique 80
2.6.2 Modélisation inertielle des segments du mannequin 82
2.6.3 Méthode de la dynamique inverse 83
2.6.4 Conclusion 85
2.7 Outils d'analyse du mouvement 86
2.7.1 Outils d'analyse de la cinématique 86
2.7.2 Outils d'analyse de la dynamique 88
2.7.2.1 Transport des efforts articulaires dans le repère articulaire 88
2.7.2.2 Contribution au mouvement des moments articulaires . . . 90
2.7.3 Normalisation des données calculées 91
2.7.4 Conclusion 92
2.8 Conclusion de chapitre 93

3 Création d'une base de données cinématiques et dynamiques du mouvement de transfert latéral de la personne paraplégique sur une barre d'appui de hauteur variable 95
3.1 Introduction 95
3.2 Expérimentations 95
3.2.1 Population 96
3.2.2 Plateforme expérimentale 96
3.2.2.1 Besoin et proposition 96
3.2.2.2 Maquette ajustable instrumentée 97
3.2.2.3 Configuration de la maquette 102
3.2.2.4 Système optoélectronique 103
3.2.3 Protocole expérimental 104
3.2.3.1 Calibration de la plateforme expérimentale 104
3.2.3.2 Déroulement du protocole de mesure 106
3.2.4 Difficultés expérimentales rencontrées 110
3.3 Traitements des données expérimentales 116
3.3.1 Introduction 116
3.3.2 Ajustement des fréquences 117
3.3.3 Suppression des points aberrants 117
3.3.4 Filtrage des données 118
3.3.5 Actions mécaniques 120
3.3.6 Découpe des phases du mouvement 122
3.3.6.1 Définition du mouvement de transfert 122

3.3.6.2 Enoncé du découpage du mouvement de transfert 123
3.3.6.3 Algorithme de découpage du transfert 125
3.3.7 Conclusion 125
3.4 Reconstruction du mouvement 126
3.4.1 Introduction 126
3.4.2 Outils biomécaniciens 127
3.4.2.1 Estimation des centres articulaires 127
3.4.2.2 Placement des repères segmentaires 131
3.4.2.3 Estimation des coordonnées articulaires par les méthodes directes de reconstruction du mouvement 137
3.4.3 Dimensionnement du mannequin 138
3.4.3.1 Posture de calibration 138
3.4.3.2 Longueurs segmentaires 138
3.4.3.3 Positionnement des étiquettes 139
3.4.4 Suivi de trajectoires 139
3.4.5 Conclusion 142
3.5 Estimation des efforts articulaires 143
3.5.1 Introduction 143
3.5.2 Modèle inertiel 143
3.5.3 Méthode de la dynamique inverse 144
3.5.4 Conclusion 144
3.6 Analyse du dimensionnement du mannequin 144
3.6.1 Longueurs segmentaires 145
3.6.2 Position locale des marqueurs 147
3.7 Analyse du suivi de trajectoires 147
3.7.1 Introduction 147
3.7.2 Convergence de l'algorithme de reconstruction pour la position initiale du mannequin 148
3.7.3 Saturation des contraintes de continuité 148
3.7.4 Saturation des contraintes de butée 150
3.7.5 Conclusion 154
3.8 Conclusion de chapitre 154

4 Résultats de la reconstruction et de l'analyse du mouvement de transfert latéral 155
4.1 Introduction 155
4.2 Phases du transfert 155
4.2.1 Durée du transfert 156
4.2.2 Soulèvement 157
4.2.3 Post-soulèvement 157
4.3 Efforts aux contacts 158

4.4 Analyse des mouvements reconstruits 160
4.4.1 Introduction 160
4.4.2 Comparaison des mouvements reconstruits à la mesure 160
4.4.3 Évaluation de la perte simulée de marqueurs sur la reconstruction . 164
4.4.3.1 Effet de la perte simulée de marqueurs sur la position des étiquettes 165
4.4.3.2 Effet de la perte simulée de marqueurs sur les coordonnées articulaires 167
4.4.4 Évaluation de la perte simulée de marqueurs sur les efforts articulaires 170
4.4.5 Conclusion 171
4.5 Analyse dynamique du mouvement de transfert latéral 173
4.5.1 Introduction 173
4.5.2 Analyse des forces nettes aux articulations des membres supérieurs 173
4.5.3 Analyse des moments nets aux articulations des membres supérieurs 176
4.5.4 Interprétation de la dynamique produite lors du mouvement de transfert 178
4.5.4.1 Contribution de l'épaule droite au mouvement de transfert latéral 178
4.5.4.2 Contribution du coude droit au mouvement de transfert latéral 180
4.5.4.3 Contribution du poignet droit au mouvement de transfert latéral 181
4.5.4.4 Contribution de l'épaule gauche au mouvement de transfert latéral 183
4.5.4.5 Contribution du coude gauche au mouvement de transfert latéral 184
4.5.4.6 Contribution du poignet gauche au mouvement de transfert latéral 185
4.5.5 Conclusion 187
4.6 Comparaison intra- et inter-individuelle 188
4.6.1 Introduction 188
4.6.2 Comparaison inter-individuelle 188
4.6.2.1 Comparaison des contributions de l'épaule droite 188
4.6.2.2 Comparaison des contributions du coude droit 189
4.6.2.3 Comparaison des contributions du poignet droit 190
4.6.2.4 Comparaison des contributions de l'épaule gauche 191
4.6.2.5 Comparaison des contributions du coude gauche 192
4.6.2.6 Comparaison des contributions du poignet gauche 193
4.6.3 Influence de l'augmentation de la hauteur de la barre d'appui source 194
4.6.4 Conclusion 196

4.7 Conclusion de chapitre 196

5 Perspectives de recherches **199**
5.1 Améliorer la reconstruction du mouvement 199
5.2 Poursuivre l'analyse de la base de données 200
5.3 Agrandir la base de données 200
5.4 Simulation du mouvement de transfert 201
5.5 Conclusion 202

Conclusion générale **203**

Bibliographie **205**

A Cahier des charges SACR-FRM **217**

B Courbes dynamiques obtenues pour des transferts toilette vers FRM du sujet S02 pour plusieurs hauteurs de barre de transfert **219**

C Prévalence des blessures des membres supérieurs chez les blessés médullaires **225**

D Étude de la quasistaticité du mouvement de transfert latéral **227**

E Différentes techniques de transfert **231**
E.1 Transfert aidé 231
E.2 Transfert autonome 232
E.2.1 Transfert debout 232
E.2.2 Transfert dorsal 234
E.2.3 Transfert de face 234
E.2.4 Transfert à cheval 234
E.2.5 Transfert oblique 235
E.2.6 Transfert latéral 235

Liste des symboles **237**

Table des figures

1.1 Position anatomique de référence Calais-Germain (1984). 35

1.2 Plans de référence Calais-Germain (1984). *Plan sagittal à gauche, plan frontal au centre et plan transversal à droite.* 35

1.3 Axes de référence Williams *et coll.* (1992) cité dans Allard et Blanchi (2000). 36

1.4 Segments corporels et articulations du corps humain (Allard et Blanchi, 2000). 37

1.5 Colonne vertébrale, moelle épinière et nerfs rachidiens (Nguyen *et coll.*, 2010). 39

1.6 Normes de conception des cabinets d'aisances (AFNOR, 2005). 43

1.7 Transfert latéral vers un toilette. 44

1.8 Décompososition du cheval au galop (Muybridge, 1887) tiré de (Bendahan, 2006). 53

1.9 Mesure de l'angle de flexion du tronc lors d'un mouvement de transfert à partir d'images issues d'une vidéo Tanimoto *et coll.* (2008). 54

1.10 Modèles plan en chaîne ouverte, en chaîne arborescente, et tridimensionnel en chaîne arborescente 57

1.11 FRM avec une roue instrumentée (Morrow *et coll.*, 2010a). 59

1.12 Principe des méthodes directes de reconstruction du mouvement à partir de mesures de mires. *Avec $\mathcal{Q}$ les coordonnées articulaires et $\mathcal{L}$ les longueurs segmentaires.* 64

2.1 Repérage absolu d'un corps s par rapport au repère 0 $(O_0, \overrightarrow{x_0}, \overrightarrow{y_0}, \overrightarrow{z_0})$. . . . 69

2.2 Repérage relatif d'un segment s par rapport à son segment père $s-1$. *A : point commun aux deux segments nommé Articulation.* 70

2.3 Humanoïde à dix-sept segments en position anatomique de référence (paumes de main vers l'avant). *S0 : repère global, S1 : partie inférieure du tronc, S2 : cuisse droite, S3 : jambe droite, S4 : pied droit, S5 : cuisse gauche, S6 : jambe gauche, S7 : pied gauche, S8 partie supérieure du tronc, S9 : clavicule droite, S10 : bras droit, S11 : avant-bras droit, S12 : main droite, S13 : clavicule gauche, S14 : bras gauche, S15 : avant-bras gauche, S16 : main gauche, S17 : tête. O0 : origine du repère monde, O1 : milieu des épines iliaques postérieures, O2 : hanche droite, O3 : genou droit, O4 : cheville droite, O5 : hanche gauche, O6 : genou gauche, O7 : cheville gauche, O8 : vertèbre T8, O9 : sternum, O10 : épaule droite, O11 : coude droit, O12 : poignet droit, O13 : sternum, O14 : épaule gauche, O15 : coude gauche, O16 : poignet gauche, O17 : vertèbre C7.* 72
2.4 Orientation des repères segmentaires. 73
2.5 Représentation de la séquence d'axe ZXY entre un repère père, noté p, et un repère fils, noté f. 74
2.6 Répartition des coordonnées articulaires sur les articulations. 75
2.7 Notre démarche de reconstruction du mouvement. 77
2.8 Détails de l'étape 1 de notre démarche de reconstruction du mouvement : Dimensionnement du mannequin. 78
2.9 Utilisation du mannequin - sens direct. 78
2.10 Suivi des trajectoires des mires par les étiquettes du mannequin humanoïde. *f la fonction objectif de l'optimisation, $\mathcal{G}$ le modèle géométrique direct du mannequin humanoïde, $\mathcal{Q}$ les coordonnées articulaires, $\mathcal{M}$ la position mesurée des mires, $\mathcal{N}$ la position des étiquettes, $\mathcal{L}$ les longueurs segmentaires.* 79
2.11 Modèle inertiel d'un segment s. 82
2.12 Méthode itérative de calcul des efforts articulaires le long d'une chaîne cinématique. *Avec i le numéro du segment le long de la chaîne cinématique ; $[^0H_i]_0$ l'accélération du segment i par rapport au repère 0 exprimée dans le repère 0 ; $[J_i]_0$ la pseudo-matrice d'inertie du segment i exprimée dans le repère 0 ; et $[\phi_{A/B}]_0$ le torseur d'action mécanique de A sur B exprimé dans le repère 0.* 84
2.13 Expression des efforts articulaires dans le repère articulaire. 89

3.1 Maquette ajustable en configuration transfert latéral. 98
3.2 Module **assise** vu de derrière. *a : cric pneumatique. b : serrage translation verticale. c : pieds ajustables. d : vis de calibration du capteur.* 99
3.3 Exemple du type de coussin anti-escarre utilisé. Illustration de www.dynamut.com. 100
3.4 Module **accoudoir** droit vu de l'avant. *a : serrage translation horizontale. b : serrage translation verticale. c : pied ajustable. d : barre d'appui. e : partie supérieure. f : partie inférieure.* 101
3.5 Montage des deux capteurs pour la mesure des efforts mécaniques des pieds. 101

3.6 Configuration matérielle des différents modules pour l'étude du transfert latéral entre un FRM et un toilette. 102
3.7 Placement des dix caméras autour de la zone de mesure du sujet et de la maquette. *Le marqueur du genou interne gauche est perçu par les caméras 4 et 5, traits violets, mais pas par la caméra 2 bien que dans son champ de vision, polyèdre gris, car occulté par la cuisse.* 104
3.8 Calibration statique du système optoélectronique Motion Analysis® avec l'équerre de calibration. 105
3.9 Champ de mesure obtenu, parallélépipède gris $3,2\,m \times 1,7\,m \times 1,85\,m$, après calibration des dix caméras. 106
3.10 Organigramme du protocole expérimental pour un sujet. *N°_ar : le numéro de l'aller-retour. R_bt : le réglage de la barre de transfert choisi aléatoirement parmi* $H_{bt} = \{10\,cm,\ 20\,cm,\ 30\,cm\}$, *voir figure 3.6.* 107
3.11 Emplacement et numérotation des points anatomiques de référence utilisés pour le placement des marqueurs réfléchissants. *La correspondance entre la numérotation et le nom des points est détaillée au tableau 3.2.* 109
3.12 Placement approximatif des marqueurs correspondants aux épines iliaques antérieures dû à la surcharge pondérale du sujet S03. 115
3.13 Contrainte vestimentaire entrainant un placement biaisé, « au plus près », des marqueurs des épines iliaques antérieures, des grands trochanters, des genoux et des chevilles internes et externes pour le sujet S04. 115
3.14 Occultation de marqueurs liée aux contraintes matérielles : exemple des vertèbres dorsales du sujet S03 masquées par la barre du dossier. 115
3.15 Les membres inférieurs du sujet S12 se touchent ne permettant pas de placer les marqueurs des genoux internes. 115
3.16 Hyperlordose du sujet S06 ne permettant pas au système de mesure de distinguer les marqueurs des vertèbres L4 et T12. 116
3.17 Détection et suppression des points aberrants pour des données brutes correspondant au déplacement d'un marqueur. *En haut, les données brutes en trait fin marquées de croix et les données corrigées en trait large. En bas, les valeurs logiques du test d'aberrance au cours du mouvement.* 118
3.18 Données non-filtrées et filtrées issues du deuxième transfert toilette/FRM du sujet S09 dans la configuration barre de transfret $H_{bt} = 20\,cm$. *En haut, le déplacement vertical du marqueur C7 et, en bas, troisième signal issu du capteur de l'accoudoir droit. Les données brutes sont en trait plein bleu et les données filtrées sont en traits pointillés rouges.* 119
3.19 Chaîne de traitement pour la mesure des efforts aux contacts. 121
3.20 Repères liés aux capteurs d'effort K1, K2, M1, M2, L2, L1. *K1 : barre de transfert. K2 : accoudoir FRM. M1 : pied droit. M2 : pied gauche. L2 : siège des toilettes. L1 : siège du FRM.* 122

3.21 Position de référence « main en avant pouces vers le haut » prise avant et après le mouvement de transfert latéral. 123
3.22 Découpage du mouvement de transfert du sujet S13 allant de l'assise représentant le FRM vers l'assise représentant les toilettes avec une barre de transfert à 10 cm. *Les tirets violets correspondent au côté source, les traits bleus au côté cible et les traits rouges horizontaux aux seuils de déclenchement.* 126
3.23 Centres articulaires, en rouge, et marqueurs utiles à leur création, en noir. . 128
3.24 Repère local au bassin b, suivant la méthode Bell *et coll.* (1990) cité dans Leardini *et coll.* (1999). 129
3.25 Posture initiale du mannequin en entrée de l'optimisation. 142
3.26 Moment fléchisseur/extenseur et angle du coude droit pendant le premier transfert FRM/toilette du sujet S14 dans la configuration barre de transfert $H_{bt} = 30\,cm$. *Mmax le moment maximal défini section 2.7.3. Extension vers le bas et flexion vers le haut.* 145
3.27 Convergence de l'algorithme de reconstruction du mouvement. 149
3.28 Durées de saturation supérieure de la contrainte de continuité, DSC_{sup}, maximales sur l'ensemble des mouvements de chaque sujet pour les reconstructions avec E_{46}, classées par coordonnée articulaire et par sujet. 150
3.29 Saturation de la contrainte de continuité, SC_{sup} dans le positif et SC_{inf} dans le négatif, de la coordonnée articulaire q11 lors du deuxième transfert FRM/toilette du sujet S09 avec $H_{bt} = 20\,cm$. 151
3.30 Bascule du pied droit sur la tranche lors du deuxième transfert FRM/toilette (vers la droite pour le sujet) avec $H_{bt} = 20\,cm$ du sujet S09. 152
3.31 Saturation de la contrainte de butée de $q20$ entraînant un rattrapage à saturation de continuité inférieure maximale de $q7$ et $q13$. 153

4.1 Les trois phases du mouvement de transfert. 156
4.2 Défintion de l'angle entre la force exercée sur les barres d'appui et la verticale. 159
4.3 Angle par rapport à l'axe vertical de la force de réaction sous les mains pendant des mouvements de transfert. *Transferts latéraux mesurés, en trait plein, et transfert oblique de Gagnon* et coll. *(2008b), en tirets.* 159
4.4 Mouvement de transfert latéral mesuré, en bleu, et reconstruit, en magenta, entre le FRM et le toilette. *Dimensions en millimètres.* 161
4.5 Distances euclidiennes moyennes pour les 17 mouvements du sujet S11. . . 162
4.6 Les chaussures de type baskets de sport des sujets S12, à gauche, et S13, à droite, présentent une forte adhérence. 163
4.7 Moyenne des distances euclidiennes en millimètres pour les membres inférieurs du sujet S13. 164
4.8 Placement des marqueurs des spine iliaca anterior superior et grand trochanter du sujet S03. 165

4.9 Mouvement de transfert latéral reconstruit avec E_{34}, en magenta, et E_{46}, en bleu. *Dimensions en millimètres.* 166

4.10 Coefficients de corrélation entre les coordonnées articulaires de la partie supérieure du corps, $[q22 \cdots q42]$, obtenues lors des reconstructions faites avec E_{34} et E_{46} pour l'ensemble des mouvements de transfert du sujet S04. 167

4.11 Différence articulaire moyenne entre les coordonnées articulaires de la partie supérieure du corps, $[q22 \cdots q42]$, obtenues lors des reconstructions faites avec E_{34} et E_{46} pour l'ensemble des mouvements de transfert du sujet S04. 168

4.12 Écart quadratique moyen entre les coordonnées articulaires de la partie supérieure du corps, $[q22 \cdots q42]$, obtenues lors des reconstructions faites avec E_{34} et E_{46} pour l'ensemble des mouvements de transfert du sujet S04. 169

4.13 Différences maximales entre les efforts articulaires obtenus avec les reconstructions faites avec les sets d'étiquettes E_{34} et E_{46} pour l'ensemble des mouvements du sujet S09. *Épaule en trait plein bleu, coude en trait tiret violet, et poignet en trait mixte rouge.* 170

4.14 Moments articulaires de l'épaule gauche du sujet S13 pour les reconstructions faites avec les sets d'étiquettes E_{34} et E_{46} du deuxième transfert FRM vers toilette avec une barre de transfert à $20\,cm$. 172

4.15 Forces articulaires nettes pour les articulations des membres supérieurs du sujet S14 lors de son premier transfert du toilette vers le FRM avec une barre de transfert à $10\,cm$. 174

4.16 Maximums des forces articulaires nettes. 175

4.17 Moments articulaires nets pour les articulations des membres supérieurs du sujet S14 lors de son premier transfert du toilette vers le FRM avec une barre de transfert à $10\,cm$. 176

4.18 Maximums des forces articulaires nettes. 177

4.19 Moments articulaires en (a) flexion-extension, (b) adduction-abduction et (c) rotation interne-externe, (d) puissance articulaire 3D et (e) angle 3D entre le moment articulaire et la vitesse articulaire normalisés pour l'**épaule droite** lors du premier transfert toilette vers FRM du sujet S14 avec une barre de transfert à $10\,cm$. 179

4.20 Moments articulaires en (a) flexion-extension, (b) adduction-abduction et (c) rotation interne-externe, (d) puissance articulaire 3D et (e) angle 3D entre le moment articulaire et la vitesse articulaire normalisés pour le **coude droit** lors du premier transfert toilette vers FRM du sujet S14 avec une barre de transfert à $10\,cm$. 180

4.21 Moments articulaires en (a) flexion-extension, (b) adduction-abduction et (c) rotation interne-externe, (d) puissance articulaire 3D et (e) angle 3D entre le moment articulaire et la vitesse articulaire normalisés pour le **poignet droit** lors du premier transfert toilette vers FRM du sujet S14 avec une barre de transfert à 10 *cm*. 182

4.22 Moments articulaires en (a) flexion-extension, (b) adduction-abduction et (c) rotation interne-externe, (d) puissance articulaire 3D et (e) angle 3D entre le moment articulaire et la vitesse articulaire normalisés pour l'**épaule gauche** lors du premier transfert toilette vers FRM du sujet S14 avec une barre de transfert à 10 *cm*. 183

4.23 Moments articulaires en (a) flexion-extension, (b) adduction-abduction et (c) rotation interne-externe, (d) puissance articulaire 3D et (e) angle 3D entre le moment articulaire et la vitesse articulaire normalisés pour le **coude gauche** lors du premier transfert toilette vers FRM du sujet S14 avec une barre de transfert à 10 *cm*. 185

4.24 Moments articulaires en (a) flexion-extension, (b) adduction-abduction et (c) rotation interne-externe, (d) puissance articulaire 3D et (e) angle 3D entre le moment articulaire et la vitesse articulaire normalisés pour le **poignet gauche** lors du premier transfert toilette vers FRM du sujet S14 avec une barre de transfert à 10 *cm*. 186

4.25 Moments articulaires en (a) flexion-extension, (b) adduction-abduction et (c) rotation interne-externe, (d) puissances articulaires 3D et (e) angles 3D entre le moments articulaires et les vitesses articulaires normalisés pour l'**épaule droite** lors du premier transfert toilette vers FRM des sujets S02, en trait plein bleu, et S14, en trait pointillé vert, avec une barre de transfert à 10 *cm*. 189

4.26 Moments articulaires en (a) flexion-extension, (b) adduction-abduction et (c) rotation interne-externe, (d) puissances articulaires 3D et (e) angles 3D entre le moments articulaires et les vitesses articulaires normalisés pour le **coude droit** lors du premier transfert toilette vers FRM des sujets S02, en trait plein bleu, et S14, en trait pointillé vert, avec une barre de transfert à 10 *cm*. 190

4.27 Moments articulaires en (a) flexion-extension, (b) adduction-abduction et (c) rotation interne-externe, (d) puissances articulaires 3D et (e) angles 3D entre le moments articulaires et les vitesses articulaires normalisés pour le **poignet droit** lors du premier transfert toilette vers FRM des sujets S02, en trait plein bleu, et S14, en trait pointillé vert, avec une barre de transfert à 10 *cm*. 191

4.28 Moments articulaires en (a) flexion-extension, (b) adduction-abduction et (c) rotation interne-externe, (d) puissances articulaires 3D et (e) angles 3D entre le moments articulaires et les vitesses articulaires normalisés pour l'**épaule gauche** lors du premier transfert toilette vers FRM des sujets S02, en trait plein bleu, et S14, en trait pointillé vert, avec une barre de transfert à 10 *cm*. 192

4.29 Moments articulaires en (a) flexion-extension, (b) adduction-abduction et (c) rotation interne-externe, (d) puissances articulaires 3D et (e) angles 3D entre le moments articulaires et les vitesses articulaires normalisés pour le **coude gauche** lors du premier transfert toilette vers FRM des sujets S02, en trait plein bleu, et S14, en trait pointillé vert, avec une barre de transfert à 10 *cm*. 193

4.30 Moments articulaires en (a) flexion-extension, (b) adduction-abduction et (c) rotation interne-externe, (d) puissances articulaires 3D et (e) angles 3D entre le moments articulaires et les vitesses articulaires normalisés pour le **poignet gauche** lors du premier transfert toilette vers FRM des sujets S02, en trait plein bleu, et S14, en trait pointillé vert, avec une barre de transfert à 10 *cm*. 194

4.31 Moments articulaires en (a) flexion-extension, (b) adduction-abduction et (c) rotation interne-externe, (d) puissance articulaire 3D et (e) angle 3D entre les moments articulaires et les vitesses articulaires normalisés pour l'**épaule droite** lors des premiers transferts toilette vers FRM du sujet S02 avec une barre de transfert à 10 *cm*, en trait plein bleu, à 20 *cm*, en trait tiret violet, et à 30 *cm*, en trait mixte rouge. 195

5.1 Modules de la maquette configurés pour le soulèvement, à gauche, et pour le transfert oblique, à droite. *a : Repose-pieds. b : Assise. c : Accoudoir droit. d : Accoudoir gauche.* 200

5.2 Voiture, issue du projet national HANDIMAN (RNTS 2004), dénudée pour faciliter la capture du mouvement. 201

B.1 Moments articulaires en (a) flexion-extension, (b) adduction-abduction et (c) rotation interne-externe, (d) puissance articulaire 3D et (e) angle 3D entre les moments articulaires et les vitesses articulaires normalisés pour l'**épaule droite** lors des premiers transferts toilette vers FRM du sujet S02 avec une barre de transfert à 10 *cm*, en trait plein bleu, à 20 *cm*, en trait tiret violet, et à 30 *cm*, en trait pointillé rouge. 219

B.2 Moments articulaires en (a) flexion-extension, (b) adduction-abduction et (c) rotation interne-externe, (d) puissance articulaire 3D et (e) angle 3D entre les moments articulaires et les vitesses articulaires normalisés pour le **coude droit** lors des premiers transferts toilette vers FRM du sujet S02 avec une barre de transfert à 10 *cm*, en trait plein bleu, à 20 *cm*, en trait tiret violet, et à 30 *cm*, en trait pointillé rouge. 220

B.3 Moments articulaires en (a) flexion-extension, (b) adduction-abduction et (c) rotation interne-externe, (d) puissance articulaire 3D et (e) angle 3D entre les moments articulaires et les vitesses articulaires normalisés pour le **poignet droit** lors des premiers transferts toilette vers FRM du sujet S02 avec une barre de transfert à 10 *cm*, en trait plein bleu, à 20 *cm*, en trait tiret violet, et à 30 *cm*, en trait pointillé rouge. 221

B.4 Moments articulaires en (a) flexion-extension, (b) adduction-abduction et (c) rotation interne-externe, (d) puissance articulaire 3D et (e) angle 3D entre les moments articulaires et les vitesses articulaires normalisés pour l'**épaule gauche** lors des premiers transferts toilette vers FRM du sujet S02 avec une barre de transfert à 10 *cm*, en trait plein bleu, à 20 *cm*, en trait tiret violet, et à 30 *cm*, en trait pointillé rouge. 222

B.5 Moments articulaires en (a) flexion-extension, (b) adduction-abduction et (c) rotation interne-externe, (d) puissance articulaire 3D et (e) angle 3D entre les moments articulaires et les vitesses articulaires normalisés pour le **coude gauche** lors des premiers transferts toilette vers FRM du sujet S02 avec une barre de transfert à 10 *cm*, en trait plein bleu, à 20 *cm*, en trait tiret violet, et à 30 *cm*, en trait pointillé rouge. 223

B.6 Moments articulaires en (a) flexion-extension, (b) adduction-abduction et (c) rotation interne-externe, (d) puissance articulaire 3D et (e) angle 3D entre les moments articulaires et les vitesses articulaires normalisés pour le **poignet gauche** lors des premiers transferts toilette vers FRM du sujet S02 avec une barre de transfert à 10 *cm*, en trait plein bleu, à 20 *cm*, en trait tiret violet, et à 30 *cm*, en trait pointillé rouge. 224

C.1 Études montrant la prévalence des blessures des membres supérieurs chez les personnes blessées médullaires, tiré du Consortium for Spinal Cord Medicine Clinical Practice Guidelines (2005). 226

D.1 Différences maximales entre les efforts ariculaires obtenus en appliquant le PFS et le PFD pour l'ensemble des mouvements du sujet S09. 228

D.2 Moments nets, en *N.m*, de l'épaule gauche du sujet S14, lors du deuxième transfert toilette vers FRM avec une barre de transfert à 10 *cm*, issus des PFD, trait plein, et PFS, trait hachuré. 229

E.1 Techniques manuelles de transfert aidé Garg et Owen (1994). *En haut à gauche : transfert par deux personnes. En haut à droite : gait belt. En bas à gauche : walking belt. En bas à droite : sling.* 232
E.2 Utilisation de lève-malades Garg et Owen (1994). *Pour le transfert toilette-FRM en haut et lit-FRM en bas.* 233
E.3 Transfert lit vers FRM réalisé à l'aide du robot humanoïde Rena. 233
E.4 Transfert dorsal. 234
E.5 Transfert de face. 235
E.6 Transfert oblique. 235
E.7 Transfert latéral. 236
E.8 Différentes postures de main pour la réalisation de transfert sur un appui plan (Tanimoto *et coll.*, 2008). *(a) sur la paume, (b) sur le poing et (c) sur les doigts.* 236

Liste des tableaux

2.1 Segments considérés pour définir les repères articulaires. 90

3.1 Population des expérimentations de transfert. *PP : paraplégique ; TP : tétraplégique.* 96

3.2 Numérotation des points anatomiques de référence utilisés pour le placement des marqueurs réfléchissants. 108

3.3 Bilan du protocole de mesure des mouvements de transfert latéral. *NE : Non Exploité.* 116

3.4 Tables anthropométriques pour les membres supérieurs. *m la masse du segment en % de la masse de la personne. G la position du centre de gravité en partant de l'articulation proximale en % de la longueur segmentaire longitudinale.* I_x, I_y *et* I_z *les moments principaux d'inertie en % de la masse de la personne.* 143

3.5 Amplitudes maximales de variation des longueurs segmentaires, en millimètres, observées par sujet et par segment. 146

3.6 Amplitudes de variation maximale en millimètres de la position locale des marqueurs pour chaque sujet. 147

4.1 Bilan du découpage des mouvements de transfert en phases, valeurs moyennes ±écarts-types en seconde. *PP : ensemble des Personnes Paraplégiques. DC : Défaut du Capteur FRM. GA : Glissement sur les Assises à cause d'un œdème à la cuisse.* 156

4.2 Moyenne ± écart type par sujet des distances euclidiennes moyennes en millimètres entre les 46 marqueurs mesurés et les 46 étiquettes issues des mouvements reconstruits avec E_{34} et E_{46}. 163

4.3 Moyenne par sujet, en millimètres, des distances euclidiennes moyennes entre les quarante-six étiquettes des reconstructions faites avec E_{34} et E_{46}. 165

4.4 Moyenne et maximum par sujet, en millimètres, des distances euclidiennes moyennes des quatorze étiquettes des membres supérieurs entre les reconstructions faites avec E_{34} et E_{46}. 167

4.5 Coefficients de corrélation moyen minimal entre les coordonnées articulaires de la partie supérieure du corps, $[q22 \cdots q42]$, obtenues lors des reconstructions faites avec E_{34} et E_{46}. 168
4.6 Différences articulaires moyennes, moyennées par sujet, maximales en degré entre les coordonnées articulaires de la partie supérieure du corps, $[q22 \cdots q42]$, obtenues lors des reconstructions faites avec E_{34} et E_{46}. 169
4.7 Écarts quadratiques moyens, moyennés par sujet, maximaux en degré entre les coordonnées articulaires de la partie supérieure du corps, $[q22 \cdots q42]$, obtenues lors des reconstructions faites avec E_{34} et E_{46}. 170
4.8 Différences maximales des forces (en Newton) et moments (en Newton mètre) nets observés dans les articulations des membres supérieurs droits et gauches. 171
4.9 Maximums des forces articulaires nettes et instant d'apparition pour les articulations des membres supérieurs du sujet S14 lors de son premier transfert du toilette vers le FRM avec une barre de transfert à $10\,cm$. 175
4.10 Maximums des moments articulaires nets et instant d'apparition pour les articulations des membres supérieurs du sujet S14 lors de son premier transfert du toilette vers le FRM avec une barre de transfert à $10\,cm$. 177

D.1 Différences maximales des forces (en Newton) et des moments (en Newton mètre) nets observés dans les épaules entre l'application du PFS et PFD. . 229

Introduction générale

Depuis plusieurs années, avec le vieillissement de la population et l'augmentation du nombre d'usagers de Fauteuil Roulant Manuel (FRM), les infrastructures évoluent pour faciliter les déplacements des personnes à mobilité réduite AFNOR (2005). Ces évolutions se situent à trois niveaux : le matériel, la rue et le bâtiment. À titre d'exemple, nous pouvons citer respectivement l'allègement des FRM, les bordures de trottoir biseautées et les toilettes pour personnes handicapées.

Malgré la volonté affichée de faire évoluer la ville pour une meilleure prise en compte de tous, certains aménagements atteignent leur limite. Le problème de la rampe d'accès censée faciliter l'accès aux bâtiments est récurrent. Bien qu'un parent puisse l'emprunter avec une poussette, l'inclinaison du plan incliné est souvent trop importante pour qu'un usager de FRM puisse la gravir seul. Ce type d'obstacle fait vite ressembler l'évolution en FRM à un parcours du combattant.

Répondre aux besoins de mobilité des personnes en FRM ne doit pas se limiter à leur offrir la « possibilité » d'évoluer dans la société. Il faut garantir à cette population fragile une mobilité la plus confortable et la plus sécurisante possible voire durable.

Parmi les utilisateurs de FRM très sensibles à la question de la mobilité, se trouvent les personnes paraplégiques. La paraplégie, souvent accidentelle, se caractérise par une lésion médullaire. Cette atteinte de la colonne vertébrale prive la personne d'une partie des capacités motrices et sensitives des membres inférieurs laissant intactes celles des membres supérieurs et du haut du corps. Ainsi peut-elle travailler et mener une vie sociale comme le tout un chacun pour peu qu'elle puisse évoluer librement et facilement dans la société.

La première notion considérée lorsque l'on pense mobilité est le déplacement. La « propulsion » pour le FRM. Ce sujet fait l'objet de recherches actives depuis plusieurs années déjà Eckrich et Patterson (1991) ; van der Helm et Veeger (1996) ; Spaepen *et coll.* (1996) ; van Sickle *et coll.* (1998) ; Arabi *et coll.* (1999) ; van der Woude *et coll.* (2001) ; Pradon (2004) ; Koontz *et coll.* (2004) ; Faupin (2005) ; van Drongelen *et coll.* (2005b, a) ; Mercer *et coll.* (2006) ; van der Woude *et coll.* (2006) ; Faupin *et coll.* (2008) ; Desroches *et coll.*

(2010) ; Morrow *et coll.* (2010a, b). La deuxième notion est l'intermodalité ; c'est-à-dire la capacité d'emprunter un moyen de transport ou d'en changer. Le cas de l'accessibilité au véhicule automobile a été abordé pour des personnes saines Lempereur (2006) et des personnes âgées et/ou porteuses de prothèses Ait El Menceur (2009) ; Chateauroux (2009). Dans le cas de la personne paraplégique, le « transfert » caractérise les passages d'une assise source à une assise cible ; celles-ci pouvant être un FRM, un fauteuil, une chaise, un siège de toilette, une baignoire, un lit, une voiture, par exemple.

L'intégration sociale des personnes paraplégiques dépend de leur autonomie de déplacement. Pour assurer cette autonomie, il convient de répondre au mieux à leurs besoins :

- Besoin de matériels adaptés aux usages ;
  Besoin de préservation des membres supérieurs.

Le travail présenté dans ce mémoire s'inscrit dans le cadre du projet national **SACR-FRM** (TecSan 2006). Ce projet regroupe les *Approches de la Sociologie, de la Biomécanique et de l'Intelligence Artificielle pour la réalisation d'un **S**ystème d'**A**ide au **C**hoix et aux **R**églages des **F**auteuils **R**oulants **M**anuels.* L'objectif visé par ce projet est de proposer aux cliniciens, aux revendeurs de matériels et aux usagers de Fauteuil Roulant Manuel (FRM) un outil permettant de les guider dans le choix et le réglage des fauteuils roulants.

Le constat de départ est qu'un FRM mal adapté à l'usager et aux usages qu'il en fait est inconfortable et potentiellement dangereux. Adapter le matériel aux besoins de l'usager permet de réduire ce risque et d'augmenter son autonomie. L'évaluation du risque pour différentes configurations matérielles passe, entre autre, par l'analyse de paramètres biomécaniques du mouvement tels que les angles et les efforts articulaires.

L'autonomie de déplacement en FRM repose sur deux usages : la propulsion manuelle du FRM et le transfert dans et hors du FRM. Au sein du consortium scientifique plusieurs équipes se sont réunies autour de la problématique de la propulsion en FRM : le LIMOS[1] a travaillé sur l'outil de mesure de la propulsion conçu par la société TSR-33 ; des expérimentations ont été menées au SMPR[2] de Lille, au CERAH[3] et à l'Hôpital Raymond Poincaré de Garches ; le traitement et l'analyse des données mesurées ont été faits au LBMC[4] et au HANDIBIO[5].

Pour ma part, j'ai pris en charge la problématique du transfert dans et hors du FRM. Les mouvements de transfert sont les passages d'une assise source à une assise cible ; celles-ci pouvant être un FRM, un fauteuil, une chaise, un siège de toilette, une baignoire, un lit, une voiture, par exemple. Ces mouvements nécessitent un appui et un soulèvement

[1] LIMOS : Laboratoire d'Informatique, de Modélisation et d'Optimisation des Systèmes
[2] SMPR : Service Médico-Psychologique Régional
[3] CERAH : Centre d'Études et de Recherche Appareillage des Handicapés
[4] LBMC : Laboratoire de Biomécanique et Mécanique des Chocs
[5] HANDIBIO : Laboratoire de Biomodélisation et ingénierie des handicaps

du corps sur les mains. Ils sont donc potentiellement traumatisants pour les membres supérieurs. Comme cela est montré dans le chapitre 1, ce sujet est peu référencé dans la littérature et il a été décidé de borner notre étude au mouvement de transfert latéral entre un FRM et un siège de toilette chez la personne paraplégique.

Ce mémoire se décompose en cinq chapitres :

- Le premier chapitre introduit le mouvement de transfert latéral de la personne paraplégique ainsi que les paramètres biomécaniques permettant son évaluation.
- Le deuxième chapitre propose des outils méthodologiques qui permettront l'analyse et la modélisation du mouvement de transfert latéral. Le cœur de cette méthode consiste à construire un mannequin anthropomorphe et un mouvement similaire au mouvement humain enregistré.
- Le troisième chapitre développe la démarche expérimentale mise en place pour obtenir les paramètres biomécaniques.
- Le quatrième chapitre décrit les paramètres biomécaniques du mouvement de transfert latéral de la personne paraplégique et tente de mettre en évidence leurs aspects potentiellement traumatisants. Pour celle-ci, une plate-forme instrumentée et ajustable a été réalisée. Les expériences ont eu lieu à l'hôpital Raymond Poincaré de Garches sur une population de sujets paraplégiques.
- Le cinquième chapitre tire les conclusions et ouvre les perspectives de ce travail de doctorat.

Chapitre 1

Revue de littérature

1.1 Introduction

Parmi les utilisateurs de FRM très sensibles à la question de la mobilité, se trouvent les personnes paraplégiques. La paraplégie, souvent accidentelle, se caractérise par une lésion médullaire. Cette atteinte de la colonne vertébrale prive la personne d'une partie des capacités motrices des membres inférieurs laissant intactes celles des membres supérieurs et du haut du corps. Ainsi peut-elle travailler et mener une vie sociale comme le tout un chacun pour peu qu'elle puisse évoluer librement et facilement dans la société.

Le transfert de la personne paraplégique concerne les passages d'une assise source à une assise cible au moyen exclusif des membres supérieurs. Ces sources peuvent être un FRM, un fauteuil, une chaise, un siège de toilette, une baignoire, un lit, une voiture, par exemple.

Ce chapitre est composé de quatre parties. Dans une première partie, le mouvement de transfert latéral de la personne paraplégique est présenté ainsi que le risque potentiel pour les membres supérieurs. L'évaluation de ce risque basée sur l'analyse des paramètres biomécaniques est présentée dans une deuxième partie. Ensuite, dans une troisième partie, sont présentées la mesure et l'estimation de ces paramètres biomécaniques cinématiques et dynamiques. L'estimation des paramètres cinématiques présentant quelques difficultés pour le mouvement de transfert latéral, une quatrième partie présente les possibilités de reconstruction cinématique du mouvement.

1.2 Mouvement de transfert latéral de la personne paraplégique

1.2.1 Introduction

L'étude et la modélisation du mouvement de transfert latéral des personnes paraplégiques nécessitent, dans une première partie, de définir quelques notions d'anatomie fonctionnelle et la spécificité de cette population. La paraplégie implique une utilisation intensive des membres supérieurs pour les activités de la vie quotidienne ; ceci fait l'objet d'une deuxième partie. Ensuite, dans une troisième partie, les risques traumatiques liés à cette surutilisation des membres supérieurs sont présentés. Enfin, le transfert latéral réalisé pour aller aux toilettes est présenté.

1.2.2 Anatomie fonctionnelle

Corps humain = 206 os + 650 muscles + 10^{11} neurones
$\Rightarrow$ 200 degrés de liberté (Barin, 1989 ; Allard *et coll.*, 1990)

Étudier cette équation complexe se révèle être un challenge pour n'importe quel scientifique, qu'il soit automaticien ou mécanicien. L'apport nécessaire d'hypothèses simplificatrices permet de définir un modèle humain suffisant pour répondre à l'objectif de l'étude du mouvement de transfert latéral de la personne paraplégique. Le modèle proposé dans cette étude doit permettre de décrire les aspects mécaniques du mouvement, c'est-à-dire les déplacements du corps et les interactions entre ses composants et l'environnement. Bien que non-approfondies dans cette étude, les causes internes du mouvement – neuromusculaires – restent sous-jacentes pour en expliquer l'origine.

La notion de segments corporels est communément utilisée pour décrire les différentes parties du corps humain. La position relative des segments corporels les uns par rapport aux autres définissent le mouvement. L'ensemble des mouvements est défini suivant les plans de référence.

1.2.2.1 Position de référence

La position anatomique de référence est classiquement utilisée pour représenter le corps humain en position statique, voir figure 1.1.

Dans la position anatomique de référence, l'homme est représenté de face, bras tendus le long du corps, paumes de main vers l'avant.

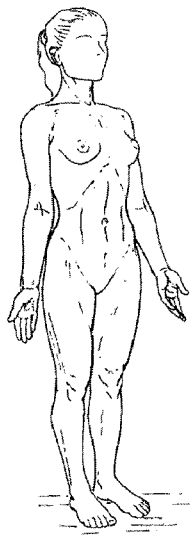


FIG. 1.1 – Position anatomique de référence Calais-Germain (1984).

1.2.2.2 Axes et plans de référence

Les mouvements du corps humain peuvent être définis suivant trois plans de référence, voir figure 1.2 dont les intersections forment trois axes de références, voir figure 1.3.

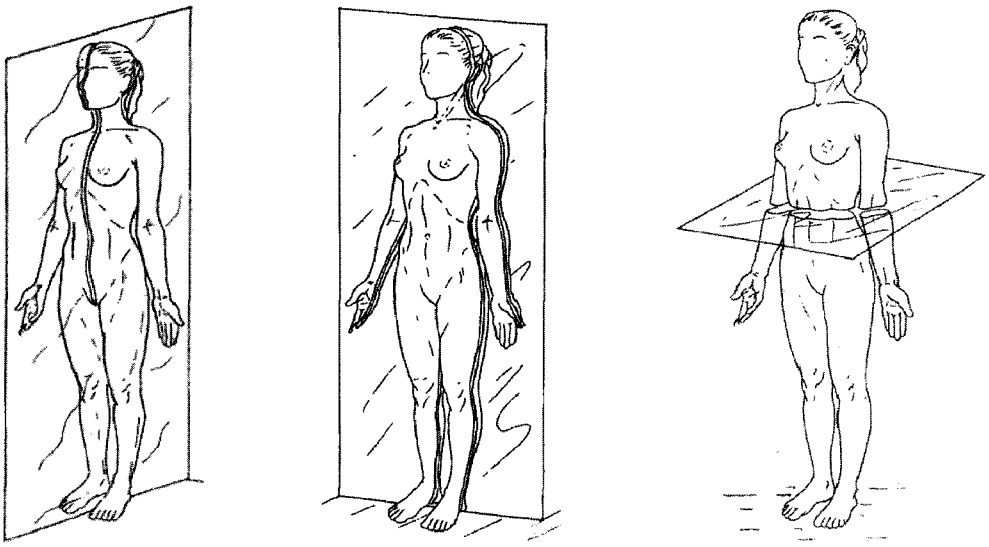


FIG. 1.2 – Plans de référence Calais-Germain (1984). *Plan sagittal à gauche, plan frontal au centre et plan transversal à droite.*

- L'axe antéropostérieur ou sagittal est dirigé de l'arrière vers l'avant.
- L'axe médio-latéral ou transverse est dirigé de l'intérieur vers l'extérieur.
- L'axe longitudinal ou vertical est dirigé suivant la longueur des segments corporels de bas en haut.
- Le plan sagittal, contenant les axes antéropostérieur et longitudinal, partage le corps en deux moitiés droite et gauche.

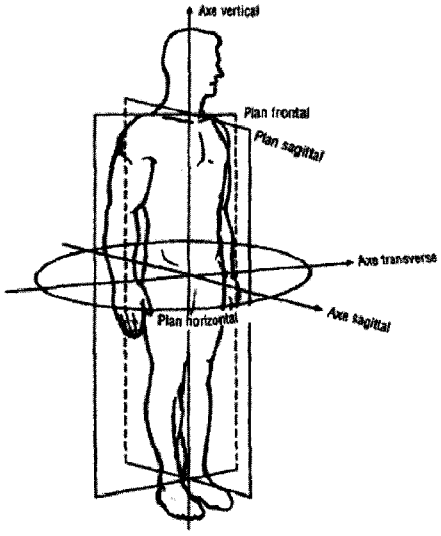


FIG. 1.3 – Axes de référence Williams *et coll.* (1992) cité dans Allard et Blanchi (2000).

- Le plan horizontal, contenant les axes médio-latéral et antéropostérieur, partage le corps en deux moitiés supérieure et inférieure.
- Le plan frontal, contenant les axes antéropostérieur et longitudinal, partage le corps en deux moitiés avant et arrière.

1.2.2.3 Segments corporels et articulations

L'observation des mouvements du corps humain consiste à décrire les mouvements des différents segments corporels reliés par des articulations, voir figure 1.4.

La description des segments corporels et des articulations faite dans cette partie est construite à partir des ouvrages suivants : (Calais-Germain, 1984 ; Allard et Blanchi, 2000 ; Kapandji, 2005, 2009, 2007).

Le membre inférieur

Le membre inférieur est principalement constitué de trois segments corporels : le pied, la jambe et la cuisse.

L'articulation principale entre le pied et la jambe est l'articulation talo-crurale ou articulation de la cheville. Cette articulation est soumise à des contraintes importantes puisqu'elle supporte au moins l'intégralité du poids du corps lors de l'appui unipodal. De plus, cette articulation est mobile car elle assure le positionnement du pied sur terrain accidenté.

L'articulation tibio-fémorale du genou relie la jambe et la cuisse. Ses fonctions principales sont de soutenir le poids du corps quand la personne est debout et d'assurer une

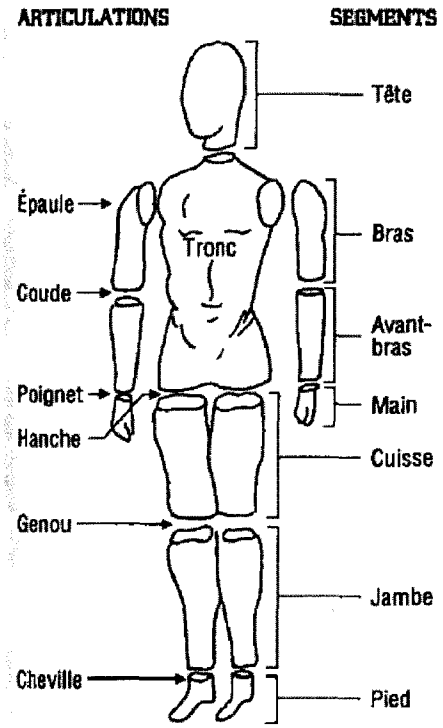


FIG. 1.4 – Segments corporels et articulations du corps humain (Allard et Blanchi, 2000).

grande mobilité pour la marche.

La hanche, c'est-à-dire l'articulation coxo-fémorale, est une énarthrose très emboîtée. Cette articulation assure la mobilité du membre inférieur par rapport au tronc.

Le membre supérieur

Le membre supérieur peut être découpé en trois segments corporels – la main, l'avant-bras et le bras – ou quatre segments si l'on considère indépendamment les mouvements de la clavicule.

Le complexe articulaire du poignet ou articulation radio-ulnaire assure le positionne la main par rapport à l'avant-bras.

L'articulation du coude, composée des articulations huméro-ulnaire, huméro-radiale et radio-cubitale, permet les mouvements entre l'avant-bras et le bras.

L'articulation proximale du membre supérieur est le complexe articulaire de l'épaule. Il assure la suspension du bras au thorax et l'orientation du membre supérieur. Plusieurs os sont mobiles par rapport au thorax : l'humérus, l'omoplate et la clavicule. L'humérus, faisant partie du bras, est reliée à l'omoplate qui glisse sur la cage thoracique. La clavicule joint à l'une de ses extrémités de sternum (thorax) et à l'autre l'acromion de l'omoplate.

Le tronc et la tête

Le rachis cervical relie la tête au thorax. Cette articulation du cou assure l'orientation de la tête par rapport au thorax.

La suite du rachis court jusqu'au pelvis. Le rachis dorsal se situe au niveau de la cage thoracique. Il présente peu de mobilité en lui même. Le rachis lombaire se situe au niveau abdominal. Plus mobile, il supporte le poids du haut du corps et le transmet au pelvis.

Le long du rachis court la moelle épinière. La paraplégie résulte généralement d'une atteinte de la moelle épinière accidentelle ou médicale (Désert, 2002). La moelle épinière faisant partie, avec l'encéphale, du système nerveux central (SNC), une atteinte de la moelle épinière détériore les fonctions de commande et de régulation du mouvement (Delcey, 2002 ; Nguyen *et coll.*, 2010).

La figure 1.5 présente une coupe de la colonne vertébrale, les nerfs rachidiens et leurs anastomoses en plexus. Par chaque plexus passe le contrôle et la régulation d'un groupe de muscles. Le plexus brachial transmet les informations entre la partie commande – le SNC – et la partie actionneur – les muscles – pour les membres supérieurs. Les plexus lombaire et lombo-sacré transmettent les informations vers les membres inférieurs et le tronc.

Une lésion médullaire entraîne une rupture des informations transmises par les nerfs rachidiens sous-jacents à la lésion (Delcey, 2002 ; El Makssoud, 2005). Lorsque les informations transmises par les plexus lombaire et lombo-sacré sont affectées, la marche et le contrôle de la posture assise sont rendus difficiles voire impossibles. C'est ce que l'on nomme la paraplégie. Lorsque la lésion est plus haute, plexus cervical, l'utilisation des membres supérieurs est déficiente. Dans ce cas, les quatre membres sont touchés ; cela se nomme la tétraplégie.

1.2.2.4 Mouvements humains

Les mouvements humains sont décrits par des rotations autour des trois axes de références, voir figure 1.3.

Axe médio-latéral Les rotations autour de l'axe médio-latéral définissent les mouvements de flexion et d'extension. La flexion rapproche un segment corporel distal du segment proximal. L'extension éloigne le segment distal du segment proximal. Par exemple, la flexion du coude rapproche la main de l'épaule et, à l'inverse, l'extension tend le membre supérieur.

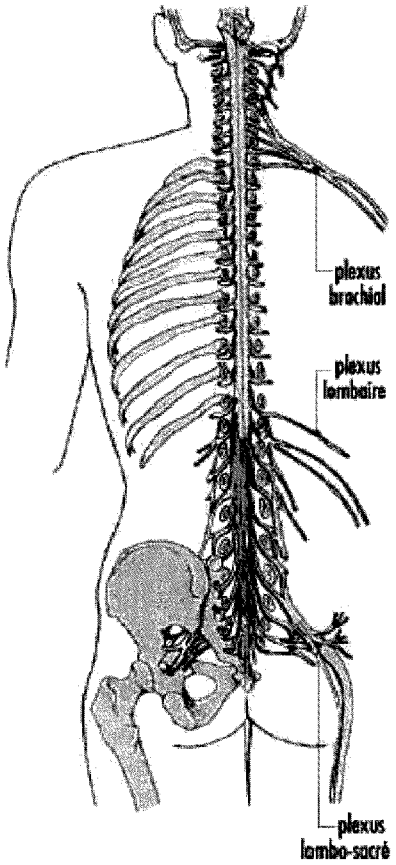


FIG. 1.5 – Colonne vertébrale, moelle épinière et nerfs rachidiens (Nguyen *et coll.*, 2010).

Axe antéropostérieur Les rotations autour de l'axe antéropostérieur définissent les mouvements d'abduction-adduction. L'adduction tend à rapprocher les segments corporels ; c'est-à-dire à les amener vers le plan sagittal. À l'inverse, l'abduction décrit l'éloignement du plan sagittal d'une partie du corps. Dans le cas de la cheville, les termes inversion-éversion remplacent adduction-abduction. Dans le cas de la clavicule, les termes élévation et abaissement définissent les mouvements autour de l'axe antéropostérieur. Dans le cas du tronc, les mouvements autour de l'axe antéropostérieur, dans le plan frontal, sont appelés inclinaison latérale.

Axe longitudinal Les rotations autour de l'axe longitudinal définissent les mouvements de rotation interne et de rotation externe. La rotation externe tend à éloigner une partie du corps, par exemple le pouce dans la position anatomique de référence figure 1.1, tandis que la rotation interne tend à la rapprocher, par exemple la position des membres supérieurs pour mettre les mains dans les poches de pantalon.

1.2.3 L'usage des membres supérieurs chez la personne paraplégique

Du fait de leur paralysie des membres inférieurs, les personnes paraplégiques sont dépendantes de leurs membres supérieurs pour toutes les activités quotidiennes (Bayley *et coll.*, 1987 ; Consortium for Spinal Cord Medicine Clinical Practice Guidelines, 2005 ; van Drongelen *et coll.*, 2005b, a ; Consortium for Spinal Cord Medicine Clinical Practice Guidelines, 2008 ; Morrow *et coll.*, 2010b). Ces activités sont de plusieurs types : l'atteinte, le soulever de charge, la propulsion, le soulèvement et le transfert.

Atteinte Le mouvement d'atteinte est utilisé par exemple pour travailler, allumer la lumière, ramasser du linge dans une machine à laver, ouvrir un robinet (Jarosz, 1996 ; Miller et Jenkins, 2002 ; Kozey et Das, 2004). Là où une personne valide plierait les genoux pour s'accroupir et brancher une prise électrique, la personne doit placer son fauteuil à proximité, tendre le bras et se pencher pour atteindre la prise tout en maintenant la stabilité de son tronc avec l'autre membre supérieur.

Soulever de charge Il est généralement conseillé à une personne valide de plier les genoux pour soulever une charge. Monter un pack d'eau du sol sur une table se révèle plus compliqué pour une personne paraplégique. Il lui faut se positionner à proximité, puis soulever la charge à l'aide d'un seul membre supérieur tandis que le second stabilise le tronc.

Propulsion Du fait de la constitution humaine, la marche bipède est un mode de déplacement efficace consommant peu d'énergie. La propulsion en FRM quant à elle n'est pas réputée efficace. Une partie des efforts générés par les membres supérieurs n'est pas utilisée pour se propulser mais pour maintenir l'équilibre des articulations des membres supérieurs (Desroches *et coll.*, 2010). Le caractère répétitif de la propulsion a un impact sur les membres supérieurs (Faupin, 2005 ; Mercer *et coll.*, 2006).

Soulèvement Lorsqu'une personne valide est assise, elle effectue régulièrement des réajustements posturaux pour réduire ou déplacer les zones de pression entre ses fesses, son dos et le siège. Du fait de la lésion médullaire, les informations issues des capteurs de pressions situés dans la peau ne peut remonter au système nerveux central pour induire un changement de posture de la personne paraplégique. Cette situation est source d'escarre pour la zone comprimée (Eckrich et Patterson, 1991). Éviter ce type de lésion passe par des réajustements posturaux volontaires appelés « push-up » ou soulèvement répétés plusieurs fois chaque heure. Lors de ces mouvements, la personne en FRM prend appui sur ses membres supérieurs et soulève ses fesses de l'assise avant de redescendre (Reyes

et coll., 1995 ; Nawoczenski *et coll.*, 2003). Le mouvement de transfert est aussi utilisé pour se pré-positionner et se post-positionner avant et après un mouvement de transfert.

Transfert Le mouvement de transfert entre une assise source et une assise cible est réalisé plusieurs fois tout au long de la journée, entre 4 et 40 fois par jour (Finley *et coll.*, 2005). Il concerne les mouvements vers ou depuis un lit, une baignoire, un fauteuil pour la douche, un canapé, une chaise, un fauteuil verticalisateur, un fauteuil de confort, un fauteuil roulant électrique, un FRM, une voiture, un toilette,... Lors du mouvement de transfert, le poids de la personne est supporté et déplacé uniquement par les membres supérieurs. En fonction des contraintes environnementales, des hauteurs différentes et des types d'appuis plus ou moins stables sont rencontrés (Consortium for Spinal Cord Medicine Clinical Practice Guidelines, 2008). L'annexe E présente les différentes techniques de transfert.

En résumé, du fait de leur paraplégie, les personnes en FRM dépendent entièrement de leurs membres supérieurs pour les activités quotidiennes. Pour préserver l'autonomie de ces personnes, il faut préserver au maximum les fonctionnalités des membres supérieurs (Consortium for Spinal Cord Medicine Clinical Practice Guidelines, 2005, 2008).

1.2.4 Risque traumatique des membres supérieurs

L'utilisation par les personnes paraplégiques de leurs membres supérieurs pour les activités de tous les jours augmente la prévalence du risque de blessures des membres supérieurs ; voir plus de détails en annexe figure C.1. Les Troubles Musculo-Squelettiques (TMS) et surpathologies affectent les muscles, les tendons, les nerfs et les articulations des membres supérieurs (Bayley *et coll.*, 1987 ; Bernard, 1997 ; Pradon, 2004 ; Faupin, 2005). Les TMS généralement cités par ces auteurs sont :

- la tendinite de la coiffe des rotateurs ;
- l'arthropathie acromio-claviculaire ;
- la bursite sous-acromiale ;
- la tendinite du biceps ;
- la tendinite du triceps ;
- le syndrome du canal carpien ;
- le problème du nerf ulnaire.

Avec l'âge et le surpoids, les risques des TMS augmentent.

La survenue de ces TMS des membres supérieurs enferment les personnes paraplégiques dans un cercle vicieux car :

- elle nécessite une mise au repos pour ne pas aggraver les symptômes ;

- cette mise au repos engendre une perte de masse musculaire ;
- cette perte pour l'équilibre musculaire de l'épaule rend le transfert potentiellement plus dangereux ;
- ce danger peut se traduire par des surpathologies engendrant encore plus de sédentarité.

Les origines de ces TMS liés à l'utilisation du FRM sont la répétition, la cadence, la durée, le manque de repos, la posture, le pic de force, la direction de la force et le point d'application de la force (Bayley *et coll.*, 1987 ; Bernard, 1997 ; van der Beek *et coll.*, 1999 ; Nawoczenski *et coll.*, 2003 ; van Drongelen *et coll.*, 2005b ; Consortium for Spinal Cord Medicine Clinical Practice Guidelines, 2005, 2008 ; Morrow *et coll.*, 2010b, a).

Parmi les activités de la vie quotidienne, le soulèvement et le transfert sont les plus contraignants pour la mécanique articulaire (Bayley *et coll.*, 1987 ; Nawoczenski *et coll.*, 2003 ; van Drongelen *et coll.*, 2005b, a ; Morrow *et coll.*, 2010b, a), car le poids de la personne est supporté par les membres supérieurs. Ceci est particulièrement contraignant pour le poignet et pour l'épaule. Au niveau du poignet, si la personne prend appui main à plat, en extension, le canal médian est comprimé (Consortium for Spinal Cord Medicine Clinical Practice Guidelines, 2005, 2008). L'épaule, à la différence de la hanche, n'est pas « conçue » pour supporter le poids du corps mais seulement celui du membre supérieur (Bayley *et coll.*, 1987). Là où la hanche se présente sous la forme d'une énarthrose très emboîtée de deux os adaptée au portage du corps, l'articulation de l'épaule résulte d'un complexe articulaire conférant une grande mobilité pour orienter le membre supérieur dédié à la préhension.

Lors du transfert, l'amplitude des mouvements s'ajoute aux contraintes mécaniques subies dans les membres supérieurs comme facteur de risque de TMS. Ainsi les postures de l'épaule en extension maximale combinée à une rotation interne et une abduction doivent-elles être évitées autant que faire se peut pendant les transferts (Consortium for Spinal Cord Medicine Clinical Practice Guidelines, 2005). À une extension extrême du poignet pendant le transfert, il faut privilégier un appui sur les doigts, sur le poing ou mieux, lorsque la configuration le permet, empoigner une barre ou un appui. D'autres préconisations pour réaliser le transfert existent comme se pencher vers l'avant pour diminuer la charge sur les coudes et les épaules.

Le Consortium for Spinal Cord Medicine Clinical Practice Guidelines (2005) insiste sur le fait qu'il est nécessaire de faire des recherches pour mieux connaître le mouvement de transfert, son efficacité, le risque de TMS, et définir de meilleurs équipements pour aider au transfert.

1.2.5 Transfert latéral vers un siège de toilette

Aller aux toilettes est une activité de la vie quotidienne qui peut se révéler complexe pour une personne paraplégique. L'annexe E présente les différentes techniques de transfert autonome, cf. section E.2.

Le mouvement de transfert vers un siège de toilettes[1] est un mouvement tridimensionnel complexe fortement dépendant de l'environnement, c'est-à-dire de l'espace pour manœuvrer le FRM, du type de FRM et de la présence d'équipements d'aide au transfert tels qu'une barre de transfert.

La conception des toilettes publiques ainsi que le placement des barres de transfert sont régis par des normes (AFNOR, 2005), voir figure 1.6.

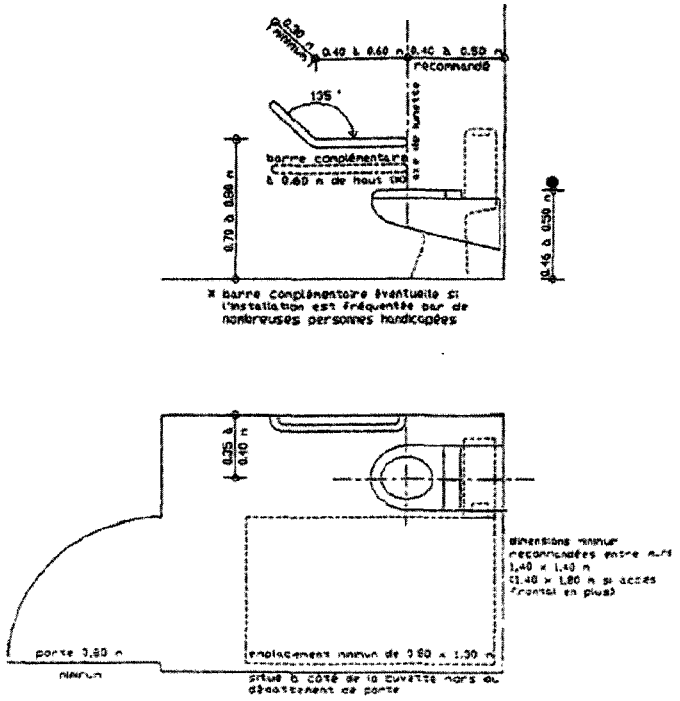


FIG. 1.6 – Normes de conception des cabinets d'aisances (AFNOR, 2005).

Sur la figure 1.6 sont définies : la hauteur du toilette de 46 *cm* à 50 *cm*, la hauteur de la barre de transfert de 60 *cm* à 80 *cm* et l'écart de 35 *cm* à 40 *cm* entre l'axe de symétrie du toilette et le mur portant la barre de transfert. Sachant que la largeur d'une lunette de toilette est de 40 *cm* et l'épaisseur d'une barre de transfert avec ses pattes de fixation entre 5 *cm* et 10 *cm*, la barre de transfert est située à 30 *cm* de l'axe de symétrie du toilette ou 50 *cm* du bord du toilette opposé au mur.

La configuration de la figure 1.6 permet le transfert latéral du FRM vers le toilette dans le sens gauche-droite et le retour vers le FRM dans l'autre sens. Sur la partie gauche de

[1]Le siège des toilettes est désigné par le toilette dans le reste du mémoire.

la figure 1.7, est présenté un transfert latéral vers la gauche utilisant la barre de transfert fixée au mur et, sur la partie droite, un transfert vers la droite utilisant l'accoudoir du FRM.

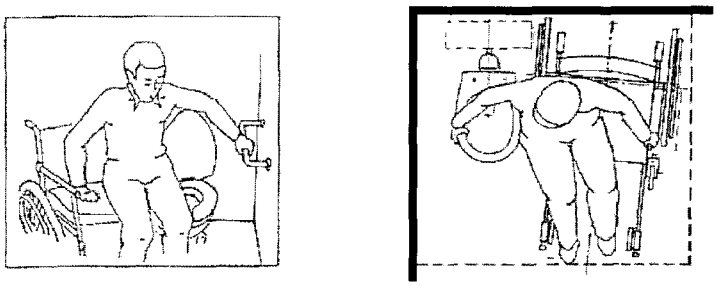


FIG. 1.7 – Transfert latéral vers un toilette.

La réalisation du transfert latéral consiste à passer de l'assise source à l'assise cible en soulèvement les fesses suffisamment haut pour ne pas accrocher la poignée du frein du FRM et suffisamment loin pour franchir l'espace qui sépare les deux assises. Cet écart médiolatéral vaut la largeur d'une roue de FRM plus celle de la main courante soit environ $10\,cm$.

Pendant le transfert, des efforts importants sont appliqués par le sujet sur la barre de transfert fixée au mur ou sur l'accoudoir du FRM et la direction de ces forces évolue au cours du déplacement. Suivant la direction de la force appliquée sur l'accoudoir du FRM, celui-ci peut être amené à basculer latéralement ou l'accoudoir peut se casser. Ce risque non-négligeable est potentiellement dangereux pour l'intégrité physique de l'usager.

La conception du FRM et l'apprentissage du mouvement doivent tenir compte de ces paramètres cinématiques et mécaniques.

1.2.6 Conclusion

Cette section a présenté les bases de l'anatomie fonctionnelle nécessaires à la compréhension du mouvement humain et à la spécificité des personnes paraplégiques. Du fait de leur paralysie, les personnes paraplégiques sont dépendantes de leurs membres supérieurs pour toutes les activités de la vie quotidienne. La surutilisation des membres supérieurs conduit à des TMS et des surpathologies pour cette population. Parmi les activités les plus contraignantes, le transfert présente les contraintes mécaniques les plus importantes dans les membres supérieurs et les configurations des segments corporels les plus traumatisantes.

Le risque de TMS est lié à certaines composantes du mouvement, notamment cinématique et dynamique. Évaluer, voire diminuer ce risque, passe par une analyse des composantes du mouvement de transfert latéral.

1.3 Paramètres biomécaniques du mouvement de transfert

1.3.1 Introduction

Les TMS des membres supérieurs sont liés aux composantes cinématiques et dynamiques des mouvements réalisés. L'analyse de ces composantes pour les mouvements de transfert latéraux permettrait de mieux appréhender le risque pour l'usager de développer des TMS et par rétroaction de définir des matériels potentiellement moins traumatisants.

À notre connaissance, aucune étude biomécanique n'a porté sur le transfert latéral proprement dit. Seuls les mouvements de transferts obliques (voir section E.2) ont été abordés. Cette section présente l'état des lieux des paramètres biomécaniques analysés dans le transfert oblique et potentiellement applicables au transfert latéral. Ces paramètres sont la durée et les phases du transfert, la cinématique du mouvement, les efforts aux contacts entre la personne et l'environnement, les efforts articulaires et la puissance articulaire.

1.3.2 Aspects temporels du transfert

Introduction

Le passage d'une assise source à une assise cible par la seule force de ses membres supérieurs est une tâche complexe qui nécessite une succession de sous-tâches. D'abord, la personne doit se rapprocher du bord de l'assise source en réalisant un ou plusieurs soulèvements. Ensuite, elle réalise le mouvement de transfert proprement dit. Enfin, un ou plusieurs soulèvements sont nécessaires pour que la personne s'installe confortablement sur l'assise cible. Ces mouvements de soulèvements antérieurs et postérieurs au transfert proprement dit, c'est-à-dire au changement d'assise, ne sont ici pas détaillés. Les détails concernant le soulèvement sont disponibles dans les études de Bayley *et coll.* (1987) ; Reyes *et coll.* (1995) ; Nawoczenski *et coll.* (2003) ; van Drongelen *et coll.* (2005b, a, 2006) ; Morrow *et coll.* (2010a, b).

Durées du transfert et des phases

Perry *et coll.* (1996) découpent le transfert en trois phases : la préparation, la montée et la descente. Dans un premier temps, la phase de préparation est distinguée de la phase de soulèvement par la perte de contact entre les fesses et les assises. Les bornes de cette perte de contact entre les fesses et les assises sont réalisées en deux temps. Pendant les mouvements de transfert un opérateur marque le début et la fin du soulèvement avec un

chronomètre événementiel. A posteriori, un second opérateur affine les mesures à partir des images à 30 Hz d'une vidéo VHS. Le soulèvement est ensuite découpé en deux phases de durées égales définissant la montée et la descente. Le début de la préparation commence avec le début du mouvement du coude.

Gagnon *et coll.* (2003, 2004) découpent le transfert dorsal, voir en annexe la section E.2, en trois phases : le pré-soulèvement, le soulèvement et le post-soulèvement. Le soulèvement est défini par l'absence de pression dans un capteur placé sous les branches ischio-pubiennes du bassin. Les phases de pré- et de post-soulèvement sont définies de manière arbitraire par une durée de 1 s avant et après le soulèvement respectivement.

Dans leur étude, Nawoczenski *et coll.* (2003) définissent les phases du transfert – la préparation, le soulèvement et l'assise – en fonction de paramètres cinématiques : l'angle de l'épaule et le déplacement du tronc. Le soulèvement est défini par le début du déplacement antérieur du tronc jusqu'à son maximum. La préparation, précédant cette phase, commence lorsque le sujet déplace son membre supérieur pour poser sa main sur l'assise cible. La phase d'assise, suivant le soulèvement, se termine à la fin du recul du thorax.

Tanimoto *et coll.* (2008) découpent le transfert oblique en trois phases. La première phase – la montée du tronc – est celle du déplacement du tronc, lorsque celui-ci commence à s'incliner. La deuxième phase – la montée des fesses – commence quand les fesses décollent du FRM jusqu'à leur point le plus haut. La troisième phase – la descente des fesses – suit la deuxième phase et se termine quand les fesses entrent en contact avec l'assise cible. Les auteurs présentent ce découpage manuel comme issus de l'observation à la fois de images de deux caméras CCD et des forces verticales sous la main gauche et les fesses échantillonnées à $10\,Hz$. La durée totale est comprise entre $0,7$ à $2,5$ secondes avec $0,65 \pm 0,25\,s$ pour la première phase, $0,55 \pm 0,38\,s$ pour la deuxième phase et $0,45 \pm 0,15\,s$ pour la troisième phase. En particulier, pour le sujet le plus rapide, ces trois phases durent respectivement $0,3\,s$, $0,1\,s$ et $0,3\,s$. L'échantillonnage à $10\,Hz$ semble peut pertinent à la vue de ces résultats. Malgré la précision de ces mesures, celles-ci permettent aux auteurs de décrire différentes stratégies de transfert.

Le mouvement de transfert est défini en trois phases dans les études de Gagnon *et coll.* (2008d, a, b, c, 2009c) : le pré-soulèvement, le soulèvement, le post-soulèvement. Dans ces études, la définition des phases repose sur l'utilisation des données cinématiques et dynamiques. Les assisses source et cible sont équipées de jauges de contraintes. Le début du soulèvement correspond à une force verticale nulle sur l'assise source. La fin du soulèvement correspond à une force verticale supérieure à 0 sur l'assise cible (Gagnon *et coll.*, 2008a, d, 2009c) ou au maximum de la force de l'impact sur l'assise cible (Gagnon *et coll.*, 2008b, c). Ces deux instants sont validés par une absence de mouvement du centre de masse du pelvis (Gagnon *et coll.*, 2008d, b, 2009c). Le début du pré-soulèvement correspond au début de la phase d'accélération du tronc et de la tête précédant le soulèvement. Gagnon *et coll.* (2009c) précisent l'apparition de l'accélération de la tête et du tronc dans

le plan horizontal et vertical du mouvement. La fin du post-soulèvement correspond à la fin de la décélération du tronc et de la tête. À noter que Gagnon *et coll.* (2008c) utilisent le déplacement vertical du bassin pour valider le début et la fin de toutes les phases. Bien que ces cinq études aient été réalisées par les mêmes personnes avec le même matériel, la définition du découpage des phases n'est pas univoque. Le transfert oblique vers une assise plus haute, de même hauteur ou plus basse n'a pas d'influence sur la durée du transfert – $2,6$ à $2,8$ secondes – et sur la durée du soulèvement – $1,0$ à $1,3$ seconde – (Gagnon *et coll.*, 2008d, 2009c).

Dans l'étude de Gagnon *et coll.* (2009a), la durée du transfert est définie en deux étapes. Un premier découpage grossier est réalisé à partir des données issues d'un accéléromètre placé sur la vertèbre C7. Le début du transfert correspond au début de l'accélération et la fin du transfert correspond à la fin de la décélération. Dans un deuxième temps, ces instants sont affinés par un opérateur qui observe les images prises à $30\,Hz$ par une webcam haute-définition. Ces auteurs relèvent des durées de transfert entre $0,48$ et $3,58\,s$ ($2,25 \pm 0,68\,s$).

Conclusion

Différencier les différentes phases du transfert peut se faire à partir d'indicateurs cinématiques – angle du coude, abduction de l'humérus, déplacement angulaire et linéaire du thorax, déplacement vertical du pelvis – et cinétiques – composante verticale de force de réaction sous les mains et les sièges, déplacement du centre de pression. La comparaison des résultats obtenus pour les différentes phases de transfert est rendue difficile par la diversité des méthodes employées et par le caractère subjectif de certaines.

1.3.3 Cinématique du transfert

Plusieurs études se sont intéressées à la cinématique du transfert, c'est-à-dire aux angles et vitesses entre les segments corporels.

Dans l'étude de Gagnon *et coll.* (2008d), dix personnes paraplégiques réalisent des mouvements de transfert oblique vers une assise cible située à trois hauteurs différentes ($-10\,cm$, même hauteur et $+10\,cm$). Au départ, le tronc est incliné en avant, côté cible l'épaule est fléchie et en abduction et le coude est tendu, côté source l'épaule est un peu en abduction et le coude fléchi. Ensuite, le tronc effectue un mouvement rapide, de $50°.s^{-1}$ à $57°.s^{-1}$, de grande amplitude, de $68°$ à $71°$. L'inclinaison du tronc en début de soulèvement est confirmée par les onze personnes souffrant de lésions médullaires de l'étude de Tanimoto *et coll.* (2008). Ces auteurs mesurent entre $32°$ et $52°$ d'inclinaison du tronc entre les phases de montée du tronc et des fesses.

La flexion du tronc tend les muscles du dos. Ceci facilite le soulèvement des fesses

aidant au mouvement. L'amplitude du mouvement génère un moment d'inertie qui facilite la rotation nécessaire au mouvement de transfert oblique.

Une déficience des muscles extenseurs du tronc rend le contrôle du moment d'inertie plus difficile et augmente le risque d'instabilité. Ainsi une personne n'ayant l'usage des muscles extenseurs du tronc (par exemple souffrant de tétraplégie) aurait-elle moins tendance à s'incliner et à se mettre en danger. Les deux sujets paraplégiques de Tanimoto *et coll.* (2008) tendent à confirmer cette hypothèse avec des angles d'inclinaison du tronc plutôt faibles – 32° et 40°.

Une douleur à l'épaule a elle aussi une influence sur l'inclinaison du tronc. Dans l'étude du transfert oblique de Finley *et coll.* (2005), les treize sujets ne présentant pas de douleur à l'épaule s'inclinent significativement plus que les dix sujets présentant des douleurs de l'épaule – 63,1° contre 55,8° respectivement. Les épaules participent au contrôle du mouvement du tronc. Pour éviter de solliciter leurs épaules douloureuses, ces sujets adoptent une stratégie différente en s'inclinant moins.

Juste avant le décollement, l'épaule côté cible passe en extension et abduction. Ceci est marqué par des pics en vitesse. Le coude côté cible fléchit rapidement. De l'autre côté, côté source, l'épaule maintient une flexion-extension nulle avec une légère abduction. Le coude fléchit (Gagnon *et coll.*, 2008d).

Pendant la phase de soulèvement, le tronc se déplace de l'assise source à l'assise cible. Ce déplacement du tronc, mains fixes, se traduit par une adduction de l'épaule côté cible et par une abduction de l'épaule côté source. Une flexion de l'épaule côté source marque l'éloignement du tronc lors du mouvement de transfert latéral (Gagnon *et coll.*, 2008d). La combinaison de ces mouvements avec une rotation interne des bras (de 15 à 30°) engendre un risque pour l'articulation gléno-humérale compte-tenu de la charge sur l'épaule (Nawoczenski *et coll.*, 2003 ; Consortium for Spinal Cord Medicine Clinical Practice Guidelines, 2005 ; Finley *et coll.*, 2005 ; Gagnon *et coll.*, 2008d ; Consortium for Spinal Cord Medicine Clinical Practice Guidelines, 2008 ; Gagnon *et coll.*, 2009b).

Pendant le transfert oblique, le coude n'est jamais entièrement tendu quelque soit la hauteur de l'assise cible (Gagnon *et coll.*, 2008d). Le coude côté source est toujours fléchi au minimum de 28° et côté cible de 39°. Cette réserve en extension des coudes pourrait être utilisée pour redresser le tronc en cas de problème ou pour monter plus haut les fesses et ainsi éviter les obstacles tels que les freins dépassant de l'assise FRM. En ce sens, la flexion-extension des coudes participe au contrôle du mouvement de transfert oblique.

Au niveau des poignets, la prise d'appui main à plat sur la paume, cf. figure E.8 (a), confirme une extension importante jusqu'à 88° (Gagnon *et coll.*, 2008d). De telles extensions constituent un risque de syndrome du canal carpien (Consortium for Spinal Cord Medicine Clinical Practice Guidelines, 2005, 2008).

1.3.4 Efforts aux contacts pendant le transfert

Quatre études se sont intéressées aux efforts aux contacts entre la personne et son environnement pendant le mouvement de transfert.

Les premiers à avoir mesuré les forces de réactions sur l'assise pendant le transfert sont Wang *et coll.* (1994). Les six sujets sains ont réalisé deux transferts obliques en partant d'une assise à $50\,cm$ du sol vers une assise de hauteur réglable, mesurant à $200\,Hz$ les forces de réaction suivant trois composantes – verticale, médio-latérale et antéropostérieure. Un pic de force de réaction verticale de $803\,N$ est mesuré sous l'assise cible quand celle-ci est positionnée à $40\,cm$ du sol. Divisée par le poids moyen de la population, cette force de réaction appliquée à l'assise cible représente 97% du poids total des individus. Cette valeur est supérieure à celle qui pouvait être attendue puisque les membres inférieurs sont posés au sol. Cette valeur importante indique que les sujets se sont laissé tomber sur l'assise cible. En effet, les sujets ayant les membres inférieurs attachés, ils ne pouvaient retenir l'impact de leur descente vers l'assise.

Par la suite, Forslund *et coll.* (2007) réalisent une étude des efforts aux contacts pour des mouvements de transfert oblique de personnes paraplégiques. Dans cette étude, les efforts sous chacune des mains et sous les fesses du côté source sont mesurés par trois capteurs d'efforts mécaniques. L'assise cible est située $7\,cm$ au-dessus de l'assise source. Tous les sujets ont appliqué une force verticale moyenne supérieure sur leur main côté source – 32% du poids du corps pour les hommes et 27% du poids du corps pour les femmes – que sur leur main côté cible – $24,5\%$ du poids du corps pour les hommes et 23% du poids du corps pour les femmes. La moyenne des pics de moments verticaux exercés sous les mains sont compris entre $0,492$ et $0,332\,m.\%$ du poids du corps. L'apparition de ces pics diffère pour les populations étudiées. L'intérêt de cette étude est essentiellement descriptif.

Tout comme pour l'étude de Wang *et coll.* (1994), Tanimoto *et coll.* (2008) notent que certaines personnes se laissent tomber sur l'assise cible. Un tel impact peut être à l'origine de lésion au niveau des fesses entraînant par la suite des escarres. Concernant la force verticale sous la main côté cible, elle vaut en moyenne $27,0 \pm 3,5\%$ du poids du corps lors de la montée du tronc et $38,7 \pm 5,3\%$ du poids du corps lors de la montée des fesses. La force verticale sous les pieds représente $25,2 \pm 3,7\%$ du poids du corps pendant la descente des fesses. Ces auteurs décrivent la variété des mouvements de transfert par l'orientation des forces sous la main côté cible en lien avec l'inclinaison du tronc.

L'étude la plus complète et la plus récente des forces aux contacts entre la personne et son environnement pendant le transfert oblique est celle de Gagnon *et coll.* (2008b). Dans cette étude, douze personnes paraplégiques réalisent trois transferts vers une assise cible à la même hauteur que l'assise source et trois transferts vers une assise cible $10\,cm$ plus haute. Les sujets plaçaient leurs mains sur des surfaces planes de hauteurs proches

de celles des assises. Les forces sont mesurées aux contacts des pieds, des fesses et des mains. Pendant le transfert, les forces sous les mains sont plus importantes que celles sous les pieds ce qui confirme l'étude de Tanimoto *et coll.* (2008). La hauteur de l'assise cible n'a pas d'influence sur la force moyenne mesurée sous une main. Le pic de force verticale survient plus tôt sous la main côté source que sous la main côté cible. De plus, l'amplitude de ce pic est plus important sous la main côté source que sous la main côté cible : $44,5\%$ du poids du corps contre $39,6\%$ pour un transfert à une même hauteur et $48,6\%$ contre 36% pour un transfert vers une assise plus haute. La hauteur de l'appui des mains étant liée à la hauteur de l'assise, monter l'une des mains diminue la force dans celle-ci. L'amplitude de pic et moyenne des forces horizontales sous les mains est plus importante sous la main côté source que côté cible. L'importance des pics de force verticale sous l'assise cible, environ 87% du poids du corps, confirme le risque de traumatisme énoncé par Tanimoto *et coll.* (2008).

L'interprétation des forces antéropostérieures et médio-latérales sous les mains, qui se limitent à 15% du poids du corps (Gagnon *et coll.*, 2008b), reste difficile car les sujets pivotent par rapport au repère laboratoire lorsqu'ils réalisent des transferts obliques (Gagnon *et coll.*, 2009b).

1.3.5 Efforts articulaires pendant le transfert

Plusieurs auteurs se sont intéressés à l'estimation des efforts articulaires (Harvey et Crosbie, 2000 ; van Drongelen *et coll.*, 2005b, a ; Morrow *et coll.*, 2010a) et à la simulation des forces musculaires (van Drongelen *et coll.*, 2006 ; Morrow *et coll.*, 2010a, b) pendant le soulèvement. Concernant les mouvements de transfert oblique, après une première étude de faisabilité avec un seul sujet paraplégique (Gagnon *et coll.*, 2008a), une seule étude a étudié les efforts articulaires de treize personnes paraplégiques (Gagnon *et coll.*, 2008c).

Les efforts articulaires de l'épaule sont exprimés dans le repère du bras et les efforts articulaires du coude dans le repère de l'avant-bras et normalisés par le poids des sujets ($84,0 \pm 18,3\,kg$). L'articulation du poignet n'a pas été étudiée.

Les personnes étant penchées en avant pendant le transfert, la composante la plus importante des forces aux épaules est dirigée vers l'arrière. Cette composante est plus importante du côté source que du côté cible – $3,14\,N.kg^{-1}$ contre $2,64\,N.kg^{-1}$ respectivement. Suivant l'axe longitudinal des bras, les forces estimées à l'épaule sont équivalentes du côté source et du côté cible – $1,47\,N.kg^{-1}$ contre $1,63\,N.kg^{-1}$ respectivement. L'amplitude des forces médio-latérales ($0,44\,N.kg^{-1}$ à $-1,65\,N.kg^{-1}$) à l'épaule est toujours plus importante côté cible que côté source.

L'importance des forces estimées dans les épaules et leur direction, vers le haut et l'arrière, constituent un risque de TMS au niveau de l'épaule (Bayley *et coll.*, 1987 ; Gagnon *et coll.*, 2009b).

La composante la plus importante des forces aux coudes suit l'axe de l'avant-bras. Elle atteint $3,95\,N.kg^{-1}$ pour le coude côté source. Les valeurs des deux autres composantes des forces aux coudes, antéropostérieure et médio-latérale, oscillent entre $-0,85\,N.kg^{-1}$ et $0,88\,N.kg^{-1}$. Les pics de force dans les deux coudes sont équivalents.

L'importance des forces de compression dans les coudes peut là aussi être source de TMS.

Au niveau des épaules, les moments les plus importants sont les moments de flexion. Côté source, les moments en flexion s'élèvent à $1,45\,N.m.kg^{-1}$ et, côté cible, à $1,36\,N.m.kg^{-1}$. Dans une moindre mesure, les deux épaules présentent des moments d'adduction, plus importants côté cible ($0,46\,N.m.kg^{-1}$) que côté source ($0,24\,N.m.kg^{-1}$).

Au niveau du coude, les moments de flexion-extension sont beaucoup moins importants qu'aux épaules : entre $-0,25\,N.kg^{-1}$ et $0,24\,N.kg^{-1}$. Les moments de flexion sont plus importants côté cible et équivalents en extension.

Les moments estimés dans les articulations sont le bilan des actions musculaires (muscles bi-articulaires, agonistes et antagonistes). Leur interprétation doit être complétée par le mouvement réellement produit. À l'image des couples moteurs et des couples résistants en mécanique, les moments musculaires peuvent participer au mouvement ou le freiner.

1.3.6 Puissance mécanique articulaire dans le membre supérieur

La puissance dans une articulation est le produit scalaire de sa vitesse par son moment. Une puissance positive ou générée est dite concentrique. Une puissance négative ou absorbée est dite excentrique. Elle permet de caractériser la contribution au mouvement du moment articulaire. Ainsi la puissance mécanique articulaire est-elle le reflet du bilan des activités musculaires résumé à l'articulation (Gagnon *et coll.*, 2009b).

Bien que la puissance articulaire soit un indicateur pertinent pour l'interprétation du mouvement, une seule étude, portant sur les mouvements de transfert oblique d'un seul sujet, a présenté des puissances articulaires dans les membres supérieurs Gagnon *et coll.* (2008a). Lors du décollement de l'assise source, des moments extenseurs des épaules absorbent de la puissance puis des moments fléchisseurs des épaules participent au mouvement. Ensuite, au cours du soulèvement, les moments fléchisseurs concentriques de l'épaule côté cible basculent en excentriques juste avant le contact avec l'assise cible. Concernant l'axe d'abduction-adduction des épaules, le moment d'adduction est concentrique côté cible et excentrique côté source. Au niveau du coude côté cible, des moments d'extension concentriques puis des moments de flexion concentriques sont observés pendant le soulèvement. Du côté source, la puissance oscille autour de 0 pour la flexion-extension du coude.

1.3.7 Conclusion

Les seules études biomécaniques du transfert publiées portent uniquement sur des transferts obliques pour différents angles entre les assises. Bien que le mouvement de transfert oblique soit différent du mouvement de transfert latéral, ces études constituent un point de comparaison intéressant par les données temporelles, cinématiques, mécaniques et dynamiques qu'elles produisent. Ces paramètres biomécaniques permettent de mieux comprendre le mouvement de transfert, d'évaluer le risque potentiel de TMS.

La différence de hauteur entre les assises source et cible a été abordée ainsi que les différentes prises d'appui sur une surface plane. Cependant, bien qu'il soit recommandé de prendre appui, lorsque cela est possible, sur une barre pour réaliser les transferts pour préserver le poignet (Consortium for Spinal Cord Medicine Clinical Practice Guidelines, 2005, 2008), aucune étude complète du transfert dans ces conditions n'a été réalisée.

L'étude du mouvement de transfert des personnes paraplégiques a fait l'objet de peu d'études et ne s'est pour l'instant pas intéressée à l'amélioration du matériel. Il est nécessaire d'en réaliser d'autres (Consortium for Spinal Cord Medicine Clinical Practice Guidelines, 2005).

Un prérequis à l'analyse du mouvement de transfert latéral est de pouvoir mesurer et calculer les paramètres biomécaniques du mouvement.

1.4 Estimation des paramètres biomécaniques du mouvement de transfert latéral

1.4.1 Introduction

L'évaluation des risques de TMS en lien avec la configuration matérielle se base sur les composantes cinématiques – angles, vitesses et accélérations articulaires – et dynamiques – efforts aux contacts, efforts articulaires, puissances articulaires – des mouvements de transfert réalisés pour différentes configurations matérielles. Ces composantes cinématiques et dynamiques sont des données non-observables directement. Leur estimation nécessite l'utilisation de matériels spécifiques – des systèmes de mesure cinématique et dynamique – et la mise en œuvre d'un ensemble de modèles.

1.4.2 Systèmes de mesure cinématique

Le pionnier de la mesure cinématique du mouvement est Muybridge (1887) qui le premier proposa une décomposition photographique du mouvement d'un cheval au galop grâce à douze appareils photographiques, voir figure 1.8.

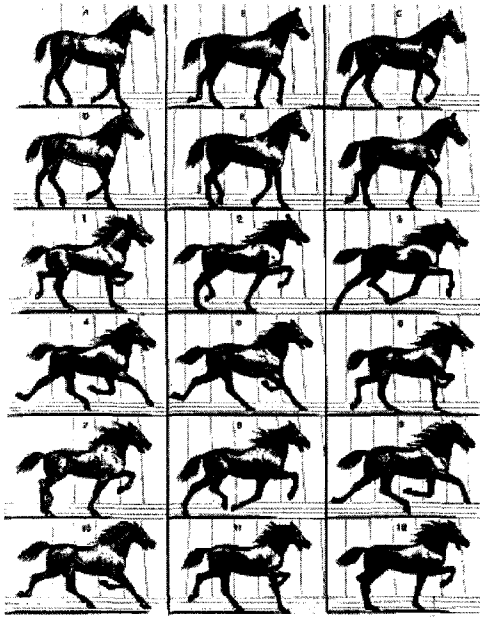


FIG. 1.8 – Décompososition du cheval au galop (Muybridge, 1887) tiré de (Bendahan, 2006).

Le développement d'outil comme le fusil photographique de Marey (1998), précurseur du cinéma, a permis le développement de l'analyse du mouvement humain.

La mesure de la cinématique du mouvement de transfert nécessite l'utilisation d'un système de mesure approprié. Plusieurs types de matériels utilisés pour la mesure du mouvement de transfert sont ici répertoriés : système vidéo, électrogoniomètre, système électromagnétique et système optoélectronique. Les systèmes trop invasifs tels que la cinématoradiographie ne sont pas présentés.

Vidéo

Perry *et coll.* (1996) utilisent les enregistrements vidéographiques réalisés à l'aide d'une caméra VHS à $30\,Hz$ pour définir le contact entre les fesses et les assises. Pour pouvoir découper les phases du mouvement de transfert, Gagnon *et coll.* (2009a) utilisent une webcam haute définition à $30\,Hz$. À partir d'images issues d'enregistrements vidéographiques faits par une caméra CCD à $10\,Hz$, Tanimoto *et coll.* (2008) mesurent l'angle de flexion du tronc pendant un mouvement de transfert de 11 personnes, cf. figure 1.9. Bien que facile à mettre en œuvre, le traitement manuel des images est fastidieux et dépendant de l'opérateur. L'utilisation de cette technique pour de plus amples populations est rédhibitoire.

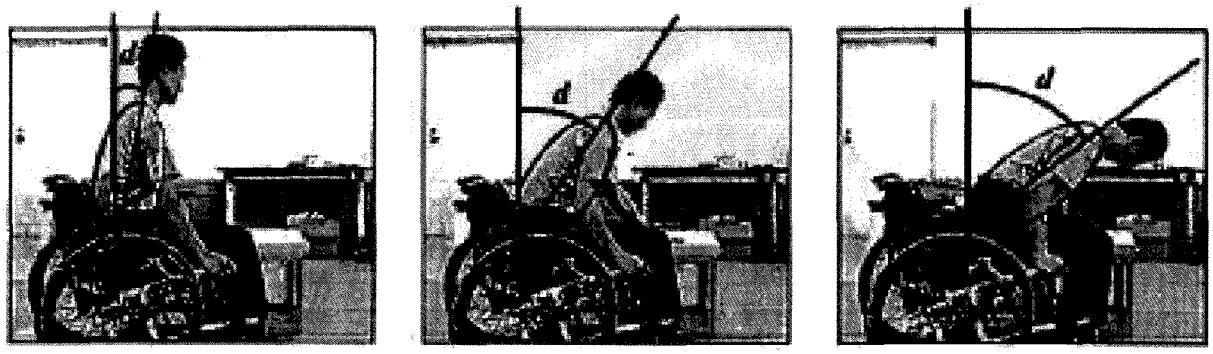


FIG. 1.9 – Mesure de l'angle de flexion du tronc lors d'un mouvement de transfert à partir d'images issues d'une vidéo Tanimoto *et coll.* (2008).

Électrogoniomètre

L'électrogoniomètre comporte deux parties mobiles l'une par rapport à l'autre autour d'un pivot. Il permet de mesurer l'angle entre les deux parties mobiles.

L'électrogoniomètre peut être utilisé pour mesurer les angles d'une articulation : celle du poignet dans l'étude de Paschoarelli *et coll.* (2008), celle du coude dans les études de Reyes *et coll.* (1995) et de Perry *et coll.* (1996). Ce type de système, adapté à la mesure d'une articulation, est difficilement envisageable pour la mesure du corps entier.

Électromagnétique

Le système électromagnétique est composé d'un émetteur centralisé et d'un ensemble de récepteurs placés sur le corps de la personne. Ces récepteurs mesurent leur relation spatiale avec l'émetteur.

Les systèmes électromagnétiques de capture du mouvement ont déjà été utilisés pour mesurer le mouvement de transfert (Nawoczenski *et coll.*, 2003; Finley *et coll.*, 2005). Dans ces études, un seul côté était instrumenté.

Cette technologie a l'avantage de ne pas souffrir de l'occultation de mires comme c'est le cas avec le système optoélectronique présenté ci-dessous. Cependant, un pré-requis à l'utilisation de tels systèmes est d'éloigner les objets métalliques du champ de mesure. Ils présentent aussi le désavantage d'entraver le mouvement par des câbles reliés à chaque récepteur et l'espace de mesure est limité.

Optoélectronique

Les systèmes optoélectroniques de capture du mouvement se composent d'un ensemble de caméras infrarouges et de mires actives ou passives fixées sur la personne. C'est le

principe de la stéréovision qui est utilisé pour reconstruire la position tridimensionnelle des mires.

Ce type de système a déjà été utilisé pour la capture du mouvement de transfert oblique (Forslund *et coll.*, 2007; Gagnon *et coll.*, 2008a, d, c). Dans l'étude de Forslund *et coll.* (2007), la position 3D de 6 mires passives positionnées sur le haut du corps des sujets est mesurée par 8 caméras à une fréquence de $100\,Hz$. Dans les études de Gagnon *et coll.* (2008a, d, c), la position euclidienne de 40 mires actives positionnées sur la partie supérieure du corps des sujets est mesurée à la fréquence de $60\,Hz$ par quatre barres de caméras. À la différence des études de précédentes, celles de Forslund *et coll.* (2007) ; Gagnon *et coll.* (2008a, d, c) donnent accès à la cinématique bilatérale de la partie supérieure du corps.

Bien que la contribution de la partie inférieure du corps soit importante (Gagnon *et coll.*, 2009b), aucune des études précédemment citées n'a exploré les mesures des membres inférieurs. Ceci est compréhensible car il est difficile de mesurer la position de marqueurs sur la partie inférieure du corps du fait de la présence des assises dans le champ de mesure des caméras.

Pour mesurer le mouvement de transfert, l'utilisation d'un système optoélectronique semble le plus approprié. Cependant, une attention particulière doit être apportée au placement des mires et à la disposition des caméras pour garantir la qualité des mesures.

1.4.3 Estimation de la cinématique du mouvement

L'estimation de la position d'une personne dans l'espace et de ses mouvements est faite à partir des données cinématiques mesurées. Les mouvements se définissent suivant les axes et plans de référence, cf. section 1.2.2.2, pour être les plus représentatifs possibles de la structure osseuse du corps humain et des articulations de celui-ci, cf. section 1.2.2.3.

Cette section présente la convention de représentation des corps dans l'espace cartésien généralement utilisée en biomécanique puis les modélisations segmentaires et articulaires représentatives de l'être humain et de ses mobilités.

1.4.3.1 Convention de représentation des corps dans l'espace cartésien

L'observation des mobilités des segments corporels, introduites à la section 1.2.2.4, nécessite de connaître la position relative de entre ces segments corporels.

En premier lieu, un repère local est associé à chaque segment et au repère global. En second lieu, le passage d'un repère à un autre est recherché. Ce changement de base requiert six données : trois composantes pour définir la position relative de l'origine des repères et trois composantes pour définir l'orientation relative des repères segmentaires.

Cette définition généraliste de représentation des corps dans l'espace laisse un grand nombre de possibilités pour définir la position relative de deux segments corporels attenants. Dans un souci de normalisation et pour faciliter les comparaisons, un ensemble de conventions ont été introduites par l'International Society of Biomechanics[2] (Wu et Cavanagh, 1995 ; Wu *et coll.*, 2002, 2005) :

- Les repères segmentaires sont construits par rapport à des points anatomiques de référence[3] ;
- Une séquence de trois angles, portés chacun par un axe, est définie pour repérer l'orientation relative entre deux segments ;
- Le premier axe est parallèle à l'un des axes du repère lié au segment père ou proximal ;
- Le troisième axe est parallèle à l'un des axes du repère lié au segment fils ou distal ;
- Le deuxième axe est le produit vectoriel de ce dernier axe par le premier.

Le repère non-orthogonal ainsi défini est adapté à l'interprétation physiologique des mouvements. Ce repère est dit articulaire car lié à l'articulation.

1.4.3.2 Modèles segmentaires

En raison de la complexité géométrique et cinématique du corps humain, il est nécessaire, pour analyser et simuler les mouvements humains, d'utiliser différents modèles. Les modèles segmentaires sont les plus simples et les premiers utilisés en biomécanique. Ils sont constitués de barres dont la longueur est le plus souvent fixe, reliées par des articulations rotoïdes. Ce paragraphe décrit différents modèles segmentaires qui se différentient par le nombre de segments et d'articulations. Ces différences sont déterminées par l'application envisagée et le niveau de complexité que le chercheur accepte de gérer.

Pour l'observation de mouvements simples, un modèle plan en chaîne ouverte est possible, voir figure 1.10. Par exemple, pour l'observation des oscillations en station debout, le corps peut être modélisé par deux segments : les membres inférieurs et le haut du corps (Guelton, 2003).

Pour l'observation de mouvements plus complexes, cette décomposition n'est pas suffisante. Des modèles tri-dimensionnels peuvent être utilisés. Pour l'étude de la marche, Doriot (2001) modélise le membre inférieur en trois segments : le pied, la jambe et la cuisse. Finley *et coll.* (2005) considèrent trois segments pour l'étude de la cinématique de la scapula par rapport au bras et au thorax. Pour l'étude de la préhension, Bendahan (2006) propose un modèle arborescent composé du tronc, de la tête, du bras, de l'avant-bras et de la main.

Dans leur étude du transfert oblique, Gagnon *et coll.* (2008d) considèrent une chaîne

[2]L'International Society of Biomechanics sera notée **ISB** dans le reste de ce document.
[3]Un point anatomique de référence est une zone du corps où il est possible de palper l'os sous-jacent.

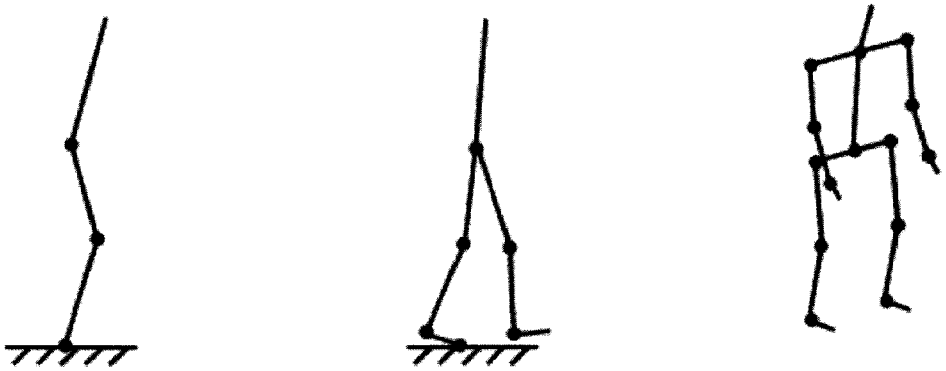


FIG. 1.10 – Modèles plan en chaîne ouverte, en chaîne arborescente, et tridimensionnel en chaîne arborescente .

cinématique arborescente composée de neufs segments : la tête, le tronc, le bassin, le bras, l'avant-bras et la main de chaque côté. Ils ne considèrent pas les membres inférieurs même lors du transfert oblique le corps utilise les pieds comme point de pivot.

Certains auteurs considèrent le corps dans son entier. Ce type de modélisation présente le corps humain sous la forme d'un mannequin humanoïde. Plusieurs segmentations sont possibles. Quatorze segments pour l'étude du geste du rameur (Pudlo, 1999) : tronc, pelvis, cuisses, jambes, pieds, bras, avant-bras, mains. Begon (2006) ajoute le segment de la tête pour l'étude du geste du pagayeur et Découfour (2010) différencie le segment des clavicules pour atteindre dix-sept segments. Cette segmentation du corps permet de prendre en compte la contribution de toutes les parties du corps au mouvement.

1.4.3.3 Modèles articulaires

Chaque articulation décrit un ensemble de mobilités entre ses segments proximal et distal. Les articulations permettent une amplitude de mouvement différente suivant leur physiologie, voir section 1.2.2.3. Suivant le mouvement étudié, plus ou moins de mobilités peuvent être considérées. Chacune des rotations possibles entre deux segments corporels peut être considérée comme un degré de liberté mécanique.

Chaque vertèbre est mobile par rapport à ses voisines. Les mobilités de la colonne vertébrale dans son ensemble sont visibles suivant les trois axes de référence : la flexion-extension vers l'avant-arrière, la rotation vers la droite ou vers la gauche suivant la direction du regard et l'inclinaison latérale vers la droite ou vers la gauche suivant le côté où se dessine l'angle aigu entre les parties supérieure et inférieure. Dans leur étude du transfert oblique, Tanimoto *et coll.* (2008) ne considèrent que l'angle entre le tronc et la verticale. Cette unique donnée reste limitée pour l'étude du mouvement de transfert dans sa globalité.

La hanche et l'épaule sont des énarthroses. C'est-à-dire qu'elles possèdent trois degrés

de liberté en rotation. Il est possible de déterminer la position du centre articulaire de la hanche ou de l'épaule dans un repère segmentaire local grâce à des méthodes anatomiques (Schmidt *et coll.*, 1999 ; Bell *et coll.*, 1990). Cependant l'exploitation des propriétés cinématiques de ces articulations donne accès à une meilleure estimation la position du centre articulaire par des méthodes fonctionnelles (Stokdijk *et coll.*, 2000 ; Veeger, 2000 ; Gamage et Lasenby, 2002 ; Camomilla *et coll.*, 2006).

Le genou possède un degré de liberté principal en flexion-extension. Lorsque le genou est fléchi, un deuxième degré en rotation interne-externe est possible (Kapandji, 2009). Une modélisation du genou en un degré de liberté (Begon, 2006) ou en deux degrés de liberté est possible (Lempereur, 2006 ; Ait El Menceur, 2009). L'estimation du centre articulaire du genou peut être considéré comme le milieu des points anatomiques des épicondyles médial et latéral du fémur (Cappozzo *et coll.*, 1995).

La principale mobilité de la cheville est la flexion-extension (Begon, 2006). Des mouvements combinés et moins amples peuvent être observés autour de l'axe antéropostérieur, l'inversion-éversion, et autour de l'axe vertical, la rotation interne-externe. L'estimation du centre articulaire du genou peut être considéré comme le milieu des points anatomiques des malléoles médiale et latérale (Cappozzo *et coll.*, 1995).

L'articulation de la clavicule sur le sternum se fait dans le plan transversal – rotation interne-externe ou antépulsion-rétroplusion – et dans le plan frontal – élévation vers la tête et abaissement en sens inverse (Kapandji, 2005).

Le principal degré de liberté du coude est flexion-extension. Il permet à la main de toucher la tête. Un deuxième degré de liberté permet, sans bouger le coude, de toucher l'oreille ou le front. C'est la rotation interne-externe souvent appelée pronation-supination. Les conventions de l'ISB proposent une construction des repères du bras et de l'avant-bras qui permet géométriquement de construire une articulation du coude à deux degrés de liberté (Wu *et coll.*, 2005). L'estimation du centre articulaire du coude peut être faite en utilisant le milieu de points anatomiques des épicondyles médial et latéral de l'humérus (Schmidt *et coll.*, 1999).

Outre la rotation le long de l'axe longitudinal de l'avant-bras, rapportée au coude, le poignet possède deux degrés de liberté principaux : la flexion-extension et l'abduction-adduction (Kapandji, 2005). Le centre articulaire du poignet peut être estimé par le milieu des points anatomiques des styloïdes radial et ulnaire (Schmidt *et coll.*, 1999).

L'estimation de la cinématique du mouvement nécessite l'utilisation de modèles simplificateurs. La mise en œuvre de ces modèles nécessite de connaître la position de points anatomiques de référence.

1.4.4 Systèmes de mesure dynamique

La mesure des efforts aux contacts entre la personne et son environnement peut se faire à l'aide de différents capteurs.

Capteur de pression un axe

Gagnon *et coll.* (2009a) placent un capteur de pression à une composante sous les fesses. Cependant, cette donnée n'est pas exploitée.

La mesure réalisée par un capteur de pression à un axe peut être utilisée pour détecter un contact par exemple. Elle ne peut cependant pas être utilisée pour comprendre l'ensemble des actions mécaniques entre la personne et le capteur.

Roue de fauteuil instrumentée

Il existe des roues de fauteuil roulant instrumentées qui permettent de mesurer les efforts qui leur sont appliqués, voir figure 1.11.

FIG. 1.11 – FRM avec une roue instrumentée (Morrow *et coll.*, 2010a).

Certains auteurs détournent ces capteurs initialement prévus pour mesurer les efforts de propulsion pour mesurer la prise d'appui pendant le soulèvement (van Drongelen *et coll.*, 2005b, a, 2006; Morrow *et coll.*, 2010a, b). Ce type de système est difficilement envisageable pour mesurer les actions des mains pendant le mouvement de transfert.

Capteur d'effort

Dans leur étude, Wang *et coll.* (1994) mesurent les forces de réaction de la main côté cible posée sur l'assise suivant trois composantes – verticale, medio-latérale et antéropostérieure.

Trois capteurs d'efforts mécaniques AMTI (Advanced Mechanical Technology Incorporation) précis à $0,25\,N$, placés sous l'assise source et sous les mains, sont utilisés dans l'étude de Forslund *et coll.* (2007). La composante verticale mesurée par le capteur de l'assise source est utilisée pour déterminer le décollement des fesses. L'analyse des actions aux appuis des mains est faite sur la base des composantes en moment et en force normales à la surface des capteurs.

Sur les quatre capteurs d'efforts mécaniques de Tanimoto *et coll.* (2008), l'exploitation des forces issues de celui sous les pieds, sous l'assise côté source et sous la main côté cible est faite.

L'étude des efforts aux contacts aux niveaux des mains, des assises et des pieds a été réalisée par Gagnon *et coll.* (2008b). Le capteur de l'assise cible est une plateforme AMTI. La mesure des efforts sous l'assise source est faite avec quatre jauges de contraintes AMTI (Roy *et coll.*, 2006; Nadeau *et coll.*, 2008). Les capteurs des mains sont construits avec chacun trois jauges de contraintes AMTI. La mesure des efforts des pieds sur le sol est faite par l'addition de composantes de deux plateformes AMTI. Seules les forces sont exploitées dans cette étude. Les moments mesurés au niveau des mains par ces capteurs sont exploités dans les études de Gagnon *et coll.* (2008a, c).

1.4.5 Estimation de la dynamique du mouvement

Lorsque la position et l'orientation des corps dans l'espace et la mesure des interactions mécaniques entre ces corps et l'environnement sont connues, il est possible d'estimer la dynamique du mouvement. Ce calcul des efforts articulaires nécessite de connaître la répartition des masses dans les segments corporels pour pouvoir appliquer la méthode de la dynamique inverse.

1.4.5.1 Anthropométrie

L'anthropométrie consiste à mesurer le corps humain. Plus particulièrement, le calcul de la dynamique du mouvement nécessite de connaître la répartition des masses dans les segments corporels. Le corps humain étant composé d'un ensemble de tissus hétérogènes de densités différentes, une modélisation de la répartition des masses est nécessaire.

Deux grands types de modélisation existent : les modèles proportionnels et géométriques.

La modélisation géométrique se déroule en deux étapes. Dans un premier temps, les segments corporels sont représentés sous forme de volumes simples dont les dimensions sont photographiées et/ou mesurées – longueurs et circonférences. Dans un deuxième temps, une densité de masse est affectée aux différents volumes. Cette modélisation pré-

sente l'avantage de s'adapter à l'anthropométrie de chaque personne. Cependant, la complexité de mise en œuvre – 242 mesures anthropométriques pour Hatze (1980) – allonge la durée des expérimentations.

A contrario, la modélisation proportionnelle se distingue par sa facilité de mise en œuvre. Le modèle de Zatsiorsky et Seluyanov (1983) par exemple est facile à implémenter. Cependant, la découpe des segments corporels ne suit pas les mobilités des articulaires. Le modèle de de Leva (1996) supprime ces points négatifs en proposant un positionnement cohérent entre la découpe des segments et leur mobilité.

La densité du corps humain varie en fonction des tissus – os, masse maigre, masse grasse – mais aussi en fonction de l'âge, du sexe et de l'activité physique. L'inactivité musculaire des membres inférieurs de personnes paraplégiques amène à une décalcification osseuse de ces membres. Cependant pour les membres supérieurs, il n'y a pas de différences significatives entre l'anthropométrie des personnes paraplégiques et celle de personnes sans lésion médullaire (Dionyssiotis *et coll.*, 2008).

1.4.5.2 Dynamique inverse

L'estimation des efforts articulaires par la méthode de la dynamique inverse nécessite l'écriture des équations du mouvement des solides. Ces équations du mouvement peuvent être obtenues en mécanique lagrangienne par le principe de d'Alembert ou en mécanique classique par les théorèmes de la résultante et du moment cinétique, respectivement théorèmes de Newton et d'Euler.

Les équations de Newton et d'Euler sont généralement utilisées dans le cadre de l'analyse du mouvement car elles donnent directement accès aux efforts intersegmentaires ou efforts articulaires. Pour écrire ces équations, Dumas *et coll.* (2007) recommandent d'utiliser le formalisme des quaternions, (Hamilton, 1848), ou le formalisme des matrices homogènes, (Brát *et coll.*, 1979).

Les matrices homogènes sont particulièrement bien adaptées pour décrire la cinématique articulaire car facilement interprétables puisque les dimensions des segments se retrouvent dans la partie linéaire et la cinématique articulaire dans la partie rotation des matrices homogènes.

Legnani *et coll.* (1996b) proposent la description complète de la cinématique et de la dynamique des corps rigides basée sur le formalisme des matrices homogènes. Ce formalisme permet l'écriture de l'équilibre dynamique d'un corps rigide, théorèmes de Newton et d'Euler, en une seule équation. Le calcul de l'équilibre dynamique le long des chaînes cinématiques permet d'estimer par récurrence les efforts entre les différents segments des ces chaînes (Legnani *et coll.*, 1996a).

1.4.6 Conclusion

La mesure du mouvement de transfert nécessite un matériel spécifique pour capturer le mouvement et pour enregistrer les efforts aux contacts. La mesure de la cinématique du mouvement de transfert peut s'avérer difficile du fait de la présence du FRM dans le champ de vision des caméras.

L'utilisation de modèles segmentaires et articulaires permet d'estimer les positions relatives des segments les uns par rapport aux autres. À partir de cette cinématique et des efforts aux contacts peuvent être estimés les efforts articulaires.

Les données cinématiques et dynamiques estimées permettent l'analyse des risques potentiels de TMS pour un mouvement ainsi mesuré.

1.5 Problèmes liés à la capture du mouvement

1.5.1 Introduction

L'estimation de la cinématique articulaire se fait à partir des mesures de mires. Cependant, celles-ci peuvent être rendues difficiles ou corrompues. Dans une première partie, la perte de données mesurées est présentée. Ensuite, dans une deuxième partie, l'écart entre la mesure désirée et effectuée est abordé. Des solutions à ces deux problèmes sont ensuite présentées.

1.5.2 Pertes de données

Le système optoélectronique de capture du mouvement se base sur le principe de stéréovision pour reconstruire la position tridimensionnelle des mires positionnées sur la personne mesurée. Lorsqu'une mire est masquée, le principe de stéréovision ne peut être appliqué. C'est le cas lorsqu'une partie du corps est masquée par un membre, lorsque le matériel (un FRM par exemple) occulte le champ de vision de certaines caméras ou encore lorsqu'une mire se décolle tombant en dehors du champ de vision des caméras. À cause de la paraplégie, les membres inférieurs peuvent être amenés à se toucher occultant les mires ou les faisant tomber.

Lorsqu'une perte de données se produit sur une courte durée ou une courte distance, des outils manuels livrés avec le système optoélectronique sont disponibles. Une interpolation linéaire ou à l'aide de spline permet de combler la perte de données.

Lorsqu'une perte est plus longue, un marqueur virtuel peut être construit à partir d'une pré-mesure. Cette méthode a été appliquée pour l'étude du portage du sac à dos (Gillet, 2004), pour l'étude de l'accessibilité au véhicule automobile (Lempereur, 2006 ;

Ait El Menceur, 2009) ou pour l'étude du travail dans un siège soumis à des vibrations (Rahmatalla *et coll.*, 2008). Cette méthode nécessite l'utilisation de marqueurs supplémentaires pour définir la position de ce marqueur virtuel dans un repère local lié au segment.

Dans un cas similaire à celui de Rahmatalla *et coll.* (2008), Van Geffen *et coll.* (2010) utilisent un capteur inertiel pour reconstruire la position du repère lié au bassin. Le problème de cette méthode est la dérive possible avec ce type de matériel.

Hormis l'ajout de marqueurs supplémentaires, engendrant des temps d'expérimentation et de traitement plus longs, ou la répétition des mouvements jusqu'à ce qu'aucun marqueur ne manque, il est difficile de pouvoir garantir l'intégralité des positions tridimensionnelles des marqueurs de tous les mouvements mesurés.

1.5.3 Erreurs dues au glissement de peau

Évaluer le risque de TMS passe par la détermination de la position des os et la configuration des articulations. La structure osseuse n'étant directement observable, l'estimation de la cinématique se fait à partir des mires placées sur la peau de la personne dont les mouvements sont mesurés. La définition des repères segmentaires et des modèles articulaires nécessite de connaître la position au cours du mouvement des points anatomiques de référence de la personne, voir section 1.4.3.

Le placement d'une mire au plus près de ces points nécessite de déterminer leur position par palpation. Plusieurs points anatomiques peuvent s'avérer difficilement palpables. Certaines personnes dont l'origine de la paraplégie est accidentelle ont des renforts métalliques le long de la colonne vertébrale rendant compliquée l'estimation de la position de certaines vertèbres. Avec l'âge et la sédentarité, les personnes paraplégiques sont sujettes à l'embonpoint. Cette surcharge placée au niveau du ventre rend difficile la palpation des épines iliaques antérieures en position assise.

La peau, les masses grasses et les muscles étant des éléments déformables, l'estimation de l'état de la structure osseuse à partir de mires posées sur la peau induit un biais dû aux glissements de peau par rapport aux os.

Trois méthodes sont possibles pour estimer la position de la structure osseuse : les méthodes directes, les méthodes segmentaires et les méthodes globales (Lu et O'Connor, 1999).

Méthodes directes Les méthodes directes consistent à construire les repères segmentaires à partir des mires posées au plus près des points anatomiques de référence tels que définis par l'ISB. À partir de ces repères sont calculées les coordonnées articulaires et les longueurs segmentaires, voir figure 1.12. Cette méthode ne prend donc pas en compte

les glissements de peau. Dans de telles conditions, Cappozzo *et coll.* (1996) relèvent des erreurs pouvant aller jusqu'à $40\,mm$ entre la position des mires et un repère segmentaire lié physiquement à la structure osseuse.

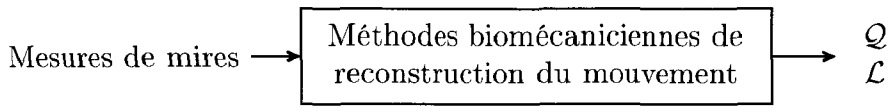


Figure 1.12: Principe des méthodes directes de reconstruction du mouvement à partir de mesures de mires. *Avec $\mathcal{Q}$ les coordonnées articulaires et $\mathcal{L}$ les longueurs segmentaires.*

Méthodes segmentaires Les méthodes segmentaires cherchent à minimiser la déformation d'un ensemble de mires fixées sur un même segment corporel (Chèze *et coll.*, 1995). Ces méthodes permettent d'obtenir l'orientation de chaque segment par rapport au repère global indépendamment des articulations qui les unissent. La dislocation des segments corporels rompt la chaîne cinématique et compromet l'application de la méthode de la dynamique inverse le long de cette chaîne.

Méthodes globales Les méthodes globales reposent sur une optimisation globale de la position et de l'orientation de plusieurs segments corporels (membres inférieurs (Lu et O'Connor, 1999 ; Reinbolt *et coll.*, 2005), membres supérieurs (Roux *et coll.*, 2002), corps entier (Begon *et coll.*, 2008)). Les contraintes de non-dislocations incluses permettent de garantir l'intégrité de la chaîne cinématique et donc de la structure osseuse.

Les trois groupes de méthodes permettent d'estimer la position et l'orientation de la structure osseuse à partir des mires fixées sur la peau. Seules les méthodes globales permettent à la fois de garantir la continuité des chaînes cinématiques tout en réduisant les glissements de peau. Ces méthodes sont basées sur des structures cinématiques composées de segments rigides.

1.5.4 Reconstruction du mouvement pour le corps entier

Plusieurs auteurs ont présenté des travaux permettant l'estimation de la cinématique articulaire du corps dans son entier. Ces méthodes globales sont basées sur des modèles squelettiques tridimensionnels appelés mannequins humanoïdes. La définition du mannequin et l'ajustement de celui-ci à l'anthropométrie de la personne constituent la première étape. Ensuite, le mannequin est utilisé pour réaliser un suivi des trajectoires des mires mesurées.

Le dimensionnement d'un mannequin comme PCMAN (Arlt et Marach, 1998 ; Seitz *et coll.*, 2000) se fait à l'aide d'un programme de mesures anthropométriques basées sur

le principe de stéréophotographie. Le dimensionnement du mannequin est réalisé à partir d'une posture statique pour éviter les glissements de peau. Ensuite, le mannequin est utilisé pour estimer une posture statique (Seitz *et coll.*, 2000) ou en mouvement (Mavrikios *et coll.*, 2006). Begon *et coll.* (2008) dimensionnent quant à eux un mannequin de gymnaste à partir de mesures réalisées avec un système optoélectronique de capture du mouvement.

Que ce soit le mannequin RAMSIS (Seitz *et coll.*, 2000; Mavrikios *et coll.*, 2006), le mannequin MAN3D (Verriest *et coll.*, 1991) ou le mannequin RPx (Monnier *et coll.*, 2006), la première étape de dimensionnement est assez fastidieuse puisqu'il est nécessaire pour chaque mouvement de recaler manuellement la forme du mannequin sur les photos prises de la personne. En plus d'être dépendant de l'opérateur, ces mannequins imposent une architecture différente de celle des conventions de l'ISB et un nombre de mires particulièrement important – par exemple quarante-six mires chez Mavrikios *et coll.* (2006, 2007).

Le mannequin de Begon *et coll.* (2008) permet d'estimer la cinématique d'un gymnaste effectuant des tours de barre fixe dans le plan sagittal malgré la perte de marqueurs. Le faible nombre de marqueurs nécessaire pour reconstruire le mouvement (seize, onze et sept) est dû à la symétrie du mannequin, à la réduction du nombre de segment à dix (pied et jambe, torse et tête, et membres supérieurs en un seul segment) et à la réduction du nombre de degrés de liberté (douze). Ces simplifications du modèle constituent des apports d'informations nécessaires pour reconstruire le mouvement du corps entier malgré un nombre réduit de marqueurs. Ce type de modèle peut être envisagé quand les mesures sont difficiles à réaliser.

Le mannequin de Wieber *et coll.* (2006) permet la reconstruction d'un mannequin humanoïde de dix-sept segments et de trente-six degrés de liberté à partir de la mesure de vingt-quatre mires. Il a l'avantage sur celui de Begon *et coll.* (2008) d'être applicable à des mouvements tridimensionnels tels que le mouvement de transfert. Cependant, la perte de la mesure d'une mire ne permet plus de reconstruire le mouvement compte-tenu du faible nombre de mires par rapport au nombre conséquent de degrés de liberté.

Il semblerait qu'il n'existe pas de mannequin, facile à implémenter, qui puisse reconstruire le mouvement tridimensionnel de transfert tout en étant robuste à la perte de marqueurs.

1.5.5 Conclusion

La mesure de la cinématique du mouvement de transfert de la personne paraplégique peut être rendue difficile par les contraintes matérielles et humaines. De plus, la mesure de la cinématique est sujette aux bruits de glissements de peau et à la difficulté de placer correctement les mires sur les points anatomiques des personnes paraplégiques. L'utilisation

d'un mannequin humanoïde est une piste pour résoudre ces problèmes dans le cadre du mouvement de transfert. Ce type de mannequin nécessite deux étapes pour reconstruire le mouvement : le dimensionnement du mannequin et le suivi des trajectoires des mires mesurées par le mannequin.

1.6 Conclusion de chapitre

Ce chapitre a posé le cadre le l'étude du mouvement de transfert latéral entre un FRM et un toilette de la personne paraplégique. Le caractère potentiellement traumatisant du mouvement de transfert latéral a été présenté dans une première partie. Quantifier ce risque nécessite l'analyse de données cinématiques et dynamiques comme il en a été question dans une deuxième partie. L'estimation de ces données cinématiques et dynamiques requiert un ensemble de mesures et l'utilisation de modèles présentés dans une troisième partie. Pour compenser les difficultés expérimentales, l'utilisation d'un mannequin humanoïde est envisageable comme présenté dans une quatrième partie.

La démarche méthodologie proposée dans le chapitre 2, permettra d'exploiter les mesurées présentées chapitre 3 et ainsi d'analyser les données cinématiques et dynamiques du mouvement de transfert latéral vers l'évaluation du risque de TMS au chapitre 4.

Chapitre 2

Méthodologie pour analyser le mouvement de transfert latéral de la personne paraplégique

2.1 Introduction

L'objectif de ce chapitre est de présenter la démarche méthodologique développée dans le cadre de ce mémoire afin d'étudier le mouvement de transfert latéral de la personne paraplégique entre un FRM et un toilette. Plus précisément, il s'agit de décrire la cinématique du mouvement de transfert latéral d'un humanoïde de synthèse représentant la personne pour différentes configurations matérielles. Dans une première partie, nous précisons les restrictions et hypothèses considérées dans notre étude. Puis, de manière synthétique, nous décrivons notre méthodologie. Après avoir précisé la structure de notre humanoïde de synthèse, la reconstruction cinématique des mouvements est abordée. Les outils utiles à la construction de la base de mouvements et à l'analyse des composantes cinématiques et dynamiques de ceux-ci clôturent ce chapitre.

2.2 Hypothèses et restrictions de l'étude

L'étude expérimentale du mouvement humain consiste, en premier lieu, à analyser des trajectoires cartésiennes de points particuliers du corps humain et des trajectoires des angles articulaires. Les systèmes de mesure par video (cf section 1.4.2), les plus communs actuellement dans le domaine de la biomécanique et que nous avons utilisés, fournissent des trajectoires cartésiennes dans un repère laboratoire de points particuliers du corps humain. Les trajectoires polaires sont cependant nécessaires pour calculer les efforts dynamiques internes (section 1.4.5.2). Le passage des coordonnées cartésiennes aux coordonnées polaires nécessite de poser plusieurs hypothèses qui se formalisent dans un modèle géométrique et cinématique du corps humain (mannequin humanoïde). L'objet de ce pa-

ragraphe est de présenter ces hypothèses, les limites de notre champ expérimental ainsi que le mannequin que nous avons construit pour notre étude du mouvement de transfert entre FRM et toilette.

2.2.1 Restrictions de l'étude

Les travaux décrits dans ce manuscrit ont pour objet d'analyser le mouvement de transfert latéral en appui sur les mains produit par une personne paraplégique entre un FRM et un toilette. Pour cela, un certain nombre de restrictions ont été nécessaires pour mener à terme nos travaux de recherche :

- Le placement des assises source et cible est contraint.
- Les appuis des mains se font sur des barres de ∅ 30 mm.
- Les causes du mouvement (contractions musculaires) ne sont pas considérées dans cette étude.

2.2.2 Hypothèses

Le corps humain est un système biomécanique complexe. Afin de réaliser l'étude de la dynamique des mouvements nous posons les hypothèses simplificatrices suivantes :

- Les segments corporels sont considérés rigides.
- Les articulations entre les segments corporels sont considérées parfaites, c'est-à-dire qu'elles se résument à un point ou un axe et qu'aucun frottement ou glissement n'est considéré à l'intérieur de l'articulation.
- La position des centres de masses des segments corporels est considérée fixe dans un repère segmentaire.
- L'inertie des segments corporels est considérée fixe au cours des mouvements.

2.3 Présentation de la démarche méthodologique

Comme vu dans le chapitre précédent, l'analyse du mouvement concerne les positions et orientations des segments corporels au cours du temps et les efforts articulaires entre ces segments.

Comme vu dans le chapitre précédent, l'analyse du mouvement nécessite de connaître la position des segments corporels au cours du temps et les efforts articulaires entre ces segments.

L'estimation des orientations des segments corporels à partir des positions de points particuliers passe par deux étapes :

1. La modélisation géométrique et cinématique de la personne ;
2. La reconstruction d'un mouvement similaire au mouvement humain enregistré.

À partir du mouvement du mannequin et des efforts appliqués par la personne sur son environnement, les efforts articulaires sont estimés par dynamique inverse.

Les données cinématiques et dynamiques calculées pour différentes configurations matérielles et différentes personnes peuvent ainsi être analysées.

2.4 Modélisation humaine

La modélisation de la personne choisie est un mannequin humanoïde de synthèse composé d'une chaîne cinématique arborescente tridimensionnelle. Les repères liés à ses segments corporels sont définis suivant le formalisme des matrices homogènes. À la surface du mannequin sont définis des points fixes dans les repères segmentaires.

2.4.1 Outils théoriques

La position et l'orientation dans l'espace des segments corporels du mannequin humanoïde sont définies par des matrices homogènes Legnani *et coll.* (1996b).

La figure 2.1 présente le placement d'un corps rigide s par rapport à un repère orthonormé 0 défini par $(O_0, \overrightarrow{x_0}, \overrightarrow{y_0}, \overrightarrow{z_0})$. Le repère 0 étant considéré être le repère galilléen de référence, ce type de repérage est appelé repérage absolu.

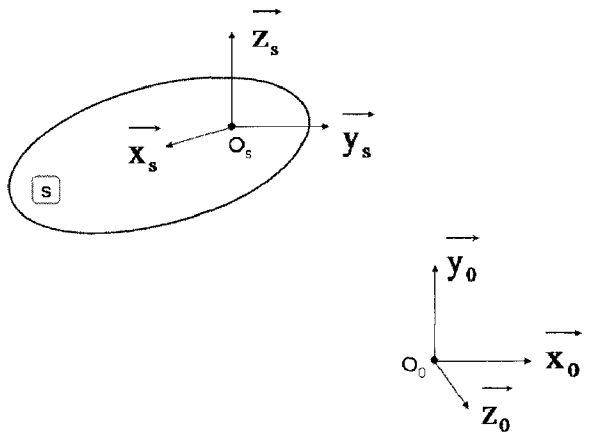


FIG. 2.1 – Repérage absolu d'un corps s par rapport au repère 0 $(O_0, \overrightarrow{x_0}, \overrightarrow{y_0}, \overrightarrow{z_0})$.

Soit O_s un point fixe du corps s. En O_s, un repère orthonormé s, défini par $(O_s, \overrightarrow{x_s}, \overrightarrow{y_s}, \overrightarrow{z_s})$, est associé au corps s. La position du corps s par rapport au repère 0 est défini par le vecteur $\overrightarrow{O_0O_s}$. L'orientation du corps s par rapport au repère 0 est définie par la matrice de rotation ${}^0R_s$ de l'équation 2.1.

$$ {}^0R_s = \left[\begin{array}{ccc} \overrightarrow{x_s} & \overrightarrow{y_s} & \overrightarrow{z_s} \end{array} \right]_0 \tag{2.1} $$

La matrice homogène ${}^0T_s$, définie à l'équation 2.2, permet de repérer l'orientation et la position du corps s par rapport au repère 0 (Legnani *et coll.*, 1996b).

$$ {}^0T_s = \left[\begin{array}{cccc} \overrightarrow{x_s} & \overrightarrow{y_s} & \overrightarrow{z_s} & \overrightarrow{O_0O_s} \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{array} \right]_0 \tag{2.2} $$

De la même façon qu'une matrice homogène ${}^0T_s$ définit l'orientation et la position du corps s par rapport au repère 0, une matrice homogène ${}^{s-1}T_s$ définit l'orientation et la position du corps s par rapport au repère segmentaire le précédant $s-1$, voir figure 2.2.

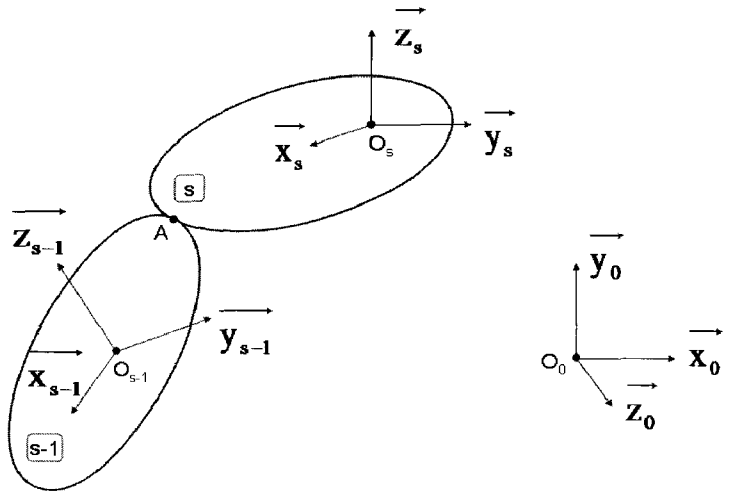


FIG. 2.2 – Repérage relatif d'un segment s par rapport à son segment père $s-1$. *A : point commun aux deux segments nommé Articulation.*

Par opposition au repérage absolu ${}^0T_s$, ce type de repérage ${}^{s-1}T_s$ est appelé repérage relatif. De par les propriétés des matrices homogènes, ${}^{s-1}T_s$ s'obtient à partir de ${}^0T_s$ et de ${}^0T_{s-1}$ suivant l'équation 2.3.

$$ {}^{s-1}T_s = {}^{s-1}T_0 \times {}^0T_s = \left({}^0T_{s-1}\right)^{-1} \times {}^0T_s \tag{2.3} $$

2.4.2 Définition du mannequin humanoïde

Le modèle de l'homme, ou mannequin humanoïde, que nous avons utilisé est composé de dix-sept corps rigides représentatifs des segments corporels et de seize articulations (Wieber *et coll.*, 2006 ; Découfour, 2010). La structure cinématique présentée respecte au mieux les recommandations de l'ISB (Wu et Cavanagh, 1995 ; Wu *et coll.*, 2002, 2005). Des points fixes sont définis sur ces segments (Cappozzo *et coll.*, 1995 ; Wieber *et coll.*, 2006).

2.4.2.1 Choix des segments corporels représentés dans le mannequin

La structure du mannequin humanoïde est une chaîne cinématique arborescente composée de dix-sept corps rigides représentatifs de : la tête, la partie supérieure du tronc au-dessus de la vertèbre T8, la partie inférieure du tronc en-dessous de la vertèbre T8, les clavicules, les bras, les avant-bras, les paumes de mains, les cuisses, les jambes et les pieds. Les doigts ne sont pas modélisés car des pré-expérimentations ont montré qu'ils restaient quasi-statiques lors du transfert. La numérotation des dix-sept segments est présentée figure 2.3.

L'articulation de chaque segment par rapport à son segment père se fait aux centres articulaires numérotés de O_1 à O_{17} sur la figure 2.3.

Chaque segment s du mannequin possède une origine O_s, figure 2.3, et une orientation, figure 2.4. Pour simplifier les calculs, l'origine O_s d'un segment s est choisi au point A (cf. figure 2.2) – point commun au segment s et à son segment père $s-1$ – correspondant à l'articulation. L'orientation est définie afin de respecter au mieux les conventions de l'International Society of Biomechanics (ISB) (Wu *et coll.*, 2002, 2005). L'axe longitudinal des segments corporels porte l'axe y, sauf celui de la clavicule qui porte l'axe z et celui des pieds qui porte l'axe x. L'axe antéropostérieur porte l'axe x vers l'avant, l'axe z étant le produit vectoriel de l'axe x par l'axe y, il va de la gauche vers la droite (sauf pour la clavicule et le pied).

2.4.2.2 Choix de la structure cinématique du mannequin

Le corps de référence choisi est la partie inférieure du tronc, noté segment 1 (S1), et articulé par rapport au repère monde au milieu des épines iliaques postérieures (MEIP). Le membre inférieur est une chaîne cinématique simple à 3 articulations : la hanche entre la partie inférieure du tronc et la cuisse, le genou entre la cuisse et la jambe, la cheville entre la jambe et le pied. La partie supérieure du corps est une chaîne arborescente. Sur la partie inférieure du tronc est articulée au niveau de la vertèbre T8 la partie supérieure du tronc notée segment 8. Sur ce segment 8 sont articulées la tête au niveau de la vertèbre C7 et les chaînes des membres supérieurs. Chacun des membres supérieurs est une chaîne

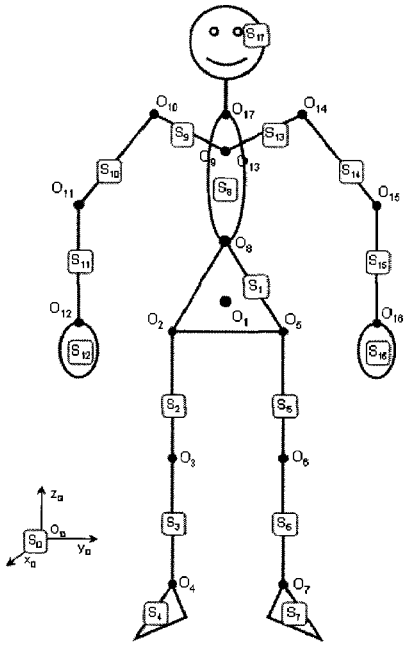


FIG. 2.3 – Humanoïde à dix-sept segments en position anatomique de référence (paumes de main vers l'avant). *S0 : repère global, S1 : partie inférieure du tronc, S2 : cuisse droite, S3 : jambe droite, S4 : pied droit, S5 : cuisse gauche, S6 : jambe gauche, S7 : pied gauche, S8 partie supérieure du tronc, S9 : clavicule droite, S10 : bras droit, S11 : avant-bras droit, S12 : main droite, S13 : clavicule gauche, S14 : bras gauche, S15 : avant-bras gauche, S16 : main gauche, S17 : tête. O0 : origine du repère monde, O1 : milieu des épines iliaques postérieures, O2 : hanche droite, O3 : genou droit, O4 : cheville droite, O5 : hanche gauche, O6 : genou gauche, O7 : cheville gauche, O8 : vertèbre T8, O9 : sternum, O10 : épaule droite, O11 : coude droit, O12 : poignet droit, O13 : sternum, O14 : épaule gauche, O15 : coude gauche, O16 : poignet gauche, O17 : vertèbre C7.*

cinématique simple à 4 articulations : l'articulation sterno-claviculaire entre la partie supérieure du tronc et la clavicule, l'épaule entre la clavicule et le bras, le coude entre le bras et l'avant-bras, le poignet entre l'avant-bras et la main.

Les articulations des chaînes cinématiques sont modélisées par un certain nombre de degrés de liberté représentatifs des mobilités humaines (section 1.4.3.3) :

- la position et l'orientation du corps de référence 1 par rapport au repère absolu 0 sont non-contraintes, soit six degrés de liberté,
- 3 degrés de liberté pour les hanches : flexion/extension, abduction/adduction et rotation interne/externe ;
- 1 degré de liberté pour les genoux : la flexion/extension ;
- 2 degrés de liberté pour les chevilles : flexion/extension et rotation interne/externe ;
- 3 degrés de liberté entre la partie inférieure du tronc et la partie supérieure : flexion/extension, abduction/adduction et rotation interne/externe ;

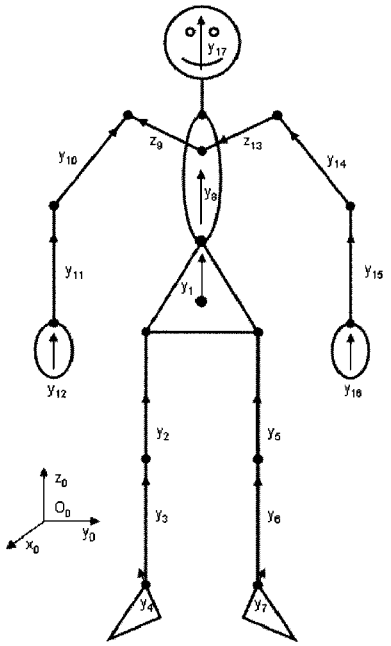


FIG. 2.4 – Orientation des repères segmentaires.

- 2 degrés de liberté entre la partie supérieure du tronc et les clavicules : élévation/abaissement et antépulsion/rétropulsion ;
- 3 degrés de liberté entre les clavicules et les bras : flexion/extension, abduction/adduction et rotation interne/externe ;
- 2 degrés de liberté entre les bras et les avant-bras : flexion/extension et rotation interne/externe ;
- 2 degrés de liberté entre les avant-bras et les mains : flexion/extension, abduction/adduction et rotation interne/externe ; et
- 3 degrés de liberté entre la partie supérieure du tronc et la tête : flexion/extension et abduction/adduction

Les degrés de liberté en rotation d'une même articulation sont portés par des axes successifs. Ces axes suivent une séquence d'Euler. La figure 2.5 présente le passage d'un segment père p et un segment fils f par une séquence d'axe ZXY.

C'est-à-dire que le premier degré de liberté en rotation est porté par l'axe z du repère père, le troisième degré de liberté est porté par l'axe y du repère fils et le deuxième degré de liberté est porté par l'axe flottant x orthogonal aux deux autres axes. Pour suivre au mieux les recommandations de l'ISB, la séquence d'axe choisie est ZXY pour toutes les articulations sauf celles entre la partie supérieure du tronc et les clavicules qui suivent une séquence YXZ. La séquence entre le corps de référence et le repère absolu est choisie pour éviter les singularités (Gimble lock).

Les valeurs prises à un instant des quarante-deux degrés de libertés sont les coor-

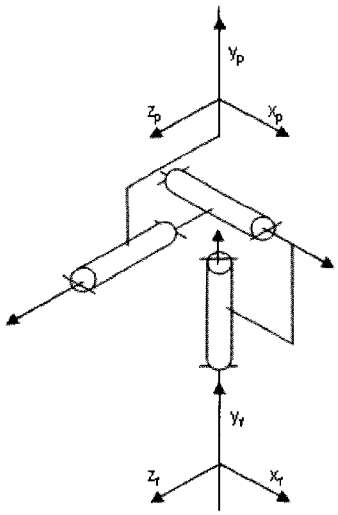


FIG. 2.5 – Représentation de la séquence d'axe ZXY entre un repère père, noté p, et un repère fils, noté f.

données articulaires notées $\mathcal{Q} = [q1 \cdots q42]$. La figure 2.6 présente la numérotation des coordonnées articulaires.

L'origine O_f d'un segment fils f dans le repère père p s'écrit ${}^pO_f$. Les trois coordonnées de ${}^pO_f$ définissent un vecteur L_f, cf. équation 2.4, considéré être les longueurs segmentaires qui permettent le passage de l'origine du segment père p à l'origine du segment fils.

$$L_f = {}^p[O_f] \tag{2.4}$$

L'ensemble des longueurs segmentaires de l'humanoïde, noté : $\mathcal{L} = [L_2 \cdots L_{17}]$, constitue une entrée du modèle géométrique.

Le modèle géométrique direct est décrit sous la forme de matrices homogènes. Pour chaque segment i de l'humanoïde, le modèle géométrique direct, noté g_i, définit la position et l'orientation à chaque instant de ce segment i dans le repère monde ${}^0T_i(t)$ par l'équation 2.5.

$${}^0T_i(t) = g_i(\mathcal{Q}(t), \mathcal{L}) = {}^0T_1(t) \times \cdots \times {}^pT_i(t) \tag{2.5}$$

Où p est le numéro du segment père du segment i , où $\mathcal{L}$ sont les longueurs segmentaires, où $\mathcal{Q}$ sont les coordonnées articulaires, et où t est l'instant représenté.

Les modèles géométriques directs des segments en bout de chaîne cinématique s'écrivent :

- pour le pied droit : $g_4 = {}^0T_4 = {}^0T_1 \times {}^1T_2 \times {}^2T_3 \times {}^3T_4$;
- pour le pied gauche : $g_7 = {}^0T_7 = {}^0T_1 \times {}^1T_5 \times {}^5T_6 \times {}^6T_7$;
- pour la main droite : $g_{12} = {}^0T_{12} = {}^0T_1 \times {}^1T_8 \times {}^8T_9 \times {}^9T_{10} \times {}^{10}T_{11} \times {}^{11}T_{12}$;

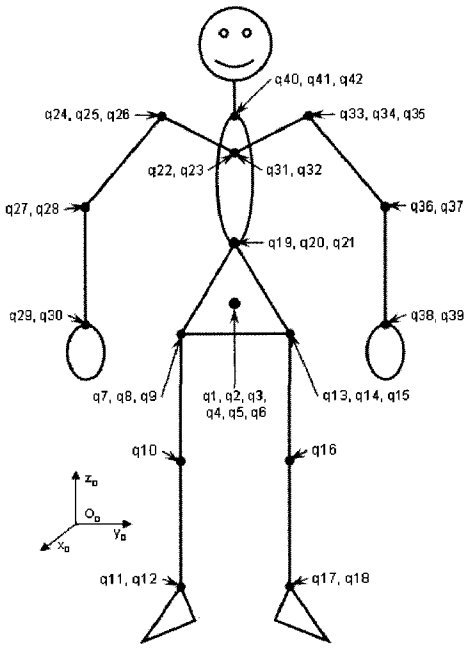


FIG. 2.6 – Répartition des coordonnées articulaires sur les articulations.

- pour la main gauche : $g_{16} = {}^0T_{16} = {}^0T_1 \times {}^1T_8 \times {}^8T_{13} \times {}^{13}T_{14} \times {}^{14}T_{15} \times {}^{15}T_{16}$;
- pour la tête : $g_{17} = {}^0T_{17} = {}^0T_1 \times {}^1T_8 \times {}^8T_{17}$.

L'ensemble des dix-sept modèles géométriques segmentaires est noté $\mathcal{G} = [g_1 \cdots g_{17}]$.

2.4.2.3 Définition des étiquettes sur le mannequin

A la surface du mannequin, sont définis des points fixes dans les repères segmentaires. Ces points sont nommés étiquettes. La position N_e d'une étiquette dans le repère segmentaire i auquel elle est attachée est notée ${}^iN_e$. À l'aide du modèle géométrique direct défini dans le paragraphe précédent, la position spatio-temporelle N de l'étiquette par rapport au repère absolu 0 est définie par l'équation 2.6.

$$ {}^0N_e(t) = {}^0T_i(t) \times {}^iN_e = g_i(t) \times {}^iN_e \tag{2.6} $$

Inversement, la position N de cette étiquette dans son repère segmentaire i est obtenue par l'équation 2.7.

$$ {}^iN_e = \left({}^0T_i(t)\right)^{-1} \times {}^0N_e(t) = g_i^{-1}(t) \times {}^0N_e(t) \tag{2.7} $$

La position de l'ensemble des n étiquettes, $\mathcal{N} = [N_1 \cdots N_n]$, est noté ${}^0\mathcal{N}$ pour la position des étiquettes dans le repère absolu 0 et est notée ${}^a\mathcal{N}$ pour la position des étiquettes dans le repère segmentaire auquel elles sont attachées.

2.4.3 Conclusion

La modélisation de la personne définie dans cette section a pour résultat un mannequin humanoïde à dix-sept segments. Le corps de référence considéré correspond à la partie inférieure du tronc et a pour origine le milieu de épines iliaques postérieures. Chaque segment rigide des chaînes cinématiques possède une origine située sur l'articulation avec son segment père et un système d'axes orthonormés permettant la définition d'un repère segmentaire propre. La position de l'origine d'un segment dans le repère de son segment père représente un vecteur de longueurs segmentaires. L'ensemble des 16 vecteurs de longueurs segmentaires est noté $\mathcal{L}$. Quarante-deux coordonnées articulaires $\mathcal{Q}$ décrivent les positions relatives des segments corporels entre eux et par rapport au repère absolu. Des points fixes dans le repère segmentaire auquel ils sont attachés sont appelés « étiquettes ». Les positions euclidiennes des étiquettes par rapport au repère absolu, ${}^0\mathcal{N}$, requièrent l'utilisation du modèle géométrique direct de leur segment d'attachement.

La structure du mannequin humanoïde étant définie, la section suivante développe son dimensionnement – détermination de $\mathcal{L}$ et ${}^a\mathcal{N}$ – et son utilisation pour reconstruire le mouvement – détermination de $\mathcal{Q}$.

2.5 Reconstruction du mouvement

2.5.1 Enoncé du problème

Communément en biomécanique, la mesure tridimensionnelle du mouvement repose sur un système de capture du mouvement et un ensemble de mires apposées sur la personne. Les positions cartésiennes mesurées de ces mires sont ensuite utilisées selon les méthodes directes de reconstruction du mouvement afin d'estimer le mouvement produit par la personne. Cette démarche biomécanicienne repose sur un ensemble de méthodes pour, qu'à partir des points mesurés, soient retrouvés :

- les centres articulaires $[{}^0O_1 \cdots {}^0O_{17}]$;
- les axes segmentaires $[{}^0R_1 \cdots {}^0R_{17}]$;
- les repères segmentaires $[{}^0T_1 \cdots {}^0T_{17}]$;
- les longueurs segmentaires $\mathcal{L}$;
- les coordonnées articulaires $\mathcal{Q}$.

Le principe de cette démarche a été présenté à la figure 1.12. Elle estime le mouvement sans tenir compte des artefacts de mesure que sont les glissements de peau, voir section 1.5.3.

Les méthodes directes, voir section 1.5.3, nécessitent la mesure d'un nombre conséquent de points qu'il n'est pas toujours possible d'obtenir, voir la section 3.2.4 concernant la perte de marqueurs. Dès lors que les informations liées à ces points manquent, il n'est

plus possible de construire classiquement le mouvement du mannequin.

Les méthodes segmentaires, cf. section 1.5.3, prennent en compte les glissements de peau pour l'estimation du mouvement. Par contre, le phénomène de dislocation des segments rompt les chaînes cinématiques.

L'utilisation d'une méthode globale de reconstruction du mouvement, voir section 1.5.3, est donc nécessaire pour prendre en compte les glissements de peau tout en conservant l'intégrité des chaînes cinématiques. L'objectif de notre démarche est de proposer une méthode qui permettent l'estimation des coordonnées articulaires $\mathcal{Q}$ malgré cette perte d'information, voir figure 2.7.

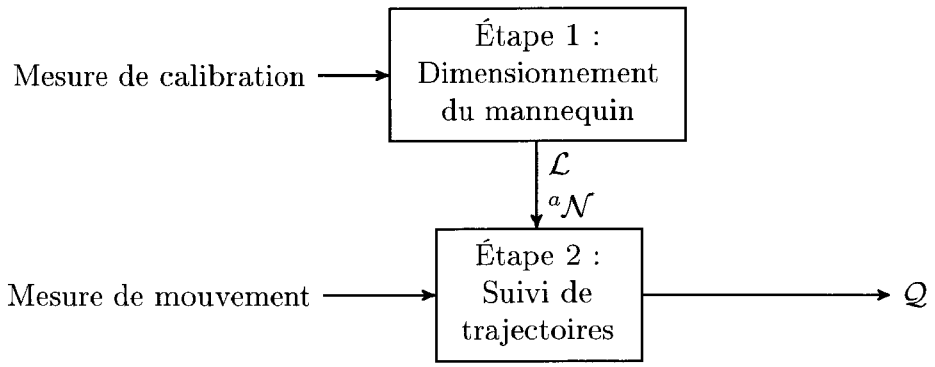


FIG. 2.7 – Notre démarche de reconstruction du mouvement.

Dans un premier temps, le dimensionnement d'un mannequin humanoïde adapté à l'anthropométrie de la personne est réalisé. Dans un deuxième temps, ce mannequin est utilisé pour effectuer un suivi des trajectoires mesurées disponibles.

2.5.2 Dimensionnement du mannequin

Le dimensionnement du mannequin humanoïde, adaptés à l'anthropométrie de la personne, correspond à la définition de l'ensemble $\mathcal{L}$ de ses longueurs segmentaires et de l'ensemble ${}^{a}\mathcal{N}$ des positions des étiquettes dans le repère segmentaire auquel elles sont attachées. Le dimensionnement du mannequin est fait automatiquement à partir d'une mesure de calibration en utilisant les méthodes directes de la biomécanique, voir figure 2.8.

La mesure de la position euclidienne dans le repère absolu 0 d'une mire M est notée ${}^{0}M$. L'ensemble des positions de m mires est noté $\mathcal{M} = [{}^{0}M_1 \cdots {}^{0}M_m]$. À partir de cet ensemble $\mathcal{M}$ sont définis les centres articulaires $[{}^{0}O_1 \cdots {}^{0}O_{17}]$ et les axes segmentaires $[{}^{0}R_1 \cdots {}^{0}R_{17}]$ qui permettent d'obtenir les repères des différents segments corporels $\mathcal{G}$. Ensuite, l'ensemble $\mathcal{L}$ de ses longueurs segmentaires est calculé en suivant l'équation 2.4. Enfin, une mire est associée à chaque étiquette du mannequin pour obtenir l'ensemble ${}^{0}\mathcal{N}$ et ainsi pouvoir calculer l'ensemble ${}^{a}\mathcal{N}$ par l'équation 2.7.

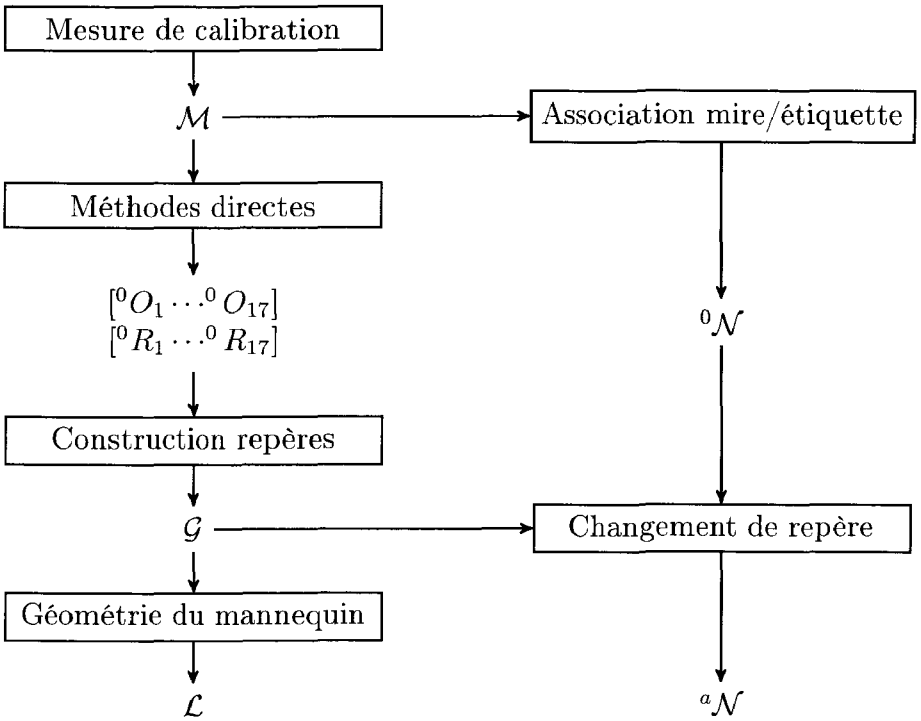


FIG. 2.8 – Détails de l'étape 1 de notre démarche de reconstruction du mouvement : Dimensionnement du mannequin.

Les paramètres $\mathcal{L}$ et ${}^a\mathcal{N}$ étant maintenant définis, l'utilisation du mannequin dans le sens direct permet, en lui donnant les coordonnées articulaires $\mathcal{Q}$ en entrée, de définir l'ensemble des positions des étiquettes dans le repère absolu ${}^0\mathcal{N}$ comme résumé figure 2.9.

$$\mathcal{Q} \longrightarrow \boxed{{}^0\mathcal{N} = \mathcal{G}\left(\mathcal{Q}, \mathcal{L}\right) \times {}^a\mathcal{N}} \longrightarrow {}^0\mathcal{N}$$

Figure 2.9: Utilisation du mannequin - sens direct.

Puisque ce sont les coordonnées articulaires $\mathcal{Q}$ qui sont recherchées l'utilisation du mannequin devra se faire dans le sens « inverse ».

2.5.3 Suivi de trajectoires

Le suivi de trajectoires est la deuxième étape de la reconstruction du mouvement. La détermination des coordonnées articulaires $\mathcal{Q}$, s'opère en utilisant le modèle géométrique $\mathcal{G}$ du mannequin humanoïde dans le mode inverse à l'aide d'une optimisation non-linéaire, équation 2.8. Le schéma de principe de cette optimisation est illustré figure 2.10.

$$\min_{\mathcal{Q}} f(\mathcal{Q}, \mathcal{L}, {}^0\mathcal{N}, \mathcal{M}) \tag{2.8}$$

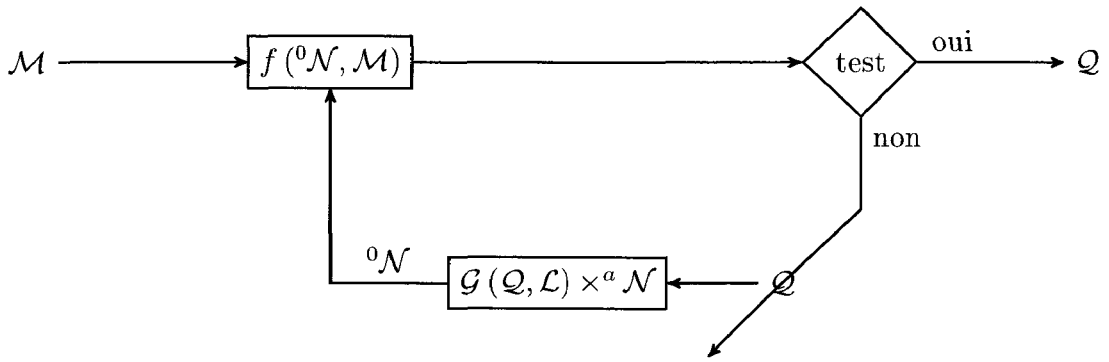


Figure 2.10: Suivi des trajectoires des mires par les étiquettes du mannequin humanoïde. *f la fonction objectif de l'optimisation, $\mathcal{G}$ le modèle géométrique direct du mannequin humanoïde, $\mathcal{Q}$ les coordonnées articulaires, $\mathcal{M}$ la position mesurée des mires, $\mathcal{N}$ la position des étiquettes, $\mathcal{L}$ les longueurs segmentaires.*

La reconstruction du mouvement a pour objectif la détermination des coordonnées articulaires $\mathcal{Q}$. Dans une première phase, chaque mire M_j mesurée est associée à une étiquette N_i du mannequin. Dans une deuxième phase, le suivi des trajectoires mesurées des mires $\mathcal{M}$ par les étiquettes du mannequin est réalisé à chaque instant. C'est-à-dire que les coordonnées articulaires $\mathcal{Q}$ sont cherchées pour que les étiquettes du mannequin ${}^0\mathcal{N}$ soient au plus proche, au sens de la fonction d'optimisation f, de leurs mires associées $\mathcal{M}$. Lorsque le *test*, c'est-à-dire le minimum de la somme des normes entre les étiquettes et les mires (Lempereur, 2006 ; Ait El Menceur, 2009), valide la reconstruction du mouvement fait par le mannequin humanoïde grâce aux coordonnées articulaires $\mathcal{Q}$, celles-ci sont extraites. Ce sont les coordonnées articulaires $\mathcal{Q}$ qui permettent de replacer le mannequin au plus près de la mesure.

2.5.4 Conclusion

La reconstruction du mouvement est faite par une méthode en deux phases : dimensionnement et suivi de trajectoires. Le dimensionnement consiste à réaliser une mesure de calibration dans des conditions favorables – nombre suffisant de mires pour mettre en œuvre les méthodes directes – qui permet de dimensionner automatiquement le mannequin humanoïde (présenté section 2.4) à l'anthropométrie de la personne. Le suivi des trajectoires mesurées des mires consiste à placer au mieux les étiquettes du mannequin humanoïde pour obtenir les coordonnées articulaires.

Le mouvement reconstruit est utilisé pour l'évaluation cinématique et pour l'estimation des efforts intersegmentaires.

2.6 Estimation des efforts intersegmentaires

Afin de mieux comprendre les mouvements nous souhaitons connaître leurs causes premières qui sont les couples et forces intersegmentaires ou articulaires. L'estimation des efforts articulaires relève d'un problème de dynamique inverse, voir section 1.4.5. Pour résoudre ce problème, cette section présente le fondement théorique, puis la modélisation inertielle du mannequin humanoïde et enfin la méthode de la dynamique inverse permettant d'obtenir les efforts articulaires.

2.6.1 Principe fondamental de la dynamique

Un problème de dynamique inverse se résout grâce au Principe Fondamental de la Dynamique (PFD), dérivé de la deuxième loi de Newton, appliqué aux différents segments corporels. Le PFD consiste à écrire l'équilibre dynamique d'un segment rigide à l'aide des équations de Newton et d'Euler. Pour un solide S, de masse m_s, de centre de gravité G, d'accélération en G $\overrightarrow{\gamma_G}$ et de moment cinétique $\overrightarrow{\sigma_G}$, le théorème de la résultante, ou théorème de Newton, est décrit par l'équation 2.9 et le théorème du moment cinétique, ou théorème d'Euler, est décrit par l'équation 2.10.

$$\sum \overrightarrow{F_{ext/R}} = m_s * \overrightarrow{\gamma_{G/R}} \tag{2.9}$$

$$\sum \overrightarrow{M_{G\overrightarrow{F_{ext/R}}}} + \sum \overrightarrow{C_{extG/R}} = \frac{d\overrightarrow{\sigma_G}}{dt}_{/R} \tag{2.10}$$

Où $\overrightarrow{F_{ext}}$ est une force externe appliquée au solide S, où $\overrightarrow{M_{G\overrightarrow{F_{ext}}}}$ est le moment résultant en G d'une force externe appliquée au solide S et où $\overrightarrow{C_{ext}}$ est un couple externe appliqué au solide s et où R est un référentiel galiléen.

Les équations du PFD peuvent être écrites pour notre mannequin compte-tenu des hypothèses annoncées section 2.2.2.

Le formalisme des matrices homogènes introduit section 2.4.1 (Legnani *et coll.*, 1996b) permet de réunir l'équation 2.9 de Newton et l'équation 2.10 d'Euler en une seule en suivant les notations suivantes.

L'équation 2.11 présente le formalisme des matrices homogènes pour un torseur d'ac-

tion mécanique $[\phi]_R$.

$$[\phi]_R = \begin{bmatrix} 0 & -M_z & M_y & F_x \\ M_z & 0 & -M_x & F_y \\ -M_y & M_x & 0 & F_z \\ -F_x & -F_y & -F_z & 0 \end{bmatrix}_R \tag{2.11}$$

Les accélérations linéaire et angulaire d'un segment s par rapport au repère absolu 0 exprimées dans le repère absolu 0, regroupées sous la notation $[{}^0H_s]_0$, s'obtiennent à partir de ${}^0T_s$ la matrice de passage du repère segmentaire s au repère absolu 0 définie section 2.4.1. $[{}^0H_s]_0$ est obtenue par l'équation 2.12.

$$\left[{}^0H_s\right]_0 = \frac{d^2\left({}^0T_s\right)}{dt^2} \times \left({}^0T_s\right)^{-1} \tag{2.12}$$

Les composantes massiques, géométrique et inertielle du segment s par rapport au repère absolu 0 sont regroupées dans la pseudo-matrice d'inertie $[J_s]_0$ détaillée section 2.6.2.

L'accélération des masses en mouvement $[\Gamma_s]_0$ regroupe les termes linéaire $m_s \times \overrightarrow{\gamma_{G/R}}$ et angulaire $\frac{d}{dt}\left(\overrightarrow{\sigma_G}\right)_{/R}$. Elle s'obtient à partir de l'accélération $[{}^0H_s]_0$ et de la pseudo-matrice d'inertie $[J_s]_0$ suivant l'équation 2.13.

$$[\Gamma_s]_0 = \left[{}^0H_s\right]_0 \times [J_s]_0 - [J_s]_0 \times \left(\left[{}^0H_s\right]_0\right)^t \tag{2.13}$$

L'accélération de la gravité se résume à une seule composante verticale dirigée vers le bas de valeur $9,81 m.s^{-2}$ notée $[H_g]_0$ dans le repère absolu 0 et suivant l'équation 2.14.

$$[H_g]_0 = \begin{bmatrix} 0 & 0 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & -9,81 \\ 0 & 0 & 0 & 0 \end{bmatrix}_0 \tag{2.14}$$

L'accélération de la gravité $[H_g]_0$ produit sur le segment s un torseur d'effort $\left[\phi_{g/s}\right]_0$ dans le repère absolu 0 décrit par l'équation 2.15.

$$\left[\phi_{g/s}\right]_0 = [H_g]_0 \times [J_s]_0 - [J_s]_0 \times \left([H_g]_0\right)^t \tag{2.15}$$

Les différents éléments du PFD étant mis sous forme de matrice homogène, le PFD se résume à l'équation 2.16.

$$\sum \left[\phi_{/s}\right]_0 = [\Gamma_s]_0 \tag{2.16}$$

où la somme des actions extérieures sur le segment s, $\sum \left[\phi_{/s}\right]_0$, regroupe l'action de la gravité $\left[\phi_{g/s}\right]_0$ et l'action d'autres solides sur le segment s tels que l'environnement ou un autre segment corporel.

2.6.2 Modélisation inertielle des segments du mannequin

Le calcul des forces et couples articulaires tel que défini à la section précédente nécessite de déterminer les propriétés massiques, géométriques et inertielles des différents segments corporels. Ces informations ont été regroupées pour un segment s dans la pseudo-matrice d'inertie $[J_s]_0$. Par souci de cohérence, c'est la structure du mannequin humanoïde défini à la section 2.4.2 qui est reprise ici pour définir les segments corporels.

En considérant un segment s rigide, de densité constante, symétrique, d'axes de symétrie coïncidant avec le repère local du segment s et de moments principaux d'inertie I_x, I_y et I_z, la matrice d'inertie en G dans le repère local, notée $I(G)_s$ s'écrit suivant l'équation 2.17, voir figure 2.11.

$$I(G)_s = \begin{bmatrix} I_x & 0 & 0 \\ 0 & I_y & 0 \\ 0 & 0 & I_z \end{bmatrix}_s \tag{2.17}$$

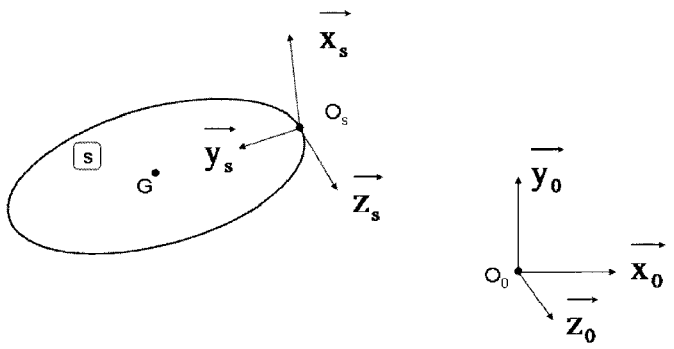


FIG. 2.11 – Modèle inertiel d'un segment s.

En faisant coïncider l'origine du repère segmentaire O_s avec l'articulation, le théorème du transport[1] de la matrice d'inertie en O_s permet d'écrire la matrice d'inertie $I(O_s)_s$

[1] Le théorème du transport est aussi appélé théorème de Huygens ou théorème de Steiner ou théorème des axes parallèles.

suivant l'équation 2.18.

$$I\left(O_s\right)_s = I\left(G\right)_s + I_s \tag{2.18}$$

avec $I_s = \begin{bmatrix} m \times (y^2 + z^2) & -m \times x \times y & -m \times x \times z \\ -m \times x \times y & m \times (x^2 + z^2) & -m \times y \times z \\ -m \times x \times z & -m \times y \times z & m \times (x^2 + y^2) \end{bmatrix}_s$, m la masse du segment et $\left[\overrightarrow{O_sG}\right]_s = [x, y, z]_s$ la position du centre de gravité.

En posant $I\left(O_s\right)_s = \begin{bmatrix} A & -F & -E \\ -F & B & -D \\ -E & -D & C \end{bmatrix}_s$ et $S = A + B + C$, la pseudo-matrice d'inertie $[J_s]_s$ du segment s dans son repère local est définie par l'équation 2.19.

$$[J_s]_s = \begin{bmatrix} \frac{S}{2} - A & F & E & m \times x \\ F & \frac{S}{2} - B & D & m \times y \\ E & D & \frac{S}{2} - C & m \times z \\ m \times x & m \times y & m \times z & m \end{bmatrix}_s \tag{2.19}$$

Le transport de la pseudo matrice d'inertie du segment s du repère segmentaire s, $[J_s]_s$, vers le repère absolu 0, $[J_s]_0$, est obtenu en utilisant la matrice de repérage ${}^0T_s$ de s par rapport à 0 suivant l'équation.

L'expression $[J_s]_0$ de la pseudo matrice d'inertie du segment s dans le repère absolu 0 est obtenue à partir de $[J_s]_s$ en utilisant ${}^0T_s$ la matrice de repérage du repère segmentaire s dans le repère absolu 0 suivant l'équation 2.20.

$$[J_s]_0 = {}^0T_s \times [J_s]_s \times \left({}^0T_s\right)^t \tag{2.20}$$

Les paramètres nécessaires à l'écriture des pseudos matrices d'intertie sont tirés d'un modèle anthropométrique proportionnel (de Leva, 1996). Ce modèle est particulièrement adapté à l'utilisation d'un mannequin humanoïde et à l'utilisation de mires placées sur le corps des sujets. Ces tables ont été construites à partir de la mesure de sujets non-paraplégiques. Cependant, elles peuvent être utilisées pour les membres supérieurs des personnes paraplégiques puisque il n'y a pas de différence significative entre ces deux populations pour les membres supérieurs (Dionyssiotis *et coll.*, 2008).

2.6.3 Méthode de la dynamique inverse

La méthode de la dynamique inverse vise à déterminer les efforts intersegmentaires à la structure polyarticulée. Cette méthode repose sur l'utilisation du PFD et du principe des

actions réciproques ou troisième loi de Newton. Le principe des actions réciproques établit que le torseur d'action mécanique exercé par un corps A sur un corps B vaut l'opposé du torseur d'action mécanique exercé par le corps B sur le corps A, équation 2.21.

$$\begin{aligned} \left[\overrightarrow{F_{A/B}}, \overrightarrow{M_{A/B}}\right] &= -\left[\overrightarrow{F_{B/A}}, \overrightarrow{M_{B/A}}\right] \\ \left[\phi_{A/B}\right] &= -\left[\phi_{B/A}\right] \end{aligned} \tag{2.21}$$

L'application de la troisième loi de Newton à une structure polyarticulée permet de dire que l'action d'un segment père sur son segment fils vaut l'opposé de l'action du segment fils sur son segment père. Ainsi, si les actions en bout de chaîne cinématique sont connues – chaîne ouverte, charge connue, mesure expérimentale – le PFD appliqué aux segments de manière itérative en commençant par le segment bout de chaîne permet de calculer successivement les efforts intersegmentaires, voir figure 2.12.

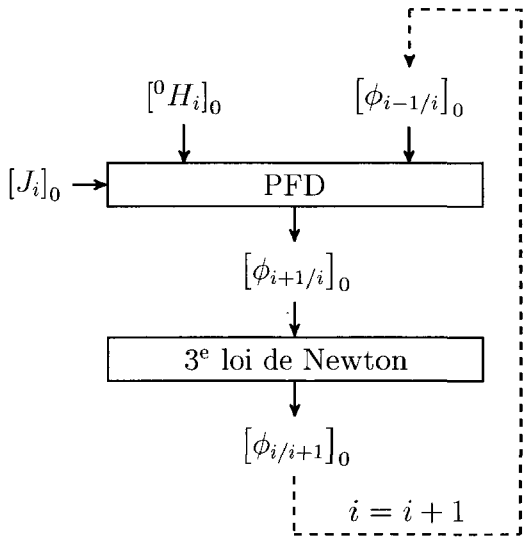


FIG. 2.12 – Méthode itérative de calcul des efforts articulaires le long d'une chaîne cinématique. *Avec i le numéro du segment le long de la chaîne cinématique ; $[^0H_i]_0$ l'accélération du segment i par rapport au repère 0 exprimée dans le repère 0 ; $[J_i]_0$ la pseudo-matrice d'inertie du segment i exprimée dans le repère 0 ; et $[\phi_{A/B}]_0$ le torseur d'action mécanique de A sur B exprimé dans le repère 0.*

Notre préoccupation étant les TMS des membres supérieurs provoqués par les transferts, les efforts articulaires, supposés être parmi les causes de ces TMS, sont calculés depuis les mains et non depuis les pieds (comme pour les études de la marche).

En suivant l'algorithme de la figure 2.12, il faut, pour le calcul des efforts articulaires au poignet $[\phi_{main/avant-bras}]_0$:

- connaître l'accélération de la main, $[^0H_{main}]_0$;
- connaître la pseudo-matrice d'inertie de la main, $[J_{main}]_0$;
- connaître les efforts exercés par la barre d'appui sur la main dans le repère absolu

0 , $\left[\phi_{appui/main}\right]_0$;
- écrire l'équation 2.16 du PFD pour le segment main, équation 2.22, afin de déterminer les efforts intersegmentaires de l'avant-bras sur la main, $\left[\phi_{avant-bras/main}\right]_0$;
- utiliser le principe des actions réciproques, équation 2.23, pour obtenir les efforts intersegmentaires de la main sur l'avant-bras, $\left[\phi_{main/avant-bras}\right]_0$.

Puis de manière itérative, il faut répéter l'écriture du PFD et du principe des actions réciproques pour le segment avant-bras afin de déterminer les efforts articulaires au coude, équation 2.24 et équation 2.25, puis pour le segment bras afin de déterminer les efforts articulaires à l'épaule, équation 2.26 et équation 2.27.

$$\left[\phi_{avant-bras/main}\right]_0 = \left[\Gamma_{main}\right]_0 - \left[\phi_{g/main}\right]_0 - \left[\phi_{appui/main}\right]_0 \tag{2.22}$$

$$\left[\phi_{main/avant-bras}\right]_0 = -\left[\phi_{avant-bras/main}\right]_0 \tag{2.23}$$

$$\left[\phi_{bras/avant-bras}\right]_0 = \left[\Gamma_{avant-bras}\right]_0 - \left[\phi_{g/avant-bras}\right]_0 - \left[\phi_{main/avant-bras}\right]_0 \tag{2.24}$$

$$\left[\phi_{avant-bras/bras}\right]_0 = -\left[\phi_{bras/avant-bras}\right]_0 \tag{2.25}$$

$$\left[\phi_{clavicule/bras}\right]_0 = \left[\Gamma_{bras}\right]_0 - \left[\phi_{g/bras}\right]_0 - \left[\phi_{avant-bras/bras}\right]_0 \tag{2.26}$$

$$\left[\phi_{bras/clavicule}\right]_0 = -\left[\phi_{clavicule/bras}\right]_0 \tag{2.27}$$

À noter que la méthode de la dynamique inverse ici présentée a été exprimée dans un seul et même repère, le repère absolu 0, pour éviter des transports inutiles entrainant des erreurs de calcul.

2.6.4 Conclusion

La section 2.5 a présenté une méthode pour reconstruire le mouvement malgré un nombre réduit de mires. Cette section s'est aussi orientée vers les causes du mouvement que sont les efforts intersegmentaires. Ceux-ci peuvent être estimés à partir du mouvement du mannequin à condition de pouvoir écrire pour au moins l'un des segments de cette chaîne le PFD avec un seul torseur d'action mécanique inconnu. La méthode de calcul utilisée est la méthode itérative de la dynamique inverse décrite par le formalisme des

matrices homogènes. Pour appliquer cette méthode à notre mannequin humanoïde, outre la cinématique, il faut connaître les efforts en bout de chaîne cinématique et le modèle inertiel des segments corporels.

2.7 Outils d'analyse du mouvement

L'analyse et l'interprétation des données cinématiques et dynamiques issues de la section 2.5 et de la section 2.6 nécessitent l'utilisation de plusieurs outils. Les outils utilisés pour évaluer la cinématique sont : la distance moyenne, le coefficient de corrélation, la différence articulaire moyenne et l'écart quadratique moyen. Les outils utilisés pour évaluer la dynamique sont la projection des efforts articulaires sur les repères articulaires, la puissance articulaire et l'angle entre le moment articulaire et la vitesse articulaire en rotation. Dans une dernière section, la normalisation est détaillée.

2.7.1 Outils d'analyse de la cinématique

La reconstruction du mouvement, présentée section 2.5, consiste à placer les étiquettes du mannequin au plus près des mires mesurées. L'écart entre les étiquettes et les mires est évalué par la distance euclidienne moyenne.

La reconstruction du mouvement peut être faite dans différentes conditions. Soient α et β deux de ces conditions, qui peuvent être un certain nombre de mires par exemple, et $\mathcal{Q}_\alpha = [q1_\alpha \cdots q42_\alpha]$ et $\mathcal{Q}_\beta = [q1_\beta \cdots q42_\beta]$ les coordonnées articulaires correspondantes. L'écart entre les étiquettes des mouvements reconstruits suivant α et β est évalué par la distance euclidienne moyenne. La différence entre les coordonnées articulaires $\mathcal{Q}_\alpha$ et $\mathcal{Q}_\beta$ est évalué par leurs coefficients de corrélation, la différence articulaire moyenne et l'écart quadratique moyen.

Distance euclidienne moyenne La distance euclidienne moyenne ε correspond à la moyenne, sur le nombre d'étiquettes et de pas de temps, des normes euclidiennes séparant les étiquettes du mannequin des mires mesurées ou séparant les étiquettes obtenues pour deux conditions de reconstruction du mouvement α et β.

En considérant un nombre p de mires et d'étiquettes associées, numérotées de 1 à p, ε est la distance euclidienne moyenne entre les p positions au cours du temps des mires, et les p positions des étiquettes dans le repère absolu 0, cf. figure 2.9. L'expression de ε est données par l'équation 2.28.

$$\varepsilon = \frac{1}{p} \times \sum_{k=1}^{p} \left(\frac{1}{n} \times \sum_{t=1}^{n} \left\| {}^0M_k(t) - g_i(\mathcal{Q}(t)) \times^i N_k \right\| \right) \tag{2.28}$$

Avec $\|.\|$ la norme euclidienne, n le nombre de pas de temps, ${}^0M_k$ la position d'une mire par rapport au repère absolu 0, $\mathcal{Q}$ les coordonnées articulaires, i l'indice du repère d'attachement de l'étiquette N_k et g_i le modèle géométrique direct du segment i.

En considérant deux reconstructions différentes α et β, la distance euclidienne moyenne ε permet d'évaluer la distance euclidienne entre les positions cartésiennes des étiquettes, numérotées de 1 à p, issues de ces deux reconstructions suivant l'équation 2.29.

$$\varepsilon = \frac{1}{p} \times \sum_{k=1}^{p} \left(\frac{1}{n} \times \sum_{t=1}^{n} \left\| g_i\left(\mathcal{Q}_\alpha(t)\right) \times^i N_k - g_i\left(\mathcal{Q}_\beta(t)\right) \times^i N_k \right\| \right) \tag{2.29}$$

Avec $\|.\|$ la norme euclidienne, n le nombre de pas de temps, $\mathcal{Q}_\alpha$ et $\mathcal{Q}_\beta$ les coordonnées articulaires issues des reconstructions dans les conditions α et β, i l'indice du repère d'attachement de l'étiquette N_k et g_i le modèle géométrique direct du segment i.

Coefficient de corrélation La différence d'évolution temporelle de chacune des quarante-deux coordonnées articulaires de $\mathcal{Q}_\alpha$ et de $\mathcal{Q}_\beta$, évoluant au cours du temps, est évalué par le coefficient de corrélation. Le coefficient de corrélation d'une coordonnée articulaire qi pour deux conditions α et β est notée $ri_{\alpha,\beta}$. L'expression de $ri_{\alpha,\beta}$ est décrite par l'équation 2.30.

$$ri_{\alpha,\beta} = \frac{\sum_{t=1}^{n} \left(\left(qi_\alpha(t) - \overline{qi_\alpha}\right) \times \left(qi_\beta(t) - \overline{qi_\beta}\right) \right)}{\sqrt{\left(\sum_{t=1}^{n} \left(\left(qi_\alpha(t) - \overline{qi_\alpha}\right)^2 \right) \right) \times \left(\sum_{t=1}^{n} \left(\left(qi_\beta(t) - \overline{qi_\beta}\right)^2 \right) \right)}} \tag{2.30}$$

Avec n le nombre de pas de temps et $\overline{qi} = \frac{1}{n} \sum_{t=1}^{n} \left(qi(t)\right)$.

L'ensemble des coefficients de corrélation des coordonnées articulaires pour deux conditions α et β est noté $\mathcal{R}_{\alpha,\beta} = [r1_{\alpha,\beta} \cdots r42_{\alpha,\beta}]$.

Différence articulaire moyenne La différence articulaire moyenne correspond à la moyenne sur le temps des différences entre deux coordonnées articulaires issues de deux reconstructions différentes α et β. de $\mathcal{Q}_\alpha$ et de $\mathcal{Q}_\beta$. La différence articulaire moyenne pour une coordonnée articulaire qi dans ces deux conditions est notée $\delta i_{\alpha,\beta}$. L'expression de $\delta i_{\alpha,\beta}$ est décrite par l'équation 2.31.

$$\delta i_{\alpha,\beta} = \frac{1}{n} \times \sum_{t=1}^{n} \left(qi_\alpha(t) - qi_\beta(t)\right) \tag{2.31}$$

Avec n le nombre de pas de temps.

L'ensemble des différences articulaires moyennes pour deux conditions α et β est noté $\mathcal{D}_{\alpha,\beta} = [\delta 1_{\alpha,\beta} \cdots \delta 42_{\alpha,\beta}]$.

Ecart quadratique moyen L'écart quadratique moyen correspond à la racine carrée de la moyenne sur le temps des écarts entre deux coordonnées articulaires issues de deux reconstructions différentes α et β. de $\mathcal{Q}_\alpha$ et de $\mathcal{Q}_\beta$. L'écart quadratique moyen $RMSi_{\alpha,\beta}$ entre une coordonnée articulaire qi obtenue avec la condition α et avec la condition β est décrit par l'équation 2.32.

$$RMSi_{\alpha,\beta} = \sqrt{\frac{1}{n} \times \sum_{t=1}^{n} \left(\left(qi_\alpha(t) - qi_\beta(t) \right)^2 \right)} \tag{2.32}$$

Avec n le nombre de pas de temps.

L'ensemble des écarts quadratiques moyens pour deux conditions α et β est noté $\mathcal{RMS}_{\alpha,\beta} = [RMS1_{\alpha,\beta} \cdots RMS42_{\alpha,\beta}]$.

2.7.2 Outils d'analyse de la dynamique

Les efforts articulaires $\left[\phi_{s/s-1}\right]_0$ obtenus par la méthode de la dynamique inverse, voir section 2.6.3, sont exprimés dans le repère absolu 0. Pour être interprétés d'un point de vue clinique, ils sont projetés dans le repère articulaire (Wu *et coll.*, 2002, 2005). Pour permettre l'analyse des contributions des différents moments articulaires projetés au mouvement de transfert, la puissance et l'angle 3D entre le moment articulaire et la vitesse articulaire en rotation sont calculés (Dumas et Cheze, 2008 ; Samson *et coll.*, 2009 ; Desroches *et coll.*, 2010).

2.7.2.1 Transport des efforts articulaires dans le repère articulaire

Le transport des efforts articulaires $\left[\phi_{s/s-1}\right]_0$ dans le repère articulaire se fait en trois étapes : la construction du repère articulaire, le transport du torseur au centre articulaire puis la projection du torseur dans le repère articulaire, voir figure 2.13.

Construction du repère articulaire Le repère articulaire, noté A, est un repère normé non-orthogonal construit sur les axes porteurs des coordonnées articulaires. Soient $\overrightarrow{u_s}$ l'axe normalisé lié au segment fils s exprimé dans le repère absolu 0 et $\overrightarrow{u_{s-1}}$ l'axe normalisé lié au segment père $s-1$ exprimé dans le repère absolu 0. Entre l'axe lié au segment père et l'axe lié au segment fils se situe l'axe flottant, noté $\overrightarrow{u_f}$, normal à $\overrightarrow{u_s}$ et

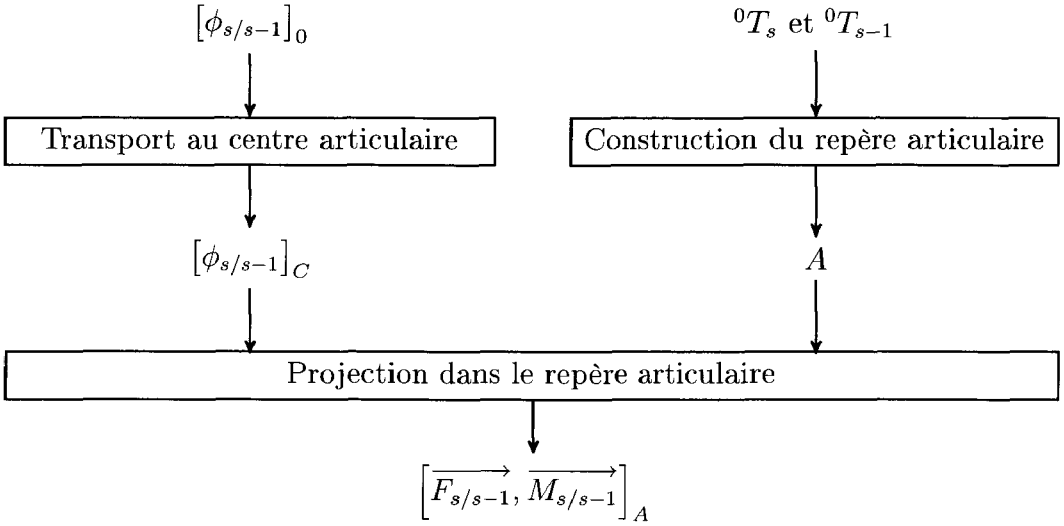


FIG. 2.13 – Expression des efforts articulaires dans le repère articulaire.

à $\overrightarrow{u_{s-1}}$. L'axe flottant est choisi pour que le repère articulaire $A = (\overrightarrow{u_{s-1}}, \overrightarrow{u_f}, \overrightarrow{u_s})$ soit un repère normé direct, voir équation 2.33.

$$\overrightarrow{u_f} = \frac{\overrightarrow{u_s} \wedge \overrightarrow{u_{s-1}}}{\|\overrightarrow{u_s} \wedge \overrightarrow{u_{s-1}}\|} \tag{2.33}$$

Transport du torseur articulaire au centre articulaire Le moment d'un torseur est lié à son point d'expression. Pour supprimer le moment résultant de la force, et ne conserver que le couple articulaire, le torseur $[\phi_{s-1/s}]_0$ est exprimé dans le repère absolu 0 translaté au centre articulaire O_s, jonction des segments s et $s-1$. Ce repère est noté C. La matrice homogène permettant cette translation est notée ${}^0T_C = \begin{bmatrix} & I_3 & & \overrightarrow{O_0O_s} \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix}_0$, avec I_3 la matrice identité 3×3. Le transport des efforts articulaires $[\phi_{s/s-1}]_0$ au centre articulaire est décrit par l'équation 2.34.

$$[\phi_{s/s-1}]_C = \left({}^0T_C\right)^{-1} \times [\phi_{s/s-1}]_0 \times \left(\left({}^0T_C\right)^{-1}\right)^t \tag{2.34}$$

Projection dans le repère articulaire L'équation 2.11 permet d'extraire du torseur d'effort intersegmentaire $[\phi_{s/s-1}]_C$ le vecteur force et le pseudovecteur moment $\left[\overrightarrow{F_{s/s-1}}, \overrightarrow{M_{s/s-1}}\right]_C$ correspondants, exprimés dans le repère C. Si l'on nomme l'une de ses

composantes $\overrightarrow{V_{/C}}$, sa projection $\overrightarrow{V_{/A}}$ sur les axes du repère articulaire A suit l'équation 2.35.

$$\overrightarrow{V_{/A}} = \frac{1}{\det(\overrightarrow{u_{s-1}}, \overrightarrow{u_f}, \overrightarrow{u_s})} \left[\det\left(\overrightarrow{u_f}, \overrightarrow{u_s}, \overrightarrow{V_{/C}}\right) \quad \det\left(\overrightarrow{u_s}, \overrightarrow{u_{s-1}}, \overrightarrow{V_{/C}}\right) \quad \det\left(\overrightarrow{u_{s-1}}, \overrightarrow{u_f}, \overrightarrow{V_{/C}}\right) \right]_{/A} \tag{2.35}$$

Les segments considérés pour la projection sont résumés dans le tableau 2.1.

Articulation	Segment père	Segment fils
Poignet	Avant-bras	Main
Coude	Bras	Avant-bras
Épaule	Partie supérieure du tronc	Bras

TAB. 2.1 – Segments considérés pour définir les repères articulaires.

2.7.2.2 Contribution au mouvement des moments articulaires

La contribution des moments articulaires au mouvement est évalué par la puissance articulaire et l'angle 3D entre la vitesse articulaire et le moment articulaire (Dumas et Cheze, 2008 ; Samson *et coll.*, 2009 ; Desroches *et coll.*, 2010). Le calcul de ces composantes est fait dans le repère absolu 0.

Cette représentation a l'avantage de suivre les conventions de Grood et Suntay (1983), citées par Chèze (2000), permettant l'interprétation clinique des efforts articulaires. Cette convention, recommandée par l'ISB (Wu *et coll.*, 2002, 2005), a l'avantage d'exprimer les moments articulaire suivant les axes de rotation de la structure « robotique » du mannequin, cf. figure 2.5, facilitant l'interprétation.

Vitesse articulaire Sous leur forme homogène, les vitesses linéaire et angulaire d'un segment s par rapport au repère 0 exprimées dans le repère absolu 0 sont regroupées sous la notation $[{}^0W_s]_0$. Elles s'obtiennent à partir de ${}^0T_s$ la matrice de passage du repère segmentaire s au repère absolu 0, cf. section 2.4.1. Leur calcul est défini par l'équation 2.36.

$$[{}^0W_s]_0 = \frac{d\left({}^0T_s\right)}{dt} \times \left({}^0T_s\right)^{-1} \tag{2.36}$$

Les composantes en rotation, de la matrice des vitesses articulaires du segment s $[{}^0W_s]_0$, sont réunies dans le pseudovecteur $\overrightarrow{\omega_s}$.

La vitesse articulaire $\overrightarrow{\omega}$ correspond à la vitesse du repère f, lié au segment fils, par rapport au repère r, lié au segment père, voir équation 2.37.

$$\overrightarrow{\omega} = \overrightarrow{\omega_p} - \overrightarrow{\omega_f} \tag{2.37}$$

Puissance articulaire La puissance articulaire P générée ou absorbée dans une articulation est obtenue par le produit scalaire de moment articulaire $\overrightarrow{M}$ par la vitesse angulaire $\overrightarrow{\omega}$ exprimés dans le repère 0, voir équation 2.38.

$$P = \overrightarrow{M}.\overrightarrow{\omega} \tag{2.38}$$

Avec $\overrightarrow{M}$ le moment articulaire extrait du torseur articulaire exprimé au centre articulaire $\left[\phi_{s/s-1}\right]_C$, et avec $\overrightarrow{\omega}$ la vitesse articulaire.

Angle 3D entre le moment articulaire et la vitesse articulaire L'angle 3D $\alpha_{M\omega}$ entre le moment articulaire $\overrightarrow{M}$ et la vitesse articulaire $\overrightarrow{\omega}$ est obtenu à partir du produit scalaire de la puissance articulaire $P = \left\|\overrightarrow{M}\right\| \times \left\|\overrightarrow{\omega}\right\| \times \cos\left(\alpha_{M\omega}\right)$ par l'équation 2.39.

$$\alpha_{M\omega} = \arccos\left(\frac{\overrightarrow{M}.\overrightarrow{\omega}}{\left\|\overrightarrow{M}\right\| \times \left\|\overrightarrow{\omega}\right\|}\right) \tag{2.39}$$

La fonction arccos, bijection de $[-1;1]$ sur $[0,\pi]$, est entièrement définie pour tous $\left\|\overrightarrow{M}\right\|$ et $\left\|\overrightarrow{\omega}\right\|$ différents de 0.

L'angle 3D $\alpha_{M\omega}$ permet de définir si le moment produit dans l'articulation contribue au mouvement, $0° < \alpha_{M\omega} < 60°$, s'il résiste au mouvement, $120° < \alpha_{M\omega} < 180°$, ou s'il stabilise l'articulation, $60° < \alpha_{M\omega} < 120°$.

2.7.3 Normalisation des données calculées

La normalisation des données cinématiques et dynamiques permet la comparaison de deux mouvements de durées différentes ou réalisés par deux personnes différentes (Hof, 1996).

La normalisation temporelle Elle consiste à suréchantillonner sur la durée un tableau de données pour les ramener en pourcentage. Ainsi, la comparaison de mouvements de durées différentes est-elle possible.

La normalisation des efforts articulaires Les efforts articulaires qu'une personne exerce pour réaliser une tâche dépendent de son anthropométrie. La comparaison d'efforts exercés par différentes personnes nécessite que ces efforts soient normalisés par l'anthropométrie des personnes. Cette normalisation est faite par rapport à l'effort théorique maximal de la personne.

Dans le cadre du mouvement de transfert des personnes paraplégiques, ce sont les

deux membres supérieurs qui sont en charge d'exécuter le mouvement de translation de l'ensemble du corps d'un siège source à un siège cible. C'est pourquoi l'adaptation de la méthode de Hof (1996) aux membres supérieurs nous permet de normaliser la force par la moitié du poids de la personne, équation 2.40, et le moment par la moitié du poids multipliée par le bras de levier, la longueur du membre supérieur de la personne, équation 2.41.

$$F_0 = \frac{F}{0,5 \times m_0 \times g} \tag{2.40}$$

$$M_0 = \frac{M}{0,5 \times m_0 \times g \times l_0} \tag{2.41}$$

Avec F et M les efforts et F_0 et M_0 ces efforts normalisés, m_0 la masse du sujet, g l'accélération de la gravité et l_0 la longueur du bras de levier, le membre supérieur.

La normalisation des puissances articulaires En suivant la méthode de Hof[2] (Hof, 1996), adaptée au double appui du transfert, la puissance P est normalisée pour obtenir P_0 suivant l'équation 2.42.

$$P_0 = \frac{P}{0,5 \times m_0 \times \sqrt{g^3 \times l_0}} \tag{2.42}$$

Avec m_0 la masse du sujet, g l'accélération de la gravité et l_0 la longueur du bras de levier, le membre supérieur.

2.7.4 Conclusion

Cette section s'est attachée à définir les outils mathématiques utiles à l'analyse des mouvements reconstruits et des efforts articulaires estimés. La proximité d'un mouvement de mannequin par rapport à la mesure ou de deux mouvements reconstruits entre eux est évaluée par la distance euclidienne moyenne (ε). La similitude des ensembles des coordonnées articulaires $\mathcal{Q}_\alpha$ et $\mathcal{Q}_\beta$, issues de la reconstruction du mouvement suivant deux conditions différentes α et β, est évaluée par $\mathcal{R}_{\alpha,\beta}$, l'ensemble des coefficients de corrélation, par $\mathcal{D}_{\alpha,\beta}$, l'ensemble des différences articulaires moyennes, et par $\mathcal{RMS}_{\alpha,\beta}$, l'ensemble des écarts quadratiques moyens. L'analyse des efforts intersegmentaires se fait après projection dans le repère articulaire. La contribution au mouvement des moments articulaires se base sur les puissances articulaires et sur l'angle 3D entre le moment articulaire et la vitesse articulaire en rotation. La comparaison de mouvements de durées

[2] L'erreur d'homogénéité des unités pour le calcul des puissances relevée dans Hof (1996) et Dumas et Cheze (2008) a été corrigée en suivant Desroches *et coll.* (2010).

différentes et/ou réalisés par des personnes différentes est rendue possible par des opérations de normalisation.

2.8 Conclusion de chapitre

Dans ce chapitre a été présentée la méthodologie pour modéliser et analyser le mouvement de transfert latéral de la personne paraplégique. Pour modéliser la personne, un mannequin humanoïde à dix-sept segments et quarante-deux degrés de liberté a été présenté. Le dimensionnement automatisé de ce mannequin à l'anthropométrie de la personne nécessite une mesure de calibration statique de la personne avec assez de mires pour pouvoir utiliser les méthodes directes de la biomécanique liées à l'étude de mouvements tridimensionnels. Le mouvement est reconstruit par une méthode globale réalisant un suivi de trajectoires des mires mesurées par les étiquettes du mannequin. En utilisant un modèle inertiel des segments corporels et en connaissant les efforts aux contacts entre la personne et son environnement, la méthode de la dynamique inverse permet l'estimation des efforts articulaires à l'origine du mouvement. Dans une dernière partie, un ensemble d'outils utiles à l'analyse cinématique et dynamique du mouvement ont été définis.

Le chapitre suivant explique comment obtenir les données utiles à l'analyse du mouvement de transfert latéral en appui sur les mains de la personne paraplégique entre un FRM et un toilette pour différentes configurations matérielles.

Chapitre 3

Création d'une base de données cinématiques et dynamiques du mouvement de transfert latéral de la personne paraplégique sur une barre d'appui de hauteur variable

3.1 Introduction

Ce chapitre présente en quatre parties la création d'une base de données cinématiques et dynamiques du mouvement de transfert latéral de la personne paraplégique entre un FRM et un toilette, la barre d'appui côté toilette étant de hauteur variable. La première partie concerne les expérimentations. La deuxième partie a pour objet le traitement des données expérimentales. La troisième partie décrit la création de la base de données cinématiques et dynamiques. La quatrième partie présente une évaluation de la méthode de reconstruction du mouvement à savoir le dimensionnement du mannequin et le suivi des trajectoires par ce mannequin.

3.2 Expérimentations

Le mouvement de transfert latéral en appui sur les mains a été mesuré pour une population variée, tant au niveau lésionnel qu'au niveau anthropométrique. Pour réaliser ces mesures, une plateforme expérimentale a été conçue et un protocole expérimental a été mis en place. Les expérimentations réalisées ont mis en évidence un ensemble de problèmes.

3.2.1 Population

La population visée par l'étude est la population paraplégique étant en mesure de réaliser des transferts latéraux en toute autonomie. Douze sujets paraplégiques ont participé à la campagne de mesures, auxquels s'ajoutent un sujet tétraplégique, autonome pour les transferts, et un sujet sans lésion médullaire, voir tableau 3.1. Le sujet sans lésion médullaire et le sujet tétraplégique enrichissent la base de données constituée à des fins prospectives. Les mouvements du sujet sans lésion pourront être comparés à des pré-expérimentations faites par ce même sujet au LAMIH et les mouvements du sujet tétraplégique constituent une pré-expérimentation à l'étude de cette population.

Sujet	Sexe	Taille [m]	Poids [kg]	Âge [*année*]	Expérience [*année*]	Lésion
S01	♂	1,58	62	-	17	PP
S02	♂	1,71	73	-	30	PP
S03	♂	1,92	105	-	30	PP
S04	♀	1,75	50	-	8	PP
S05	♂	1,80	68	-	1,4	PP
S06	♂	1,55	55	60	46	PP
S07	♂	1,74	65	-	2,5	PP
S08	♂	1,80	75	-	11	PP
S09	♂	1,80	63	-	3	PP
S10	♂	1,80	60	-	0,8	PP
S11	♂	1,65	60	-	0,8	PP
S12	♂	2,03	70	25	6	TP
S13	♂	1,85	65	19	1,3	PP
S14	♂	1,87	89	27	0	∅

TAB. 3.1 – Population des expérimentations de transfert. *PP : paraplégique ; TP : tétraplégique.*

La taille moyenne des sujets paraplégiques est $1,75 \pm 0,11\,m$. Leur poids moyen est $66,8 \pm 13,9\,kg$. Leur expérience en FRM est de $0,8$ *an* à 46 *ans*.

3.2.2 Plateforme expérimentale

3.2.2.1 Besoin et proposition

Dans le cadre du projet SACR-FRM, un cahier des charges a été réalisé, voir annexe A. La plateforme expérimentale doit être conçue pour permettre l'étude du mouvement de transfert latéral d'une personne paraplégique entre un FRM et un toilette pour différentes hauteurs de barre de transfert.

La plateforme expérimentale est composée de deux parties : la partie mesure, appelée

système de capture, et la partie simulant la configuration matérielle, appelée maquette.

Le système de capture est utilisé pour les mesures mécaniques et cinématiques, voir section 1.4.2 et section 1.4.4.

- Les actions mécaniques entre le sujet et son environnement sont mesurées avec des capteurs d'efforts mécaniques à six composantes. Ce type de capteur permet d'avoir accès à l'ensemble des actions mécaniques exercées – forces et moments. D'une part, ces informations sont directement exploitables par les fabricants de matériels et, d'autre part, ces informations sont utiles à l'estimation des efforts articulaires.
- La mesure de la cinématique est réalisée avec un système optoélectronique de capture du mouvement. Ces systèmes ont l'avantage de ne pas être perturbés par des structures métalliques et de permettre le suivi des mouvements du corps entier en trois dimensions.

La maquette est de conception modulaire afin de faciliter son démontage et son transport dans les centres de rééducation (notamment celui de Garches). La maquette est conçue de façon à minimiser les pertes dans le suivi des mires par le système optoélectronique de capture du mouvement.

- L'accoudoir du FRM est choisi réglable en largeur pour s'ajuster à l'anthropométrie du sujet.
- La barre de transfert est choisi réglable en hauteur pour pouvoir couvrir l'étendue du réglage décrit dans les normes (AFNOR, 2005).
- La hauteur de la cuvette des toilettes est choisie à une valeur de $50\,cm$ par rapport au sol (AFNOR, 2005).
- La hauteur du FRM est choisie à une valeur de $50\,cm$ par rapport au sol (Gagnon *et coll.*, 2008a, d, b, c, 2009c, a).
- Pour assurer la sécurité des sujets, et en particulier le risque de lésion sur les membres inférieurs et les fesses, une protection recouvre les surfaces dangereuses.

La plateforme expérimentale ainsi définie permet l'étude du mouvement de transfert latéral d'une personne paraplégique entre un FRM et un toilette pour différentes hauteurs de barre de transfert. Tout en répondant à cet objectif, la maquette présentée section 3.2.2.2 permet aussi, pour différentes configurations (hauteur d'assise, hauteur d'accoudoir,...), l'étude du mouvement de soulèvement et de différents mouvements de transfert (latéral, oblique,...) entre différentes modalités (lit, voiture,...).

3.2.2.2 Maquette ajustable instrumentée

La maquette est de conception modulaire : deux modules **assises**, deux modules **accoudoirs**, un module **repose-pieds**. La figure 3.1 présente l'assemblage des 5 modules pour l'étude du transfert latéral.

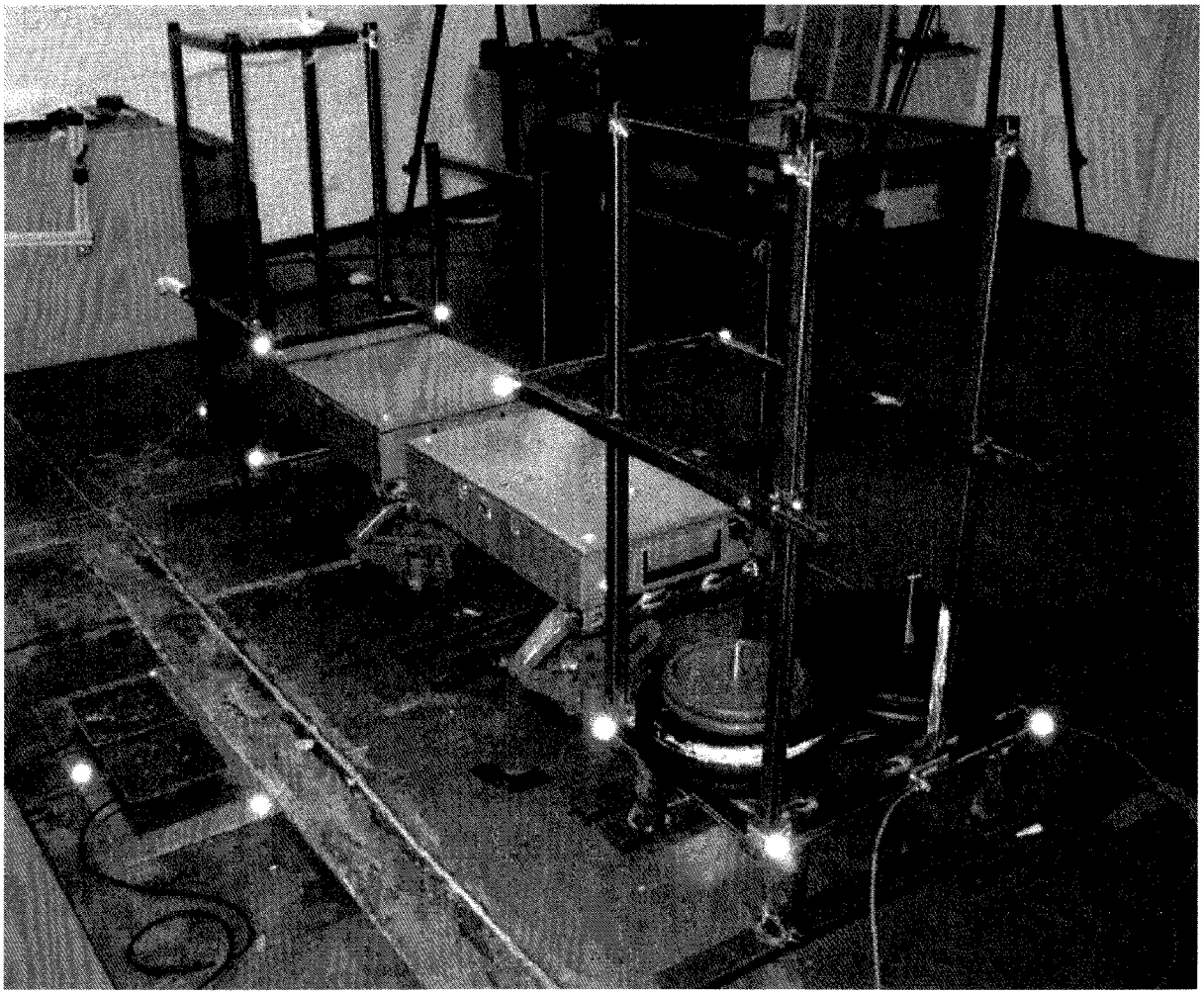


FIG. 3.1 – Maquette ajustable en configuration transfert latéral.

Trois marqueurs réfléchissants non alignés sont positionnés sur chacun des cinq modules. Un repère lié au module est construit à partir de ces trois marqueurs. Ces repères liés aux modules permettent de connaître la position du module dans le repère absolu du laboratoire. La position des repères d'expression des torseurs mesurés, dans leur repère lié au module, est prédéfinie par une mesure préalable.

Les capteurs d'effort mécanique sont reliés à la carte d'acquisition d'un ordinateur de bureau par l'intermédiaire d'un bornier SCB-100 de National Instruments.

Les données issues du système de capture sont traitées sous l'interface logicielle fournie avec le système optoélectronique Motion Analysis System (Motion Analysis Corporation).

L'assise Les assises sont ajustables en hauteur le long de deux glissières en tubes carrés de 20 mm de côté, cf. figure 3.2. La charge est portée par un cric pneumatique ayant 28 cm de course, noté **a**. L'arrêt en translation est assuré par un serrage sur les glissières à l'aide

de parallélépipèdes filetés et de vis M8, **b** sur la figure 3.2. La mise à niveau du module est réalisée à l'aide de quatre pieds ajustables en hauteur par vis M10, bloquée par un écrou et un contre-écrou, noté **c**. La surface d'appui est articulée sur l'axe de la vis pour permettre de s'adapter à la surface du sol. De plus, une surface antidérapante est placée à l'interface du pied et du sol.

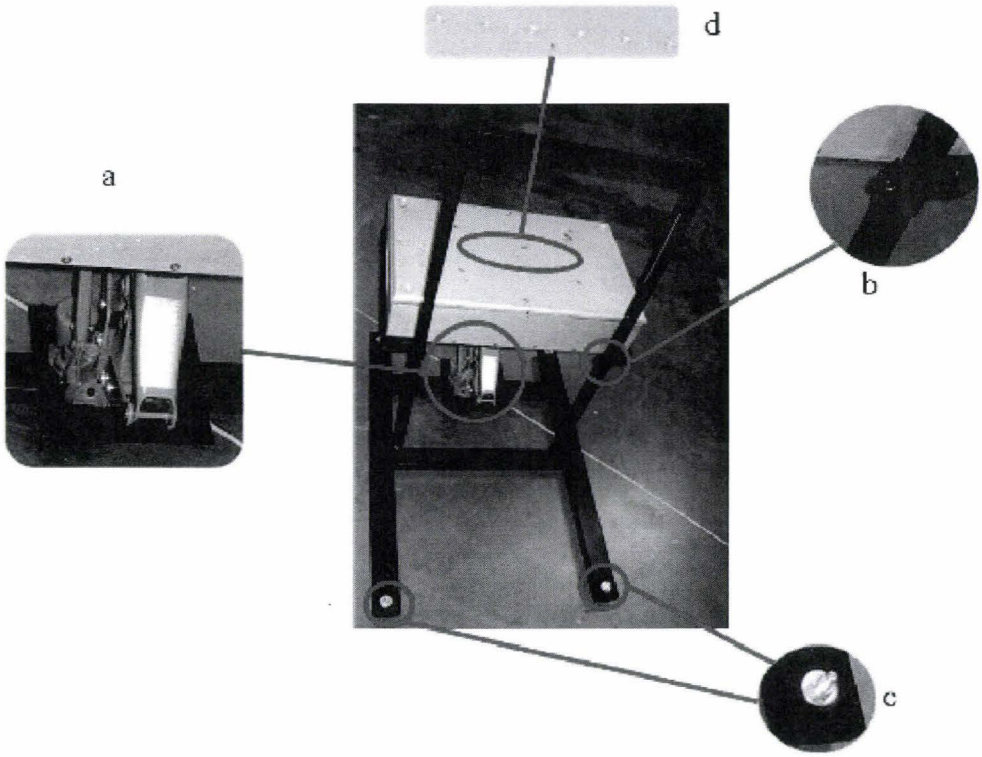


FIG. 3.2 – Module **assise** vu de derrière. *a : cric pneumatique. b : serrage translation verticale. c : pieds ajustables. d : vis de calibration du capteur.*

Le capteur utilisé est une plateforme de forces Logabex PX 2000 de GIAT industries. Ses dimensions sont de $400 \times 600 \times 131\,mm$. Ce capteur permet la mesure des forces et des moments au niveau de la surface de l'assise, en son centre. L'axe $\overrightarrow{z}$ est dirigé vers le haut ; l'axe $\overrightarrow{y}$ est dirigé vers le milieu de la maquette ; et l'axe $\overrightarrow{x}$ est le produit vectoriel des deux autres axes.

Les capteurs sont calibrés mécaniquement à l'aide des potentiomètres accessibles par le dessus de la plateforme, cf. la vignette **d** de la figure 3.2. Ensuite, le système de mesure permet de réaliser un offset électrique.

Une fois la calibration mécanique réalisée, un coussin anti-escarre, voir figure 3.3, est fixé à l'aide de ruban adhésif double face sur l'assise. Cette protection diminue le risque d'escarre pendant les expérimentations et protège les cuisses d'un choc avec le bord des

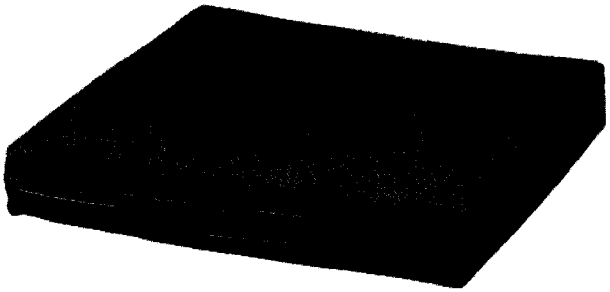


FIG. 3.3 – Exemple du type de coussin anti-escarre utilisé. Illustration de www.dynamut.com.

capteurs.

L'accoudoir Le Consortium for Spinal Cord Medicine Clinical Practice Guidelines préconise d'éviter de poser sa main sur une surface plate pour effectuer un transfert quand une barre de transfert permet un appui. Ce sont des barres de $30\,mm$ de diamètre qui ont été retenues pour simuler l'accoudoir, d'un côté, et la barre de transfert, de l'autre côté, **d** sur la figure 3.4. Ce type d'appui se rapproche de celui d'un accoudoir réel de FRM et d'une barre de transfert du commerce. Les barres d'appui ont une longueur de $37\,cm$. La position de la barre d'appui est ajustable en hauteur sur une course de $60\,cm$ et en largeur sur une course de $31\,cm$. La translation verticale se fait le long de quatre glissières réalisées en tubes carrés de $20\,mm$ de côté. La translation latérale se fait le long de deux glissières de même type. Sur chaque glissière, l'arrêt en translation est assuré par le serrage de parallélépipèdes filetés et de vis M8, **a** et **b** sur la figure 3.4. La mise à niveau du module est réalisée à l'aide de quatre pieds ajustables du même type que ceux décrits au paragraphe précédent pour les assises, **c** sur la figure 3.4.

Entre la structure réglable et le support est placée une plateforme de forces 9286AA de Kistler. Ces capteurs, utilisés au LAMIH pour la stabilométrie, sont précis. Leurs dimensions sont de $406 \times 606 \times 35\,mm$. Ce capteur mesure les forces et les moments exercés par la structure réglable à sa surface. Le torseur d'action mécanique est exprimé au milieu de la surface, à $22\,mm$ sous celle-ci. L'axe $\overrightarrow{z}$ est dirigé vers le bas ; l'axe $\overrightarrow{x}$ est dirigé vers le milieu de la maquette ; et l'axe $\overrightarrow{y}$ est le produit vectoriel des deux autres axes.

Pour éviter le basculement de la partie supérieure de l'accoudoir, **e** sur la figure 3.4, un lest de $80\,kg$ est utilisé par module. Il permet à la partie supérieure de l'accoudoir, la structure réglable, de rester en contact avec la plateforme de forces quelles que soient les actions exercées par le sujet sur la barre d'appui. Le poids de la partie supérieure de l'accoudoir et le lest sont retranchés sous l'interface logicielle Motion Analysis System à l'aide d'un offset électrique.

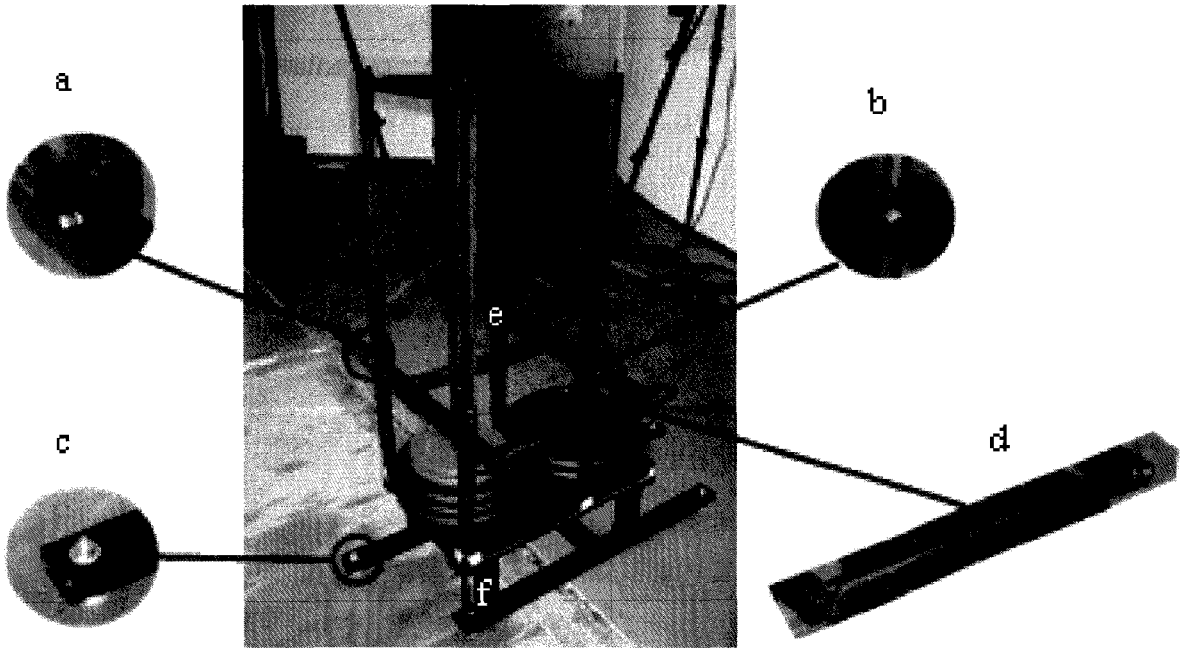


FIG. 3.4 – Module **accoudoir** droit vu de l'avant. *a : serrage translation horizontale. b : serrage translation verticale. c : pied ajustable. d : barre d'appui. e : partie supérieure. f : partie inférieure.*

Les repose-pieds Pour mesurer les actions de chacun des pieds, le montage de deux plateformes de forces a été réalisé. Ces plateformes sont des EX 144.45-200 de GIAT industries de $114\,mm$ de diamètre par $45\,mm$ d'épaisseur. Ces capteurs se fixent par six vis sur la couronne du dessus et par six vis sur la couronne du dessous. Une plaque de $300 \times 615\,mm$ par $5\,mm$ d'épaisseur est utilisée comme support aux deux capteurs, cf. figure 3.5. Une plaque de $200 \times 200 \times 6\,mm$ est fixée sur le dessus de chacun des capteurs. Le torseur d'action mécanique mesuré par chacun des capteurs est exprimé à la surface de la couronne supérieure, en son centre. L'axe $\overrightarrow{z}$ est dirigé vers le bas ; l'axe $\overrightarrow{x}$ est dirigé vers la maquette ; et l'axe $\overrightarrow{y}$ est pointé vers la gauche.

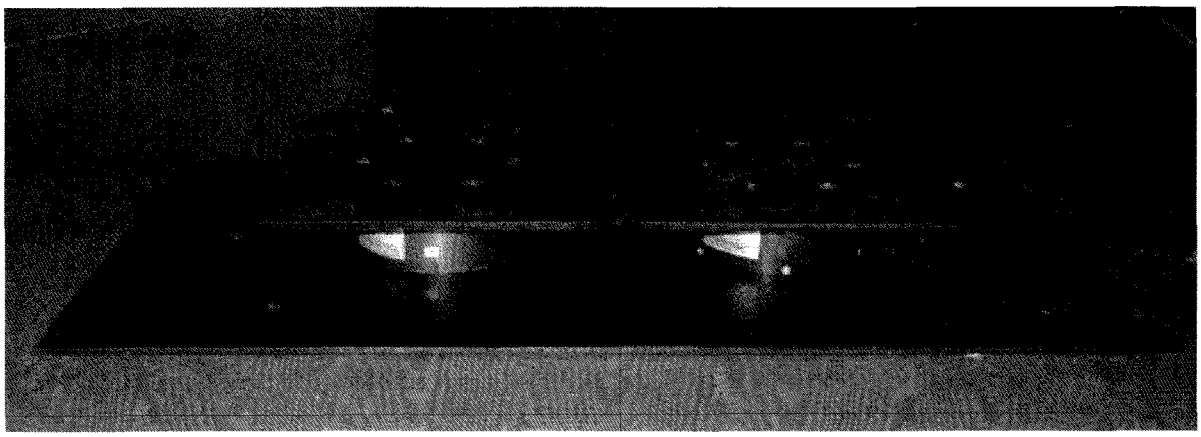


FIG. 3.5 – Montage des deux capteurs pour la mesure des efforts mécaniques des pieds.

Une fois les plateformes de forces montées entre les plaques, l'offset mécanique est réalisé à l'aide des potentiomètres réglables situés dans le boîtier reliant le capteur au bornier. Ensuite, l'offset électrique est retranché sous l'interface logicielle Motion Analysis System.

La mesure des actions mécaniques exercées par les sujets sur les modules est échantillonnée à 1000 Hz. Cette fréquence était contrainte par des autres mesures analogiques non détaillées dans cette étude, celles de l'EMG.

3.2.2.3 Configuration de la maquette

Les mouvements de transfert étudiés sont les mouvements de transfert latéral en appui sur les mains réalisés par les sujets pour aller et revenir entre l'assise représentant un FRM et l'assise représentant le toilette. La configuration des différents modules de la maquette est donc choisie pour représenter un toilette et une barre de transfert fixée sur le mur d'un côté et un FRM et un accoudoir de l'autre côté, voir figure 3.6. Arbitrairement, il a été choisi que l'assise de gauche – pour le sujet – représentait le FRM et l'assise de droite le toilette.

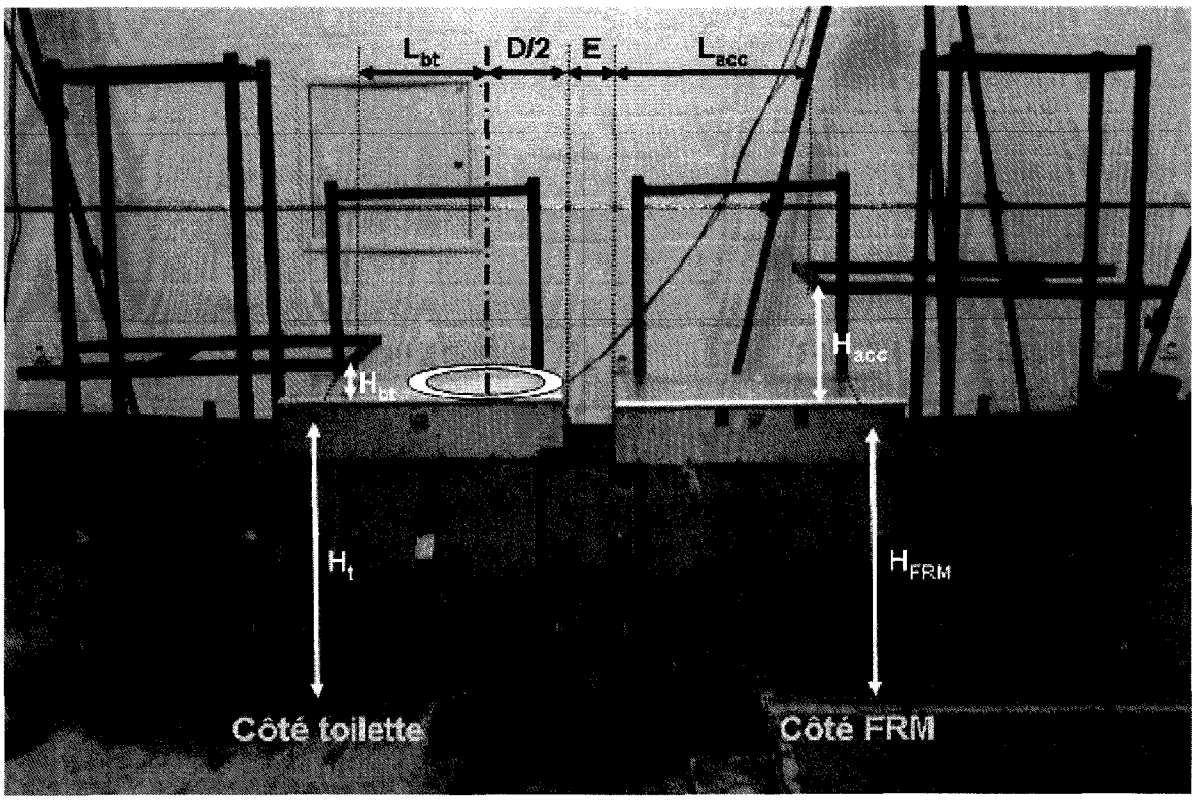


FIG. 3.6 – Configuration matérielle des différents modules pour l'étude du transfert latéral entre un FRM et un toilette.

Les réglages suivants respectent au mieux ceux décrits à la section 1.2.5.

Côté FRM

- L'assise représentant le FRM est réglée à $50\,cm$ de hauteur par rapport à la surface du module des repose-pieds, soit $H_{FRM} = 50\,cm$.
- La barre d'appui simulant l'accoudoir du FRM est réglée à la largeur du bassin $+2\,cm$. Soient L_{acc} la position médiolatérale de l'accoudoir et L_{bassin} la largeur du bassin. $L_{acc} = L_{bassin} + 2\,cm$
- La barre d'appui simulant l'accoudoir du FRM est réglée à $25\,cm$ de hauteur par rapport à la surface de l'assise, soit $H_{acc} = 25\,cm$. Le choix a été fait de ne pas ajuster de quelques centimètres la hauteur de l'accoudoir à l'anthropométrie du sujet car l'intérêt de l'étude est porté sur une variation d'amplitude verticale plus conséquente, $20\,cm$, de l'appui de la deuxième main. Il faut remarquer que la barre d'appui simulant l'accoudoir du FRM court jusqu'à l'aplomb de l'avant du siège.

Côté toilette

- L'assise représentant le toilette est réglée à $50\,cm$ de hauteur par rapport à la surface du module des repose-pieds, soit $H_t = 50\,cm$. Cette hauteur est la même que celle de l'assise simulant le FRM.
- La zone de la lunette représentée sur la figure 3.6 mesure $40\,cm$ de largeur, soit $D/2 = 20\,cm$. Cette largeur est communément rencontrée.
- La barre d'appui simulant la barre de transfert fixée au mur des toilettes est réglée à $30\,cm$ de l'axe longitudinal de la cuvette, soit $L_{bt} = 30\,cm$.
- La barre d'appui simulant la barre de transfert fixée au mur des toilettes est réglée entre 60 et $80\,cm$ de hauteur par rapport à la surface du module des repose-pieds, c'est-à-dire 10 à $30\,cm$ par rapport à la hauteur de la cuvette. Cette hauteur est notée H_{bt} sur la figure 3.6. Lors des expérimentations, la barre de transfert est réglable à 10, 20 et $30\,cm$, soit $H_{bt} = 10\,cm$, $H_{bt} = 20\,cm$ et $H_{bt} = 30\,cm$.

Entre les deux modules des assises, un écartement E, simulant la distance entre la face externe de la main courante de la roue du FRM et le bord de la toile de l'assise, est fixé à $10\,cm$.

3.2.2.4 Système optoélectronique

Les mesures cinématiques sont réalisées par un système optoélectronique Motion Analysis System (Motion Analysis Corporation). Ce système, composé de dix caméras infrarouges et de marqueurs passifs réfléchissants – voir figure 3.7 –, repose sur le principe de stéréovision. C'est-à-dire qu'un marqueur doit être vu par au moins deux caméras, pour que le système de mesure puisse déterminer sa position tridimensionnelle. Les caméras sont réparties au mieux autour du volume à mesurer pour que chaque marqueur soit dans le champ de vision d'au moins deux caméras pendant toutes les mesures. L'acquisition est réalisée à $100\,Hz$, cf. section 1.4.3. L'acquisition par le système de mesure des données

issues des caméras est synchronisée avec l'acquisition des données des capteurs d'action mécanique.

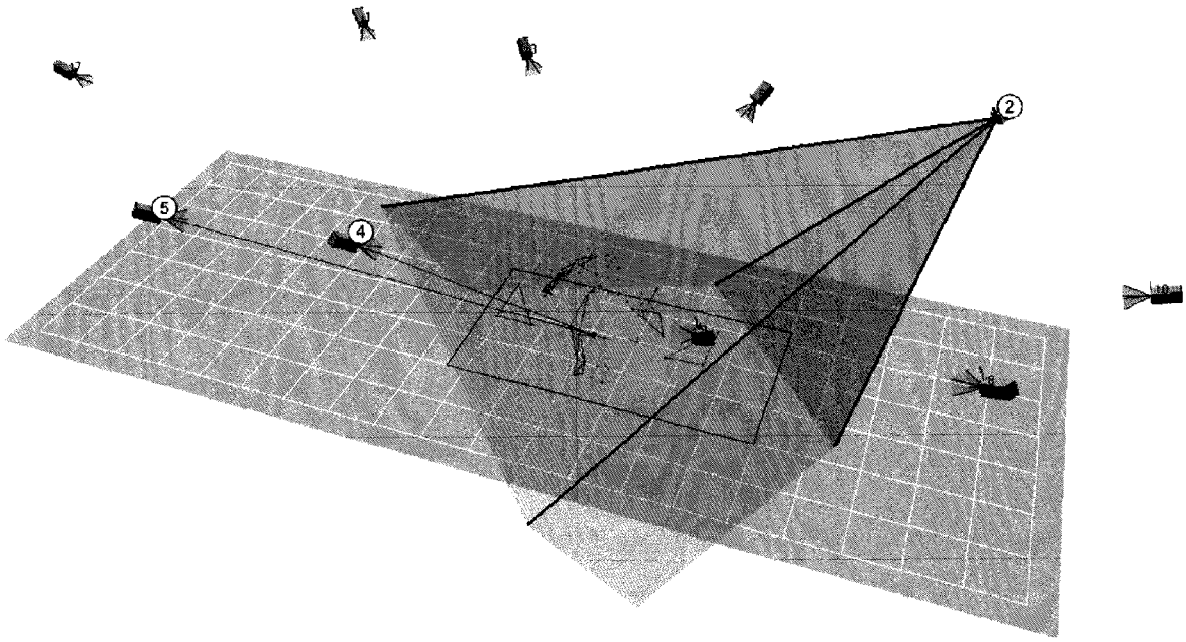


FIG. 3.7 – Placement des dix caméras autour de la zone de mesure du sujet et de la maquette. *Le marqueur du genou interne gauche est perçu par les caméras 4 et 5, traits violets, mais pas par la caméra 2 bien que dans son champ de vision, polyèdre gris, car occulté par la cuisse.*

La calibration des caméras d'un système optoélectronique nécessite deux étapes : la calibration statique et la calibration dynamique (Doriot, 2001 ; Roux *et coll.*, 2002 ; Gillet, 2004 ; Robert, 2006 ; Hars, 2007 ; Découfour, 2010).

3.2.3 Protocole expérimental

Le protocole expérimental vise à recueillir des données cinématiques et dynamiques produites lors de mouvements de transfert latéral de blessés médullaires pour différents réglages des modules de la maquette. La position médio-latérale de la barre d'appui simulant l'accoudoir du FRM, notée L_{acc} sur la figure 3.6, est adaptée à la largeur du bassin du sujet. La hauteur de la barre d'appui simulant la barre de transfert des toilettes, notée H_{bt} sur la figure 3.6, prend trois valeurs différentes pour couvrir l'étendue des réglages recommandés par les normes (AFNOR, 2005).

3.2.3.1 Calibration de la plateforme expérimentale

Pour ne pas allonger le temps de présence du sujet, la calibration du système optoélectronique Motion Analysis et le repérage des modules de la maquette sont faits en amont

du protocole. Entre chaque sujet, la calibration est vérifiée sous l'interface logicielle du Motion Analysis System pour s'assurer qu'aucune caméra n'a bougé.

Calibration du système optoélectronique Motion Analysis Durant la calibration des caméras du système optoélectronique, les marqueurs réfléchissants positionnés sur les modules sont retirés ou masqués. La première phase de la calibration du système optoélectronique est la calibration statique des caméras, voir section 3.2.2.4. Elle consiste à placer l'équerre de calibration au milieu du volume de mesure de sorte qu'elle soit entièrement visible par toutes les caméras, voir figure 3.8.

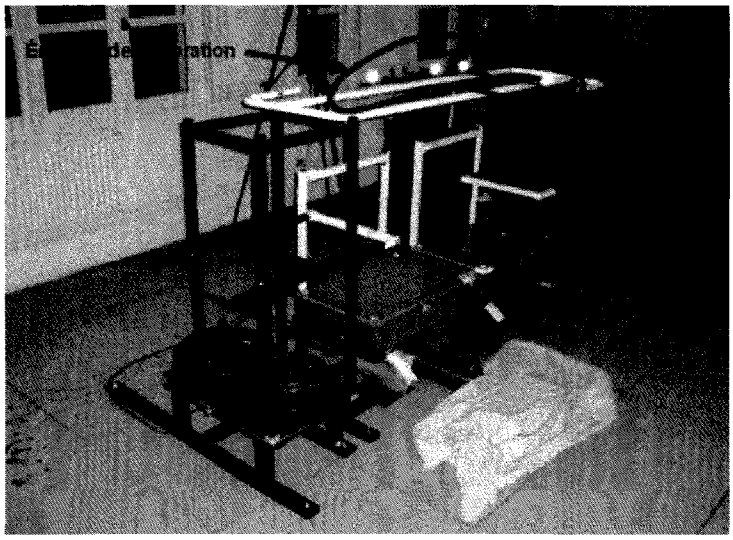


FIG. 3.8 – Calibration statique du système optoélectronique Motion Analysis® avec l'équerre de calibration.

Les dimensions de l'équerre étant connues précisément, elles servent de référence pour dimensionner le champ de mesure des caméras. La deuxième phase est la calibration dynamique. Elle consiste à faire se déplacer un calibre muni de plusieurs marqueurs dans le volume de mesure désiré. La position relative des caméras par rapport au volume de mesure est ainsi déterminée, voir Doriot (2001) ; Roux *et coll.* (2002) ; Gillet (2004) ; Robert (2006) ; Hars (2007) ; Découfour (2010) et la figure 3.9.

Repérage des modules de la maquette et des capteurs d'action mécanique Les marqueurs permettant la définition des repères liés aux modules, retirés en phase de calibration du système optoélectronique, sont replacés sur la maquette. Un repère orthonormé direct *RepModule* est construit à partir de ces trois marqueurs en suivant

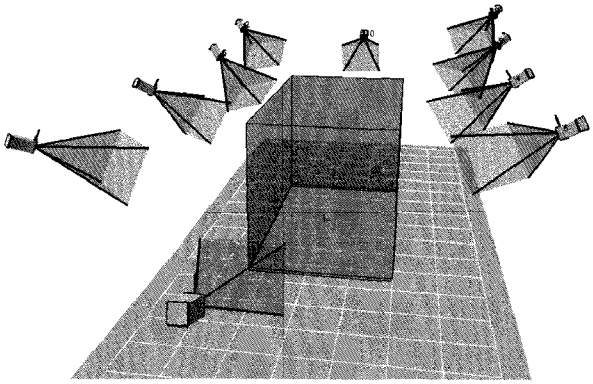


FIG. 3.9 – Champ de mesure obtenu, parallélépipède gris $3,2\,m \times 1,7\,m \times 1,85\,m$, après calibration des dix caméras.

l'équation 3.1.

$$\left.\begin{array}{l} \overrightarrow{x} = \dfrac{marqueur2 - marqueur1}{\|marqueur2 - marqueur1\|} \\ \overrightarrow{z} = \overrightarrow{x} \wedge \dfrac{marqueur3 - marqueur1}{\|marqueur3 - marqueur1\|} \\ \overrightarrow{y} = \overrightarrow{z} \wedge \overrightarrow{x} \\ RepModule = \begin{bmatrix} \overrightarrow{x} & \overrightarrow{y} & \overrightarrow{z} & marqueur1 \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix} \end{array}\right\} \tag{3.1}$$

La position d'un repère orthonormé direct lié à chaque capteur d'action mécanique *RepCapteur* est déterminée grâce à la mesure de marqueurs supplémentaires. La position du repère capteur *RepCapteur* dans le repère lié au module *RepModule* est déterminée par $Passage_{RepCapteur \rightarrow RepModule}$ suivant l'équation 3.2 :

$$Passage_{RepModule \rightarrow RepCapteur} = RepModule^{-1} \times RepCapteur \tag{3.2}$$

Pour ne pas surcharger les mesures, seuls les trois marqueurs définissant les repères *RepModule* sont conservés pendant la durée des mesures avec le sujet.

3.2.3.2 Déroulement du protocole de mesure

La durée totale du protocole, en incluant la partie électromyographique non présentée dans ce mémoire, est de 2h.

Le déroulement du protocole expérimental, résumé figure 3.10, comporte les étapes suivantes :

Accueil Cette étape consiste à accueillir le sujet, le mettre à l'aise et lui expliquer le déroulement des expérimentations.

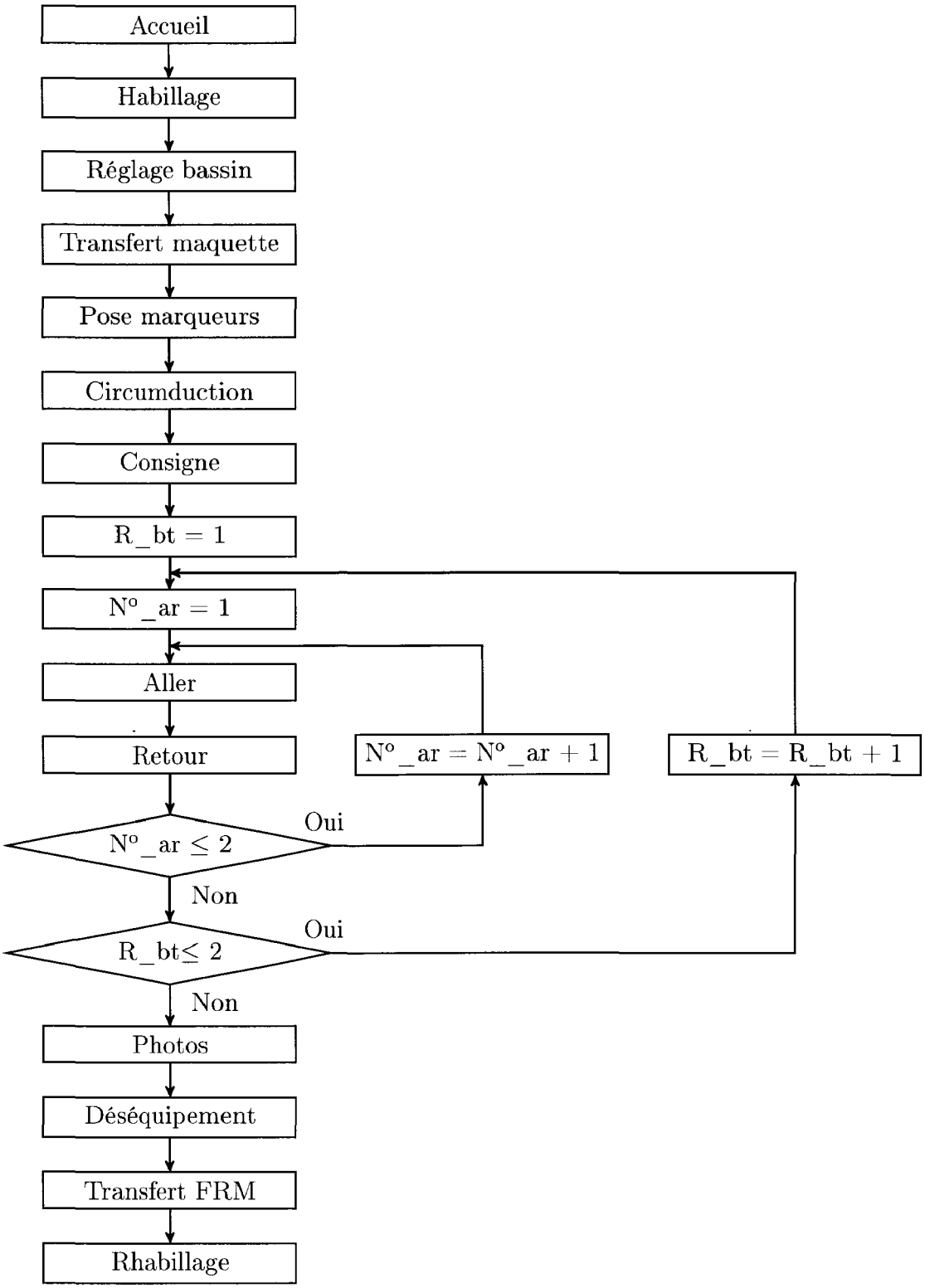


FIG. 3.10 – Organigramme du protocole expérimental pour un sujet. *N°_ar : le numéro de l'aller-retour. R_bt : le réglage de la barre de transfert choisi aléatoirement parmi* $H_{bt} = \{10\,cm,\ 20\,cm,\ 30\,cm\}$, *voir figure 3.6.*

Habillage La qualité des données cinématiques capturées dépend de la rigueur du placement des marqueurs sur le sujet. Les marqueurs doivent être apposés sur la peau. Il est donc demandé au sujet de se mettre torse nu et d'enfiler un cycliste. Ensuite, la pose des électrodes électromyographiques est réalisée.

Réglage bassin La largeur du bassin du sujet L_{bassin} est mesurée au pied à coulisse pour régler la largeur de la barre d'appui représentant l'accoudoir du FRM L_{acc}, voir figure 3.6.

Transfert maquette Une fois le sujet en tenue et la maquette configurée, il est demandé au sujet de se transférer sur l'assise représentant le FRM. Pour faciliter le positionnement du FRM du sujet au plus près de l'assise visée, le module des repose-pieds est écarté. Une fois le sujet sur la maquette, ce module est repositionné sous les pieds du sujet. Il est demandé au sujet si le placement du module des repose-pieds lui convient et, à la demande du sujet, l'expérimentateur peut être amené à replacer le module en cours d'expérimentation.

Pose marqueurs Une fois le sujet installé sur l'assise FRM, quarante-huit marqueurs sont apposés sur les points anatomiques de référence, voir la liste des points dans le tableau 3.2 et leur position sur le corps sur la figure 3.11. Une palpation des points anatomiques de référence est effectuée avant de fixer les marqueurs dont la base est préalablement recouverte de ruban adhésif double face. Le câblage de l'EMG est aussi réalisé.

Point symétrique	N° droit	N° gauche
Orteil 2	1	12
Calcaneus	2	13
Metatarsal 5	3	14
Metatarsal 1	4	15
Lateral malleolus	5	16
Medial malleolus	6	17
Epicondylus femoris lateralis	7	18
Epicondylus femoris medialis	8	19
Grand trochanter	9	20
Spina iliaca anterior superior	10	21
Spina iliaca posterior superior	11	22
Articulation acromioclaviculaire	25	33
Epicondylus lateralis humerus	26	34
Epicondylus medialis humerus	27	35
Radial styloid	28	36
Ulnar styloid	29	37
Metacarpal 2	30	38
Metacarpal 5	31	39
Dactylion 3	32	40
Temporalis	47	48

Point sagittal	N°
Processus xiphoideus	23
Incisura jugularis	24
Processus spinosus vertèbre L4	41
Processus spinosus vertèbre T12	42
Processus spinosus vertèbre T10	43
Processus spinosus vertèbre T8	44
Processus spinosus vertèbre C7	45
Vertex	46

TAB. 3.2 – Numérotation des points anatomiques de référence utilisés pour le placement des marqueurs réfléchissants.

Circumduction La circumduction est une pré-mesure utile à la détermination du centre

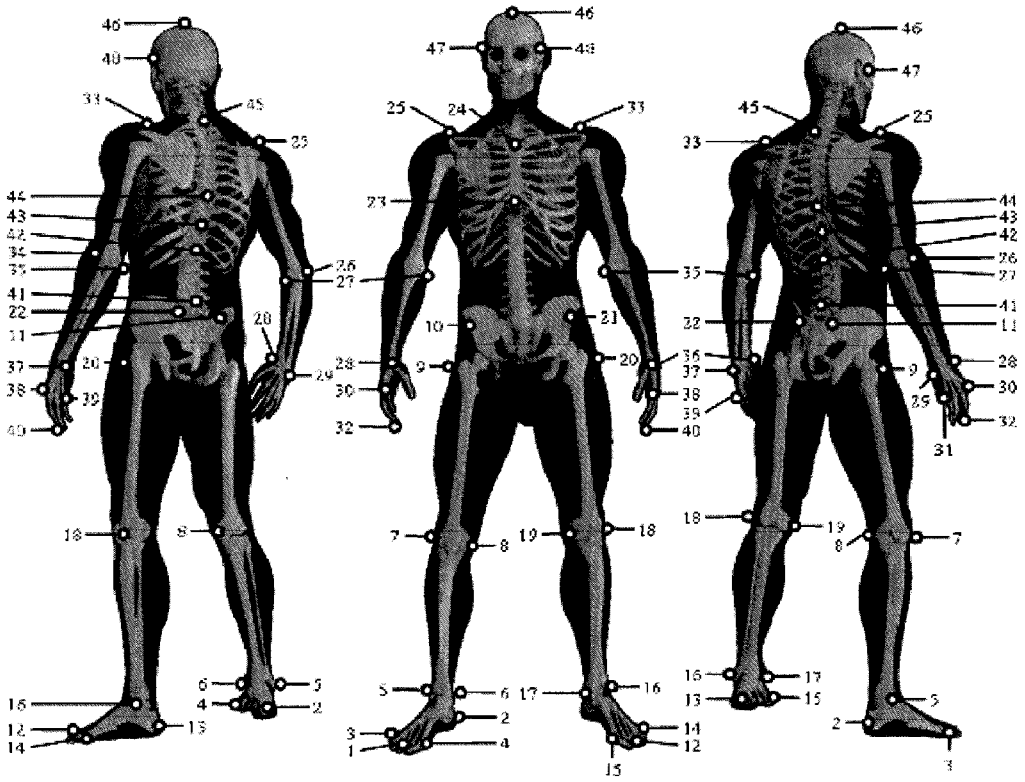


FIG. 3.11 – Emplacement et numérotation des points anatomiques de référence utilisés pour le placement des marqueurs réfléchissants. *La correspondance entre la numérotation et le nom des points est détaillée au tableau 3.2.*

de rotation fonctionnel de l'épaule (Veeger, 2000). Elle est réalisée successivement pour les membres supérieurs droit et gauche. Il est demandé au sujet de tendre le bras à 60 ° dans le plan frontal et de dessiner huit ronds avec sa main.

Consigne Avant de commencer les mesures des mouvements de transfert proprement dits, la démarche à suivre pour la réalisation des mouvements est décrite au sujet. Pour faciliter la labellisation des marqueurs lors du post-traitement des mesures, il lui est demandé de positionner ses deux mains en avant pouces vers le haut avant de commencer chaque transfert. À partir de cette position de référence, il pose ses mains sur les barres d'appuis, c'est-à-dire barre de transfert à sa droite et accoudoir à sa gauche, voir figure 3.6. Ensuite, il effectue le transfert en une seule fois, par un seul soulèvement. Enfin, il se redresse et lâche les barres pour revenir à la position de référence, mains en avant et pouces vers le haut. Cette position de référence a deux intérêts : un traitement plus aisé dans le logiciel du Motion Analysis System et la mesure de l'offset des capteurs des modules des accoudoirs.

Aller L'aller correspond au mouvement de transfert de l'assise représentant le FRM vers l'assise représentant le toilette, voir figure 3.6.

Retour Le retour correspond au mouvement de transfert de l'assise représentant le toilette vers l'assise représentant le FRM, voir figure 3.6.

Réglage La hauteur de barre de transfert par rapport à la surface de l'assise toilette, H_{bt} sur la figure 3.6, est configurée pour le réglage suivant, noté R_{bt} sur la figure 3.10. L'ordre des trois réglages R_{bt} est choisi aléatoirement pour tous les sujets parmi $H_{bt} = 10\,cm$, $H_{bt} = 20\,cm$ et $H_{bt} = 30\,cm$.

Photos À l'issue des trois aller-retours aux trois hauteurs de barre de transfert, les mesures sont terminées. Une prise de cinq photos du sujet sur la maquette, face et trois-quarts, est faite pour archivage et comme souvenir pour les sujets.

Déséquipement Pour ne pas être gêné pendant le transfert vers son FRM, le sujet est déséquipé des câbles de l'EMG et de certains marqueurs sur la maquette.

Transfert FRM À l'issue des mesures, le sujet regagne son FRM. Pour faciliter le positionnement du FRM du sujet au plus près, le module des repose-pieds est écarté.

Rhabillage Sur son FRM, le sujet termine de décoller les électrodes et les marqueurs puis se rhabille. Un café lui est proposé.

3.2.4 Difficultés expérimentales rencontrées

Toute expérience de terrain comporte des difficultés. Cette section – sans être exhaustive – ne vise pas à minimiser les problèmes rencontrés mais explique les difficultés rencontrées et les limites atteintes dans le cadre de cette étude du mouvement de transfert latéral.

En amont de la semaine d'expérimentations réalisées à l'hôpital Raymond Poincaré de Garches, deux actions de préparation ont été menées. Des mesures ont été réalisées avec un sujet sain et un sujet paraplégique au LAMIH. Elles ont permis de valider le protocole de mesure cinématique (système optoélectronique Vicon (OMG pl) avec huit caméras) et dynamique avec la maquette (Debril *et coll.*, 2008b, 2009a, b). Pour la deuxième action de préparation, la maquette a été transportée et montée dans le laboratoire d'analyse de la marche de Garches. Cette journée n'a pas permis de réaliser le protocole mais a permis d'anticiper des problèmes de connexion entre le bornier National Instruments et l'interface logicielle du Motion Analysis System.

Malgré le soin apporté à ces préparatifs et pendant la campagne de mesure, un ensemble de difficultés expérimentales a été rencontré.

Contraintes liées à l'utilisation de la salle de mesure

La campagne de mesure a été réalisée dans la salle d'analyse de la marche de l'hôpital Raymond Poincaré. Cette salle a la particularité d'être toute en longueur et six des huit caméras sont fixées aux extrémités de cette salle. La distance entre ces caméras et la maquette, placée au centre, réduit la qualité des mesures cinématiques. Il a cependant été décidé de ne pas déplacer ces caméras car une expérimentation de marche avait été programmée en milieu de semaine. L'utilisation de deux des quatre caméras prêtées par l'équipe orthopédique du Laboratoire de Biomécanique et Mécanique des Chocs (LBMC) a permis d'améliorer la précision des mesures cinématiques. La configuration du logiciel lié au Motion Analysis System pour l'utilisation des douze caméras disponibles n'a pas été réalisée.

Contrainte de durée d'expérimentation

Deux impératifs ont limité le temps d'expérimentation. D'une part, le contexte hospitalier nécessitait de jongler avec l'emploi du temps et des sujets – hospitalisés ou venant en consultation – et des différents services. D'autre part, des sujets ne maîtrisant pas la miction, le temps sur le matériel de mesure devait être réduit au minimum pour éviter que leur sonde ne déborde. Cette limitation dans le temps ne permettait pas de répéter les mesures en cas de problème. Pour les sujets S01, S07 et S12, la partie électromyographique n'a pu être réalisée.

Problème de calibration des caméras

Le sujet S01 venait de province en consultation à l'hôpital de Garches. Un des membres de sa famille a fait bouger l'une des caméras faussant la calibration de l'espace de mesure.

Les données cinématiques de ce sujet n'étant pas exploitables, les mouvements de ce sujet n'ont pas été étudiés.

Problème de mesure pour les capteurs d'action mécanique des assises

Le capteur du module simulant le toilette s'est déconnecté lors du transfert du sujet S03 sur la maquette. Pour les sujets S03 à S06, les actions mécaniques exercées par le sujet sur l'assise simulant le toilette n'ont pu être mesurées.

Le sujet S08 faisait de la rétention d'eau dans le membre inférieur gauche. Son membre plus volumineux restait en contact avec les modules assises pendant tout le mouvement rendant difficile voire impossible la détection du non-contact sur les capteurs des modules des assises.

Mouvements de circumduction des épaules

La mesure des mouvements de circumduction des épaules doit se faire dans le champ de mesure des caméras lorsque le sujet est équipé des marqueurs, c'est-à-dire lorsqu'il est assis sur la maquette. Les mouvements de circumduction réalisés sont quelque peu gênés par les glissières verticales des modules des accoudoirs. Ceci peut affecter la précision de l'estimation du centre articulaire de l'épaule.

Pour le sujet S06, bien que le protocole de mesure soit écrit, la mesure des mouvements de circumduction a été omise. L'estimation des centres articulaires des épaules par les méthodes fonctionnelles s'en trouve compromise.

Concernant le sujet S05, les mouvements de circumduction ont été mesurés mais des défauts dans les traitements réalisés sur l'interface logicielle du Motion Analysis System ne permettent pas d'exploiter ces données mesurées. Pour ce sujet aussi, l'estimation des centres articulaires des épaules par les méthodes fonctionnelles s'en trouve compromise.

Les mouvements de ces sujets ne sont pas étudiés pour cause de non homogénéité dans l'estimation des centres articulaires des épaules par rapport aux autres sujets.

Non-respect des consignes

Le sujet S07 ne respectait pas les consignes énoncées en section 3.2.3.2. Au début et à la fin de l'enregistrement, il ne mettait pas les mains en avant pouces vers le haut malgré le mime de l'expérimentateur en face de lui. De plus, il réalisait les mouvements de transfert latéral en plusieurs soulèvements et en prenant appui sur l'assise. D'une part, la cinématique produite est très différente des autres sujets et, d'autre part, l'action mécanique d'une main sur l'assise ne peut être différenciée de l'action des fesses. Pour ces

raisons, les données mesurées pour le sujet S07 ne sont pas étudiées pour cause de non homogénéité.

État physique des sujets

Le sujet S09 n'a pu réaliser les mouvements de transfert demandés pour toutes les configurations à cause d'un état de fatigue avancé. Seuls trois aller-retours sur les neuf demandés ont été réalisés. Seule une exploitation partielle des données de ce sujet est possible.

Difficulté dans le placement des marqueurs

Les points anatomiques de référence nécessitent d'être palpés pour placer correctement les marqueurs réfléchissants. Plusieurs points anatomiques ne peuvent être palpés correctement chez les personnes paraplégiques, d'une part, du fait de leurs spécificités physiques et, d'autre part, du fait des conditions expérimentales.

Lorsque les vertèbres des sujets sont cassées, la palpation des processus épineux est difficile voire impossible. Certains sujets avaient une plaque qui recouvrait plusieurs vertèbres dorsales rendant difficile un placement anatomiquement correct des marqueurs des vertèbres T8, T10 et T12.

Avec l'âge et la sédentarité, les personnes paraplégiques prennent de l'embonpoint. Pour certains sujets, leur surcharge pondérale ne permet pas de positionner des marqueurs sur leurs épines iliaques antérieures en position assise, voir figure 3.12. Un placement « au plus près » est utilisé par défaut. Quand le sujet maintient la position de référence, avant et après le soulèvement, les tissus du ventre ne sont pas en mouvement par rapport au bassin. La position des marqueurs dans cette posture est considérée, par défaut, être la plus proche de celle des points anatomiques de référence du bassin.

Du fait de leur autonomie ou de leur temps disponible, certains sujets n'ont pas revêtu de cycliste. Le positionnement des marqueurs des grands trochanters, des genoux internes et externes et des épines iliaques antérieures est alors biaisé car les marqueurs sont apposés directement sur les plis du pantalon, voir figure 3.13.

Pour ne pas se blesser les pieds, les sujets conservent leurs chaussures. Dans le cas de chaussures montantes, les marqueurs des chevilles internes et externes n'étaient donc pas positionnés au plus près des points anatomiques de référence, voir figure 3.13.

Les défauts relevés dans le placement des marqueurs engendrent un biais dans l'estimation de la position des points anatomiques sous-jacents.

Difficulté dans la mesure des marqueurs

Pendant les expérimentations, des marqueurs se décollent et tombent et des marqueurs disparaissent derrière la maquette ou derrière une partie du corps. Les marqueurs non-mesurables engendrent une estimation impossible de la position du point anatomique de référence associé.

Par exemple, sur la figure 3.14, les barres constituant le dossier des assises sont utilisées par le sujet pour se reposer entre les différents mouvements, cependant elles amènent des occultations de marqueurs lors des mesures.

Les membres inférieurs non innervés se cognent entrainant le décollement des marqueurs de la face interne des membres inférieurs, c'est-à-dire les marqueurs des genoux internes, des chevilles internes et des deuxièmes métatarses. La figure 3.15 présente le cas du sujet S12 pour lequel les marqueurs des genoux internes n'ont pu être utilisés.

Les marqueurs des troisièmes dactylions ne sont pas pratiques et se décollaient facilement.

Le sujet S06 avait une hyperlordose qui rendait difficile la différenciation par les caméras des marqueurs des vertèbres T10, T12 et L4, voir figure 3.16. Pour la colonne vertébrale de ce sujet, il a été choisi de privilégier le marqueurs le plus haut, celui de la vertèbre T8, et le marqueur le plus bas, celui de la vertèbre L4, au détriment des marqueurs des vertèbres T10 et T12.

Dans les cas cités ci-dessus, la perte d'informations liée aux marqueurs non-mesurables ne peut être compensée par les outils d'interpolation fournis dans l'interface logicielle du Motion Analysis System.

Bilan des difficultés expérimentales sur l'exploitation des mesures

Compte-tenu des difficultés expérimentales rencontrées, l'ensemble des mesures réalisées ne peuvent être exploitées. Le tableau 3.3 dresse le bilan de la campagne de mesure.

Les données cinématiques de cinq sujets (S01, S05, S06, S07 et S10) ne sont pas exploitables. L'estimation de la position des points anatomiques de référence à partir de la mesure des marqueurs se révèle soit erronée soit impossible pour les points de la face interne des membres inférieurs, pour les grands trochanters, pour les dactylions, pour les épines iliaques antérieures et pour les vertèbres T10 et T12.

À noter que le prétraitement des marqueurs mesurés (labellisation et interpolation) est dépendant de l'interface logicielle du Motion Analysis System. Ce prétraitement a été réalisé par le personnel de l'hôpital Raymond Poincaré de Garches et transmis en l'état pour notre étude.

Les actions mécaniques exercées sur les assises par cinq sujets (S02, S03, S04, S05 et

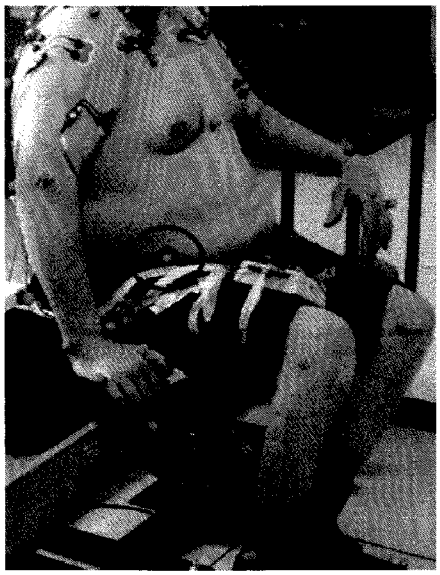


FIG. 3.12 – Placement approximatif des marqueurs correspondants aux épines iliaques antérieures dû à la surcharge pondérale du sujet S03.

FIG. 3.13 – Contrainte vestimentaire entrainant un placement biaisé, « au plus près », des marqueurs des épines iliaques antérieures, des grands trochanters, des genoux et des chevilles internes et externes pour le sujet S04.

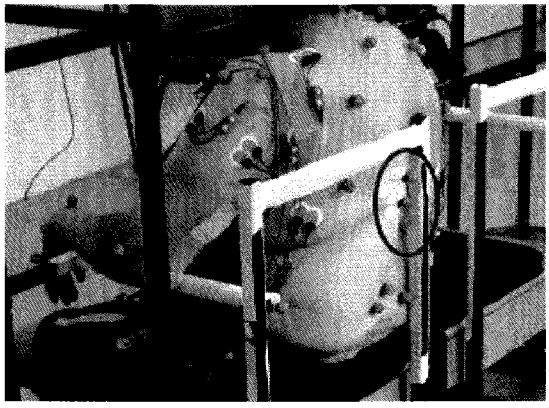


FIG. 3.14 – Occultation de marqueurs liée aux contraintes matérielles : exemple des vertèbres dorsales du sujet S03 masquées par la barre du dossier.

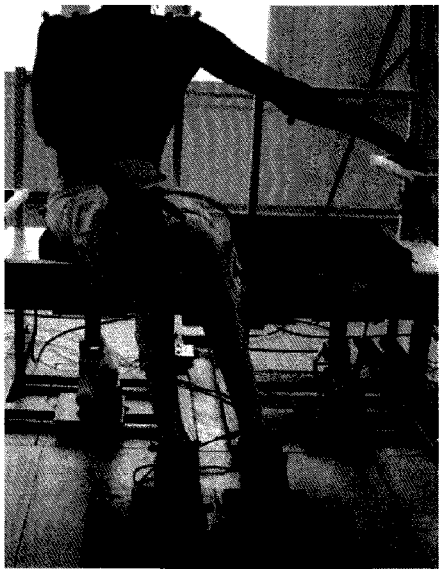


FIG. 3.15 – Les membres inférieurs du sujet S12 se touchent ne permettant pas de placer les marqueurs des genoux internes.

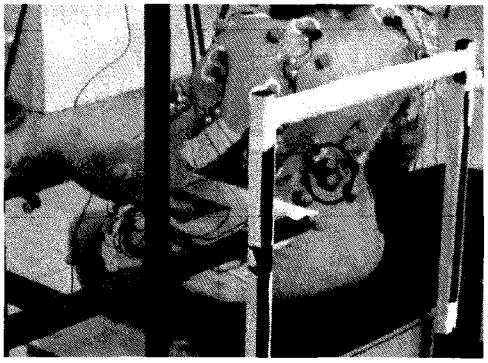


FIG. 3.16 – Hyperlordose du sujet S06 ne permettant pas au système de mesure de distinguer les marqueurs des vertèbres L4 et T12.

S08) ne sont pas entièrement exploitables.

Un soin tout particulier doit être apporté aux traitements des données expérimentales, cf. section 2.5, pour exploiter au mieux la campagne expérimentale réalisée à l'hôpital Raymond Poincaré de Garches. La section ci-dessous présente ces traitements.

Sujets	Caméras	Capteurs d'effort	EMG	Bilan
S01	Non	Oui	Non	NE : Caméras bougées
S02	Oui	Oui	Oui	OK
S03	Oui	Non	Oui	OK - Pas toutes les phases
S04	Oui	Non	Oui	OK - Pas toutes les phases
S05	Oui	Non	Oui	NE : Dépouillement incorect
S06	Oui	Non	Oui	NE : Pas de circumduction
S07	Oui	Oui	Non	NE : Non respect consignes
S08	Oui	Oui	Oui	OK - Pas toutes les phases
S09	Oui	Oui	Oui	OK
S10	Oui	Oui	Oui	NE : Très fatigué
S11	Oui	Oui	Oui	OK
S12	Oui	Oui	Non	OK
S13	Oui	Oui	Oui	OK
S14	Oui	Oui	Oui	OK

TAB. 3.3 – Bilan du protocole de mesure des mouvements de transfert latéral. *NE : Non Exploité.*

3.3 Traitements des données expérimentales

3.3.1 Introduction

A l'issue des expérimentations, deux types de données issues du système de capture sont disponibles : les trajectoires 3D des marqueurs et les signaux issus des capteurs

d'efforts. Dans cette partie, les données expérimentales mesurées sont traitées. L'objectif de ces traitements est d'obtenir les torseurs d'action mécanique exercés par le sujet sur la maquette et de déterminer les coordonnées articulaires que les sujets ont suivies pour réaliser leurs mouvements de transfert latéral. Ces données seront exprimées dans le même repère, le repère absolu 0, pour pouvoir notamment appliquer la méthode de la dynamique inverse. Ces données cinématiques et dynamiques permettent le découpage des phases du mouvement de transfert latéral.

3.3.2 Ajustement des fréquences

Deux fréquences d'acquisition différentes ont été utilisées pour mesurer les données cinématiques et mécaniques. Les trajectoires des marqueurs sont échantillonnées à $100\,Hz$ alors que les signaux issus des capteurs d'effort mécanique sont échantillonnés à $1000\,Hz$. Un sous-échantillonnage à $100\,Hz$ des données mécaniques est réalisé pour que les échantillons retenus correspondent aux instants de mesure des données cinématiques.

3.3.3 Suppression des points aberrants

Lors de l'acquisition de données et du prétraitement par le Motion Analysis System, des points aberrants apparaissent. Les points aberrants sont des artéfacts liés à la mesure. Pour ne pas fausser la suite du traitement, la suppression de ces points aberrants est nécessaire.

Les points aberrants se caractérisent par une variation rapide de très courte durée du signal mesuré. Les différentes valeurs du signal sont testées sur une fenêtre temporelle de faible largeur pour détecter si elles s'écartent de la moyenne de la fenêtre de plus ou moins $1,5$ écart-type du signal sur cette fenêtre :

- Soit s le signal à tester.
- Soit t l'instant testé.
- Soit $l = 5$ instants la demie largeur de la fenêtre.
- Soit m la moyenne du signal s sur la fenêtre :

$$m = \frac{1}{2 \times l + 1} \times \sum_{i=-l}^{l} s(i)$$

- Soit σ l'écart-type du signal sur la fenêtre :

$$\sigma = \sqrt{\frac{1}{2 \times l + 1} \times \sum_{i=-l}^{l} \left((s(i) - m)^2\right)}$$

Si $|s\,(t) - m| > 1.5 \times \sigma$, alors la valeur testée $s\,(t)$ est considérée comme aberrante et est remplacée par une interpolation linéaire. Cette interpolation linéaire est faite entre les

valeurs non-aberrantes qui sont ses voisines les plus proches. À noter que, pour pouvoir placer la fenêtre sur les l instants initiaux et finaux, des valeurs en miroir sont ajoutées avant le début du signal et après la fin.

La figure 3.17 présente un exemple de signal traité. Il s'agit du déplacement d'un marqueur pendant une seconde. Le décroché des instants $0,65$, $0,66$ et $0,67$ est supprimé et correctement remplacé.

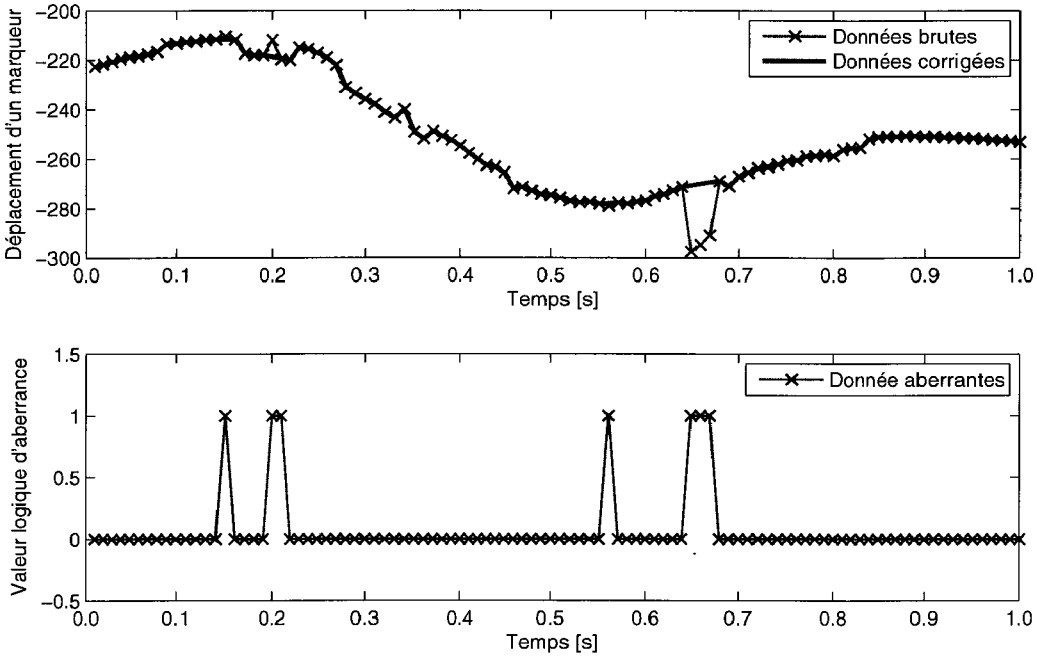


FIG. 3.17 – Détection et suppression des points aberrants pour des données brutes correspondant au déplacement d'un marqueur. *En haut, les données brutes en trait fin marquées de croix et les données corrigées en trait large. En bas, les valeurs logiques du test d'aberrance au cours du mouvement.*

L'observation des valeurs prises par $|s(t) - m|$ a par ailleurs permis de détecter un nombre conséquent d'erreurs commises, en amont, sous l'interface logicielle du Motion Analysis System, pendant la phase de prétraitement des données par le personnel de Garches. Chacune de ces erreurs a nécessité un traitement spécifique. Ces traitements ont été réalisés au cas par cas sous Matlab®.

3.3.4 Filtrage des données

Une fois les points aberrants supprimés, c'est-à-dire lissés, les données sont filtrées pour supprimer les bruits de mesure. C'est un filtre passe-bas Butterworth d'ordre 4 qui est choisi. Son utilisation est courante en biomécanique (Allard *et coll.*, 1990) et pour l'étude du transfert (Gagnon *et coll.*, 2008c, b, a). La fréquence de coupure Fc choisie est

$5\,Hz$, fréquence supérieure à la fréquence du mouvement étudié puisque le mouvement dure plus d'une seconde.

L'utilisation du filtre engendre un déphasage. Pour éviter le déphasage dû à l'utilisation de ce filtre d'ordre 4, deux passes d'ordre 2 et un FILO[1] sont utilisés. La première passe crée un déphasage, puis le FILO inverse le sens de traitement des données, ainsi la deuxième passe génère un déphasage, en sens inverse, qui compense le premier.

À noter que, pour ajuster la fréquence de coupure désirée Fc à celle effectivement appliquée par le Butterworth double passe d'ordre 4, la fréquence de coupure appliquée en entrée est corrigée par un facteur de $0,802$ (Winter, 2005), c'est-à-dire $Fc/0,802$.

La figure 3.18 présente un exemple de données avant et après le filtrage.

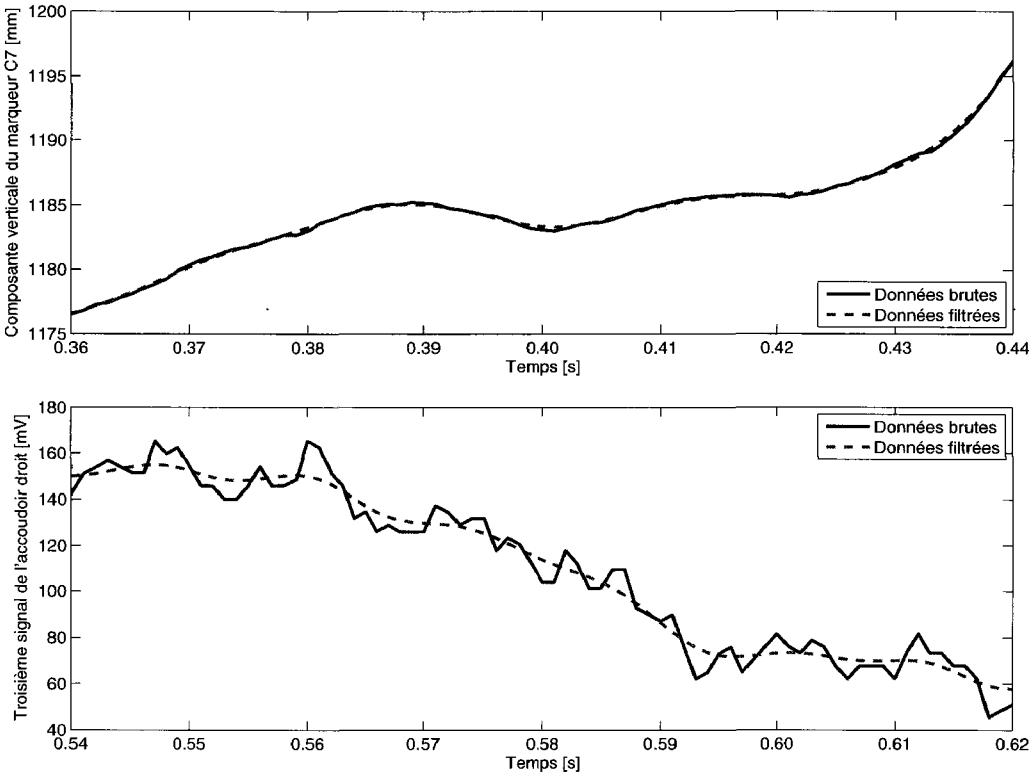


FIG. 3.18 – Données non-filtrées et filtrées issues du deuxième transfert toilette/FRM du sujet S09 dans la configuration barre de transfret $H_{bt} = 20\,cm$. *En haut, le déplacement vertical du marqueur C7 et, en bas, troisième signal issu du capteur de l'accoudoir droit. Les données brutes sont en trait plein bleu et les données filtrées sont en traits pointillés rouges.*

[1]First In Last Out

3.3.5 Actions mécaniques

La chaîne de traitement pour obtenir les efforts aux contacts est schématisée sur la figure 3.19.

Calcul des torseurs d'action mécanique dans les repères des capteurs Les signaux issus des capteurs d'effort ont été échantillonnés à $100\,Hz$, lissés et filtrés. Ces signaux sont convertis en torseurs d'action mécanique à l'aide de la documentation technique des capteurs traduite sous forme d'algorithmes de calcul – étape notée conversion sur la figure 3.19 incluant aussi la suppression des offsets. Ces torseurs sont exprimés sous forme de matrices homogènes antisymétriques pour l'homogénéité avec le reste des traitements (Legnani *et coll.*, 1996b, a) :

$$\mathcal{T}_{RepCapteur} = \begin{bmatrix} 0 & -Mz & My & Fx \\ Mz & 0 & -Mx & Fy \\ -My & Mx & 0 & Fz \\ -Fx & -Fy & -Fz & 0 \end{bmatrix}$$

Les repères d'expression des torseurs sont présentés sur la figure 3.20.

Les origines des capteurs K1 et de K2, O_{K1} et O_{K2}, sont situées au centre de leur surface au milieu de leur épaisseur. Les origines des quatre autres capteurs, O_{L1}, O_{L2}, O_{M1} et O_{M2}, sont situées au milieu de la surface du capteur. L'axe vertical Z des repères est orienté vers le bas pour les capteurs K1, K2, M1 et M2 et vers le haut pour les capteurs L1 et L2. Les axes transverses X_{K1}, X_{K2}, Y_{L1} et X_{L2} sont orientés vers le centre de la maquette. Les axes X_{M1} et X_{M2} sont antéropostérieurs. Les six axes restants sont choisis pour former des repères directs.

Transport des torseurs d'action mécanique vers le repère absolu La valeur d'un torseur d'action mécanique dépend du repère d'expression de ce torseur. Pour l'homogénéité avec le reste des traitements, les torseurs sont transportés dans le repère absolu 0, étape notée transport sur la figure 3.19.

Dans un premier temps, les repères des modules pendant les expérimentations, notés $RepModule\,(exp)$, sont déterminés à partir des trois mêmes marqueurs fixés sur chacun des cinq modules en phase de calibration, voir section 3.2.3.1.

Dans un deuxième temps, les matrices de passages $Passage_{RepModule \rightarrow RepCapteur}$ déterminées en phase de calibration sont utilisées pour reconstruire le repère des capteurs à l'aide de l'équation :

$$RepCapteur\,(exp) = RepModule\,(exp) \times Passage_{RepModule \rightarrow RepCapteur}$$

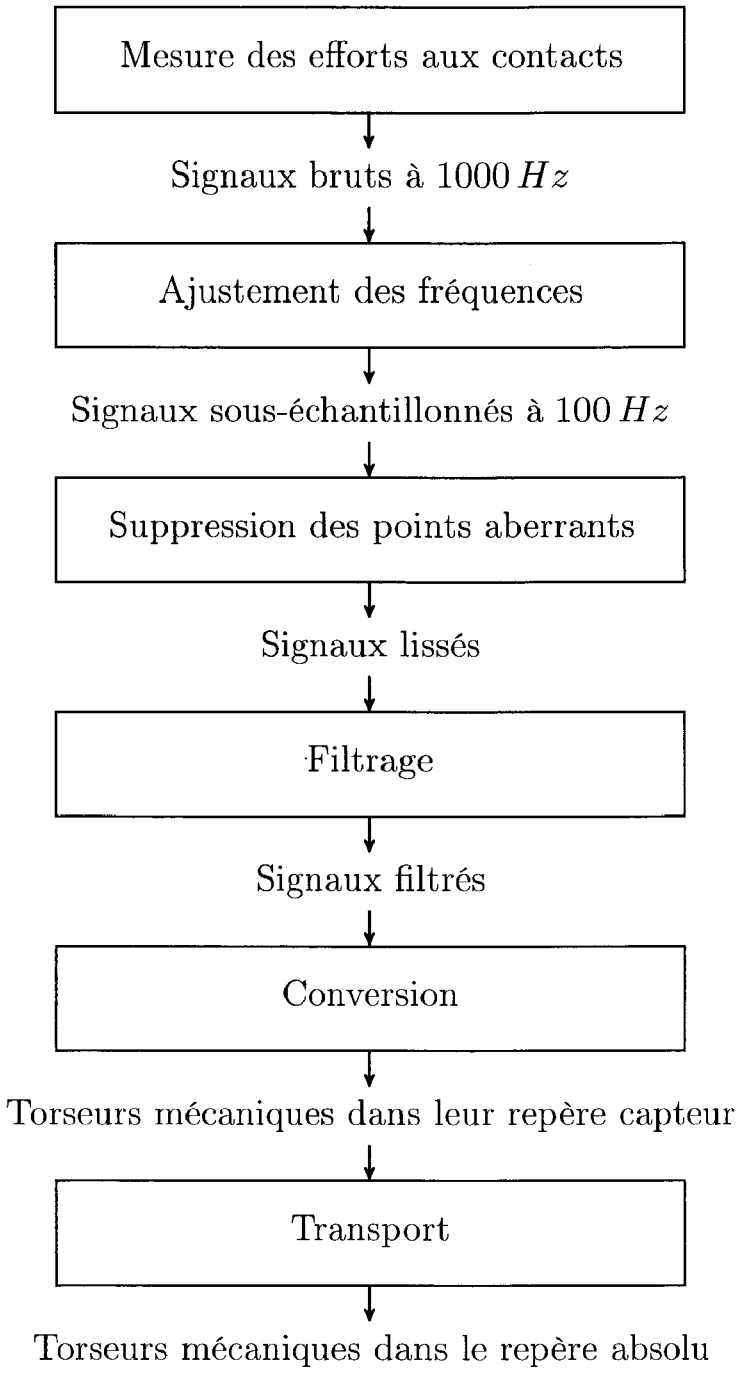


FIG. 3.19 – Chaîne de traitement pour la mesure des efforts aux contacts.

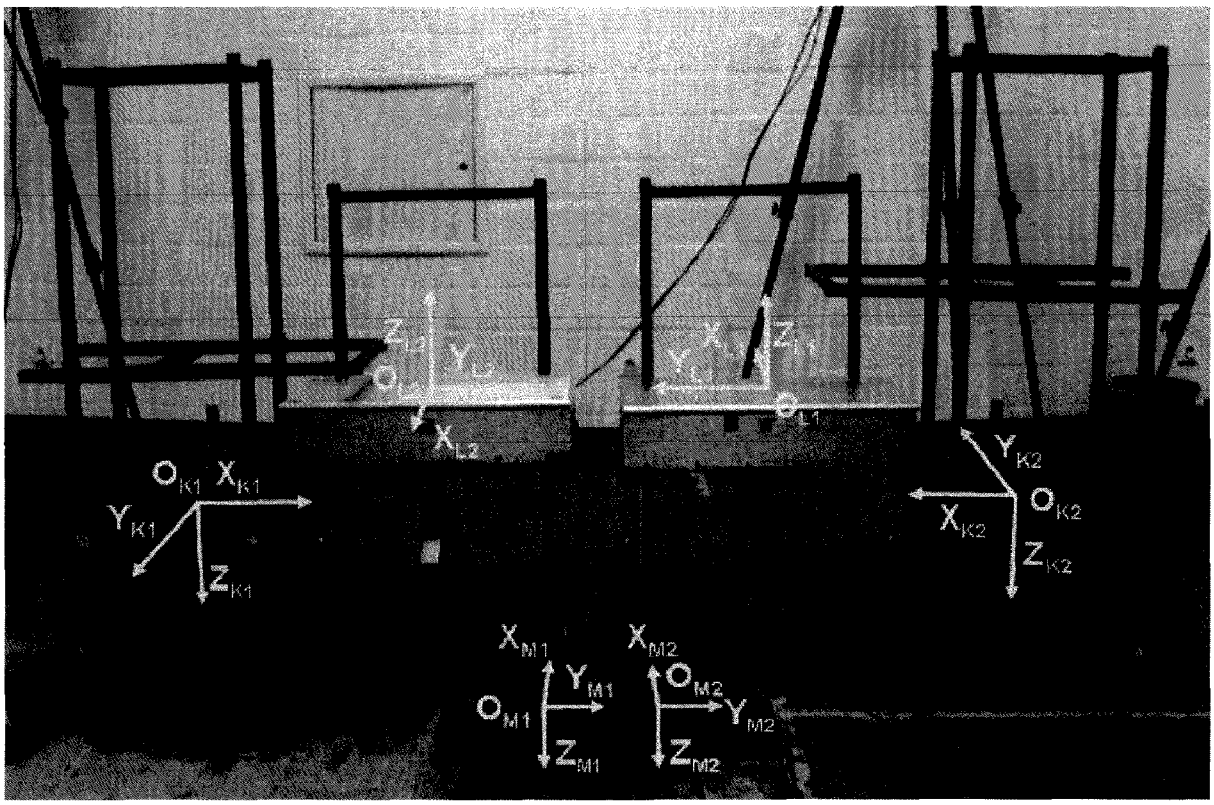


FIG. 3.20 – Repères liés aux capteurs d'effort K1, K2, M1, M2, L2, L1. *K1 : barre de transfert. K2 : accoudoir FRM. M1 : pied droit. M2 : pied gauche. L2 : siège des toilettes. L1 : siège du FRM.*

Dans un troisième temps, les torseurs d'action mécanique initialement définis dans le repère capteur sont transportés vers le repère absolu 0 par l'équation :

$$\mathcal{T}_0 = RepCapteur\,(exp) \times \mathcal{T}_{RepCapteur} \times (RepCapteur\,(exp))^t$$

3.3.6 Découpe des phases du mouvement

3.3.6.1 Définition du mouvement de transfert

La consigne donnée quant à la réalisation des mouvements de transfert a été décrite section 3.2.3.2. Il était demandé au sujet de :

- mettre les mains en avant pouces vers le haut ;
- prendre appui sur les barres ;
- réaliser un transfert en une seule fois ;
- lâcher les barres ;
- reprendre la position initiale mains en avant pouces vers le haut.

À noter que pour certaines mesures, voire certains sujets, cette consigne n'était pas suivie, cf. section 3.2.4.

Les postures initiales et finales, voir la position de référence mains en avant pouces vers le haut sur la figure 3.21, servent à faciliter la labellisation et l'offset des capteurs d'action mécanique. Elles ne sont pas considérées comme faisant partie du mouvement de transfert proprement dit.

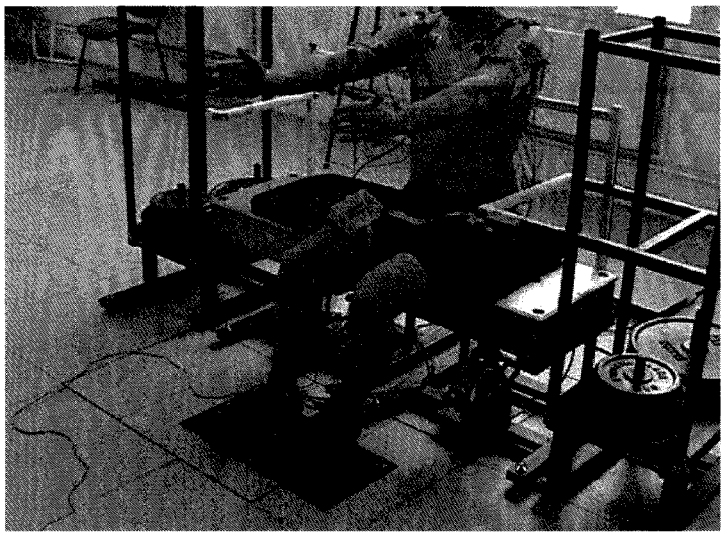


FIG. 3.21 – Position de référence « main en avant pouces vers le haut » prise avant et après le mouvement de transfert latéral.

Il n'y a pas de consensus dans la littérature quant à la définition des instants initiaux et finaux du mouvement de transfert, cf. section 1.3.2, ce qui est dommageable pour la comparaison de différentes études. Une définition claire des instants initiaux et finaux du transfert doit être proposée :

Le début du mouvement de transfert est considéré quand le sujet entre en contact avec les deux barres d'appui et la fin quand le sujet lâche les deux barres d'appui.

L'observation met en évidence que, entre ces instants initiaux et finaux de la tâche de transfert, les sous-tâches réalisées diffèrent entre les sujets – confirmant les observations de Tanimoto *et coll.* (2008) –, entre les configurations de barre de transfert d'un même sujet et parfois pour un même sujet sur une même configuration. L'étude des mouvements de transfert nécessite un découpage, entre les instants initiaux et finaux du transfert, qui doit être robuste à cette variabilité.

3.3.6.2 Enoncé du découpage du mouvement de transfert

Bien qu'une certaine variabilité ait été observée entre différents mouvement de transfert, il apparaît clairement que, entre les instants initial et final, le sujet passe par trois

états mécaniques différents. Successivement :

- état 1 : le chargement des membres supérieurs caractérisé par cinq appuis (deux mains, deux pieds et les fesses)
- état 2 : le mouvement du bassin de la source vers la cible caractérisé par quatre appuis (deux mains et deux pieds)
- état 3 : le déchargement des membres supérieurs caractérisé par cinq appuis (deux mains, deux pieds et les fesses)

Le passage de l'état 1 à l'état 2 est marqué par la rupture du contact entre les fesses et l'assise source. Le passage de l'état 2 à l'état 3 est marqué par le commencement du contact entre les fesses et l'assise cible.

L'état 1 est parfois appelé pré-soulèvement ou « pré-lift ». Lors de cette phase de préparation du soulèvement, le rééducateur préconise au patient de s'incliner vers l'avant pour faciliter le décollement des fesses. Ceci a pour effet de déplacer la masse du sujet vers l'avant, diminuant la force verticale mesurée par le capteur de l'assise source et augmentant les forces verticales mesurées sur les capteurs des pieds et des mains. Ce mouvement est plus ou moins marqué chez les sujets suivant leur apprentissage, leur expertise ou la configuration matérielle. Successivement ou parallèlement, le sujet cherche à décoller ses fesses en augmentant la charge sur les appuis des mains. Cette charge se manifeste par une augmentation de la force verticale appliquée sur les barres d'appui et parfois par une augmentation de la force vers l'extérieur de la maquette sur les barres d'appui. Pendant cette phase, la force verticale appliquée par le sujet sur l'assise source diminue jusqu'à la rupture du contact.

L'état 2 correspond au soulèvement. Lors de cette phase, les fesses ne sont pas en contact avec les assises. Le sujet soulève son bassin à une hauteur suffisante pour pouvoir ensuite se translater vers l'assise cible sans accrocher les coussins avec ses fesses ou ses cuisses et enfin faire descendre son bassin vers l'assise cible. Ces 3 sous-phases, montée, translation et descente, sont plus ou moins marquées et concomitantes suivant les sujets. Pendant cette phase de soulèvement, certains auteurs différencient la montée et la descente.

L'état 3 correspondant au post-soulèvement commence avec le début du contact entre les fesses et l'assise cible. Le déchargement des membres supérieurs conduit à une augmentation de la force verticale exercée par le sujet sur l'assise cible. Suivant la vitesse du déchargement des membres supérieurs, un pic peut apparaître au niveau de la mesure de la force verticale de l'assise cible. La présence de ce pic varie en fonction des sujets, des configurations et des mouvements d'un même sujet pour une même configuration. Au cours de cette phase, le sujet se redresse pour revenir vers une position d'équilibre assis et pouvoir lâcher les barres d'appui.

3.3.6.3 Algorithme de découpage du transfert

Pour déterminer les débuts et fins des différentes phases, plusieurs instants-clefs sont calculés :

- Le milieu du mouvement correspond au passage du marqueur L4, ou s'il n'est pas présent le milieu des marqueurs des épines iliaques postérieures, au milieu des deux assises.
- Le début du chargement des membres supérieurs correspond au premier instant, en amont du milieu du mouvement, pour lequel l'une des forces verticales mesurées par les capteurs des barres d'appui passe sous les $10\,N$.
- La fin du déchargement des membres supérieurs correspond au premier instant, en aval du milieu du mouvement, pour lequel l'une des forces verticales mesurées par les capteurs des barres d'appui passe sous les $10\,N$.
- Le début du décollement des fesses correspond au premier instant pour lequel la force verticale mesurée par le capteur de l'assise source passe sous les $20\,N$.
- Le début de la pose des fesses correspond au dernier instant pour lequel la force verticale mesurée par le capteur de l'assise cible reste sous les $20\,N$.

Ces instants-clefs, permettent de découper le mouvement en différentes phases, numérotées de 1 à 5 sur la figure 3.22 :

1. La **préparation** court du début de la mesure (position de référence) jusqu'au début du chargement des membres supérieurs. Cette phase ne sera pas étudiée car elle ne présente pas de facteur de risque pour les membres supérieurs.
2. Le **pré-soulèvement** court du début du chargement des membres supérieurs jusqu'au début du décollement des fesses.
3. Le **soulèvement** court du début du décollement des fesses jusqu'au début de la pose des fesses.
4. Le **post-soulèvement** court du début de la pose des fesses jusqu'à la fin du déchargement des membres supérieurs.
5. Le **retour à la posture assise** court de la fin du chargement des membres supérieurs jusqu'à la fin de la mesure (position de référence). Lors de cette phase, le sujet n'est plus en appui sur les membres supérieurs, il revient à une position d'équilibre assise. Cette phase ne sera pas étudiée car elle ne présente pas de facteur de risque pour les membres supérieurs.

3.3.7 Conclusion

Cette section 3.3 a présenté les traitements qui ont permis à partir des données expérimentales issues du système de capture, voir section 3.2, d'obtenir les actions mécaniques

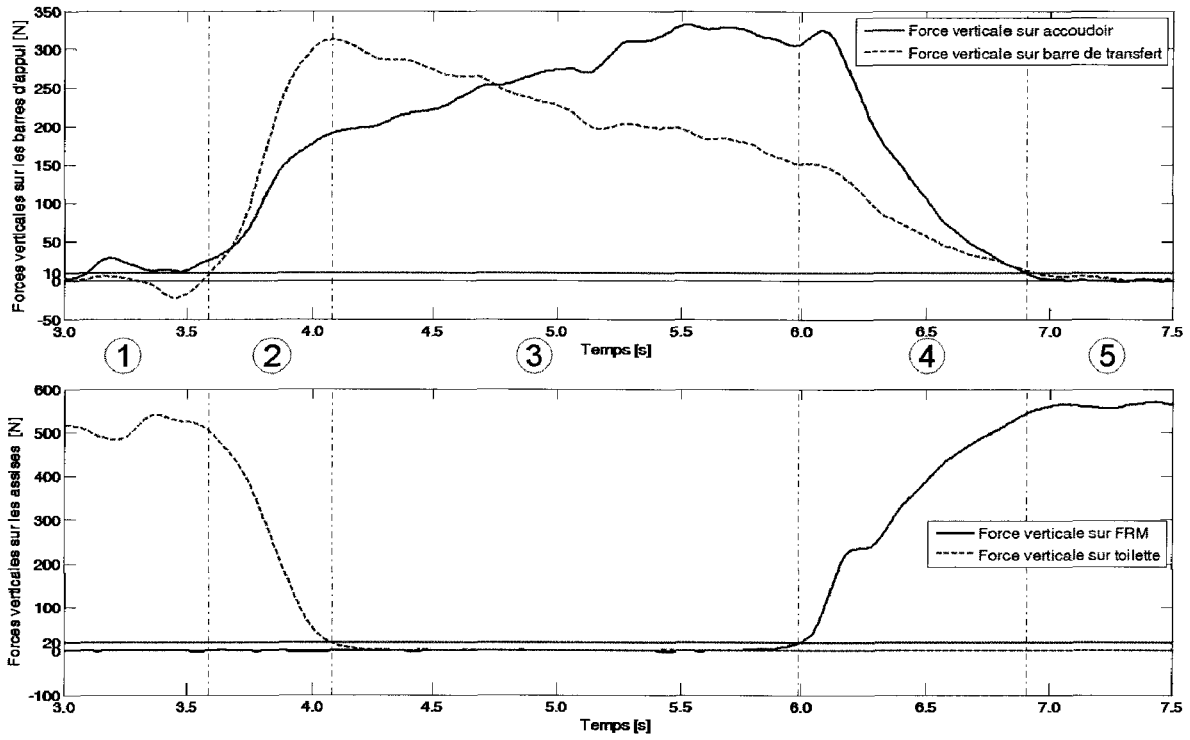


FIG. 3.22 – Découpage du mouvement de transfert du sujet S13 allant de l'assise représentant le FRM vers l'assise représentant les toilettes avec une barre de transfert à 10 cm. *Les tirets violets correspondent au côté source, les traits bleus au côté cible et les traits rouges horizontaux aux seuils de déclenchement.*

du sujet sur son environnement, et ainsi le découpage des phases, et, dans les cas où les marqueurs réfléchissants apposés sur les sujets ont pu être correctement dépouillés, leurs trajectoires cartésiennes. À partir de ces données cinématiques et dynamiques ont été découpées les phases du mouvement de transfert latéral. L'étude de la reconstruction du mouvement pendant les phases en appui sur les membre supérieurs – pré-soulèvement, soulèvement et post-soulèvement – peut maintenant être faite.

3.4 Reconstruction du mouvement

3.4.1 Introduction

Dues aux difficultés expérimentales, voir section 3.2.4, toutes les trajectoires cartésiennes des marqueurs réfléchissants apposés sur les sujets n'ont pu être mesurées pour tous les mouvements. Dès lors le calcul des coordonnées articulaires pour ces mouvements n'est pas possible. Pour pallier cette perte d'information, une démarche de reconstruction du mouvement, basée sur l'utilisation du mannequin humanoïde décrit section 2.4, a été proposée section 2.5. Cette démarche comporte de deux étapes :

- La première étape consiste à dimensionner le mannequin humanoïde à l'anthropométrie du sujet, voir section 3.4.3.
- La deuxième étape consiste à replacer ce modèle au sein de trajectoires mesurées disponibles, voir section 3.4.4.

Cette section est divisée en trois parties. Dans une première partie, le mannequin humanoïde décrit section 2.4 est défini à l'aide des outils de la biomécanique. Dans une deuxième partie, le dimensionnement du mannequin humanoïde à l'anthropométrie de la personne est présenté. Dans une troisième partie, la reconstruction du mouvement par la méthode décrite section 2.5 est expliquée.

3.4.2 Outils biomécaniciens

Lorsqu'aucune position cartésienne de marqueur n'a été perdue, il est possible d'observer les mouvements avec les méthodes directes, voir section 1.5.3, de la littérature biomécanicienne.

L'utilisation de ces méthodes permet d'estimer la position des centres articulaires, introduits figure 2.3, et des repères segmentaires, introduits figure 2.4. Elles permettent aussi d'estimer des coordonnées articulaires entre les différents repères segmentaires.

3.4.2.1 Estimation des centres articulaires

La figure 3.23 résume le positionnement des centres articulaires des dix-sept segments corporels et des marqueurs nécessaires à leur construction. La numérotation des marqueurs reprend celle des points anatomiques de référence du tableau 3.2.

Origine du corps de référence – la partie inférieure du tronc L'origine de la partie inférieure du tronc O_1 est choisie au milieu des épines iliaques postérieures (MEIP), marqueurs 11 et 22. Soit $O_1 = 0,5 \times (M_{11} + M_{22})$.

Centre articulaire de la hanche L'estimation de la position du centre articulaire de la hanche ne peut se faire par une méthode fonctionnelle puisqu'elle nécessite la mesure de mouvements de circumduction des membres inférieurs non réalisables. Le modèle de Bell *et coll.* (1990) cité dans Camomilla *et coll.* (2006) est utilisé pour estimer la position des hanches droite O_2 et gauche O_5, équation 3.4, dans un repère b local lié au bassin, équation 3.3. La figure 3.24 représente le repère b tel que définit dans Leardini *et coll.* (1999).

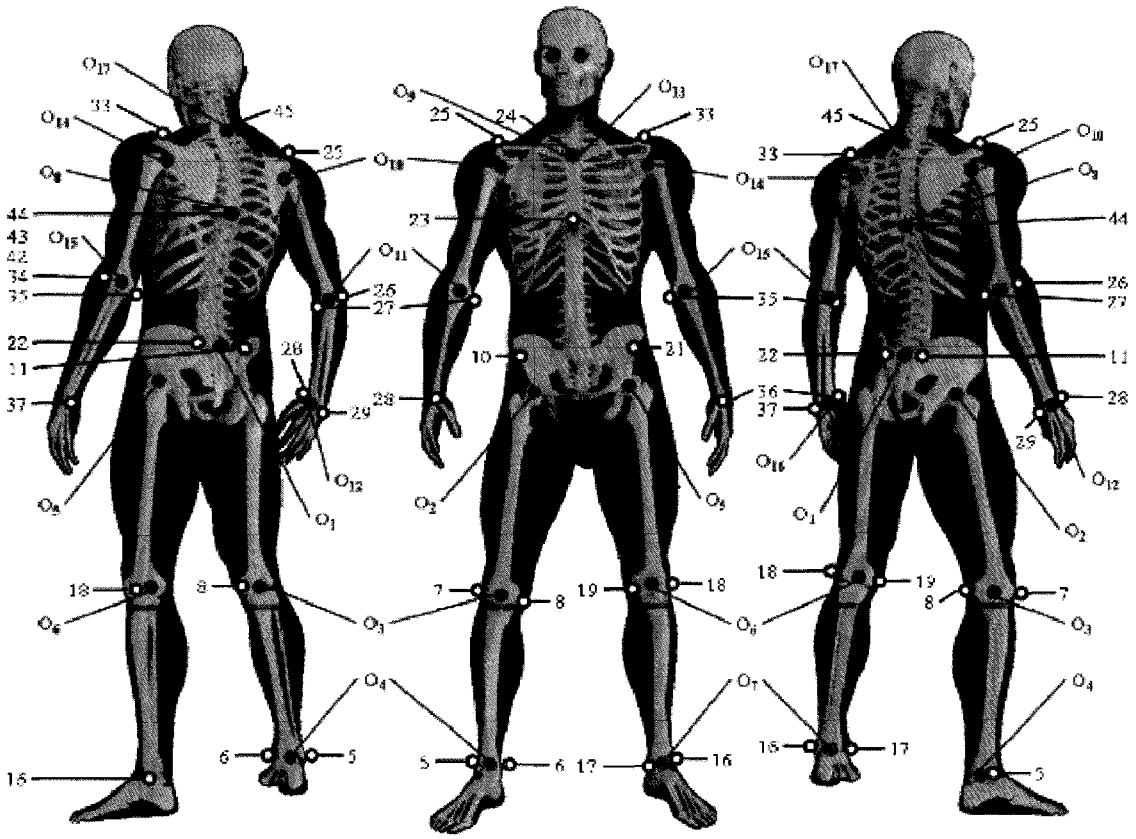


FIG. 3.23 – Centres articulaires, en rouge, et marqueurs utiles à leur création, en noir.

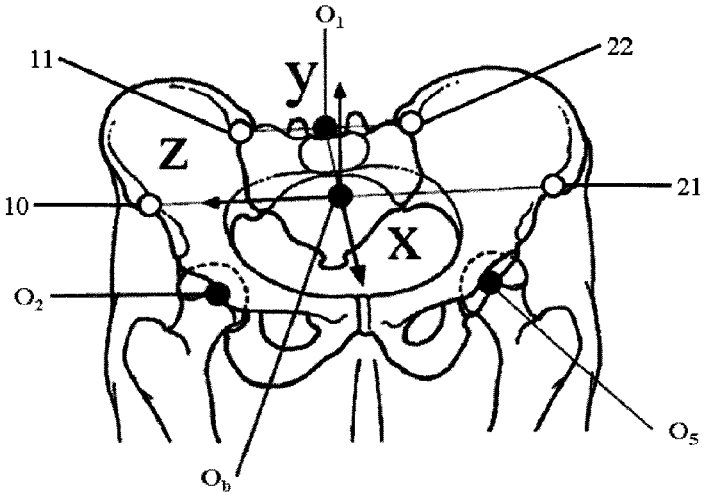


FIG. 3.24 – Repère local au bassin b, suivant la méthode Bell *et coll.* (1990) cité dans Leardini *et coll.* (1999).

$$
\begin{aligned}
\overrightarrow{Z} &= \frac{\overrightarrow{M_{21}M_{10}}}{\left\|\overrightarrow{M_{21}M_{10}}\right\|} \\
O_1 &= 0,5 \times (M_{11} + M_{22}) \\
\overrightarrow{Y} &= \frac{\overrightarrow{M_{21}O_1} \wedge \overrightarrow{Z}}{\left\|\overrightarrow{M_{21}O_1} \wedge \overrightarrow{Z}\right\|} \\
\overrightarrow{X} &= \overrightarrow{Y} \wedge \overrightarrow{Z} \\
O_b &= 0,5 \times (M_{10} + M_{21}) \\
{}^0T_b &= \begin{bmatrix} \overrightarrow{X} & \overrightarrow{Y} & \overrightarrow{Z} & \overrightarrow{O_0O_b} \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix}
\end{aligned}
\tag{3.3}
$$

$$
\begin{cases}
{}^b[O_2] = PW \times \begin{bmatrix} -0,19 \\ -0,30 \\ 0,36 \\ 1 \end{bmatrix}_b \\
{}^b[O_5] = PW \times \begin{bmatrix} -0,19 \\ 0,30 \\ 0,36 \\ 1 \end{bmatrix}_b
\end{cases}
\tag{3.4}
$$

$$avec \quad PW = \left\|\overrightarrow{M_{21}M_{10}}\right\|$$

Cette position locale dans le repère lié au bassin est utilisée pour reconstruire la

position des centres articulaires des hanches dans le repère absolu 0 pour les mouvements de transfert mesurés, équation 3.5.

$$\begin{aligned} {}^{0}[O_2] &= {}^{0}T_b \times {}^{b}[O_2] \\ {}^{0}[O_5] &= {}^{0}T_b \times {}^{b}[O_5] \end{aligned} \tag{3.5}$$

Centre articulaire du genou Les centres articulaires des genoux droit O_3 et gauche O_6 sont définis aux milieux des marqueurs de l'epicondylus femoris lateralis et de l'epicondylus femoris medialis, notés 7 et 8 à droite et 18 et 19 à gauche, (Cappozzo *et coll.*, 1995). Soient $O_3 = 0,5 \times (M_7 + M_8)$ et $O_6 = 0,5 \times (M_{18} + M_{19})$.

Centre articulaire de la cheville Les centres articulaires des chevilles droite O_4 et gauche O_7 sont définis aux milieux des marqueurs de la lateral malleolus et de la medial malleolus, notés 5 et 6 à droite et 16 et 17 à gauche, (Cappozzo *et coll.*, 1995). Soient $O_4 = 0,5 \times (M_5 + M_6)$ et $O_7 = 0,5 \times (M_{16} + M_{17})$.

Centre articulaire de la partie supérieure du tronc O_8 est choisi confondu avec le marqueur 44 situé sur le processus spinosus de la vertèbre T8. Soit $O_8 = M_{44}$.

Centre de l'articulation sterno-claviculaire L'incisura jugularis, marqueur 24, est choisi comme origine O_9 de la clavicule droite et O_{13} pour la clavicule gauche. Soient $O_9 = M_{24}$ et $O_{13} = M_{24}$.

Centre articulaire de l'épaule Une pré-mesure de circumduction pour chaque épaule a été réalisée, voir l'organigramme du protocole expérimental figure 3.10. Grâce à ces mesures et à une méthode fonctionnelle (Veeger, 2000), les centres articulaires de l'épaule droite O_{10}, et de l'épaule gauche O_{14} sont déterminés dans deux repères locaux, c_9 à droite et c_{13} à gauche, liés aux clavicules, équation 3.6 et équation 3.7.

$$\begin{aligned} O_9 &= M_{24} \\ \overrightarrow{Z} &= \frac{\overrightarrow{O_9M_{25}}}{\left\|\overrightarrow{O_9M_{25}}\right\|} \\ \overrightarrow{T} &= 0,5 \times ((M_{24} + M_{45}) - (M_{23} + M_{44})) \\ \overrightarrow{X} &= \frac{\overrightarrow{T} \wedge \overrightarrow{Z}}{\left\|\overrightarrow{T} \wedge \overrightarrow{Z}\right\|} \\ \overrightarrow{Y} &= \overrightarrow{Z} \wedge \overrightarrow{X} \\ {}^{0}T_{c_9} &= \begin{bmatrix} \overrightarrow{X} & \overrightarrow{Y} & \overrightarrow{Z} & \overrightarrow{O_0O_9} \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix} \end{aligned} \tag{3.6}$$

$$
\begin{aligned}
O_{13} &= M_{24} \\
\overrightarrow{Z} &= -\frac{\overrightarrow{O_{13}M_{33}}}{\left\|\overrightarrow{O_{13}M_{33}}\right\|} \\
\overrightarrow{T} &= 0,5 \times ((M_{24} + M_{45}) - (M_{23} + M_{44})) \\
\overrightarrow{X} &= \frac{\overrightarrow{T} \wedge \overrightarrow{Z}}{\left\|\overrightarrow{T} \wedge \overrightarrow{Z}\right\|} \\
\overrightarrow{Y} &= \overrightarrow{Z} \wedge \overrightarrow{X} \\
{}^{0}T_{c_{13}} &= \begin{bmatrix} \overrightarrow{X} & \overrightarrow{Y} & \overrightarrow{Z} & \overrightarrow{O_0O_{13}} \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix}
\end{aligned}
\tag{3.7}
$$

$$
\begin{aligned}
{}^{0}[O_{10}] &= {}^{0}T_{c_9} \times {}^{c_9}[O_{10}] \\
{}^{0}[O_{14}] &= {}^{0}T_{c_{13}} \times {}^{c_{13}}[O_{14}]
\end{aligned}
\tag{3.8}
$$

Une fois cette position locale dans le repère clavicule connue, il est possible de reconstruire la position des centres articulaires des épaules dans le repère absolu 0 pour les mouvements de transfert mesurés, équation 3.8.

Centre articulaire du coude Les milieux des marqueurs situés sur l'epicondylus lateralis humerus et l'epicondyle medialis humérus, marqueurs 26 et 27 à droite et 34 et 35 à gauche, permettent de déterminer respectivement les centres articulaires du coude droit O_{11} et du coude gauche O_{15}, (Schmidt *et coll.*, 1999). Soient $O_{11} = 0,5 \times (M_{26} + M_{27})$ et $O_{15} = 0,5 \times (M_{34} + M_{35})$.

Centre articulaire du poignet Les milieux des marqueurs situés sur le radial styloid et sur l'ulnar styloid, marqueurs 28 et 29 à droite et 36 et 37 à gauche, permettent de déterminer respectivement les centres articulaires du poignet droit O_{12} et du poignet gauche O_{16}, (Schmidt *et coll.*, 1999). Soient $O_{12} = 0,5 \times (M_{28} + M_{29})$ et $O_{16} = 0,5 \times (M_{36} + M_{37})$.

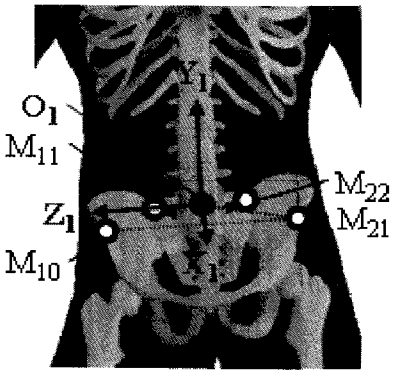
Centre articulaire du cou O_{17} est choisi confondu avec le marqueur 45 situé sur le processus spinosus de la vertèbre C7. Soit $O_{17} = M_{45}$.

3.4.2.2 Placement des repères segmentaires

Les repères segmentaires se construisent à partir des centres articulaires décrits section 3.4.2.1 et des les marqueurs décrits figure 3.23.

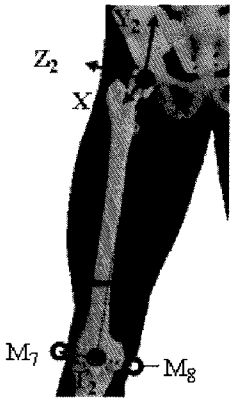
Repère segmentaire de la partie inférieure du tronc

$$\overrightarrow{Z_1} = \frac{\overrightarrow{M_{21}M_{10}}}{\left\|\overrightarrow{M_{21}M_{10}}\right\|}$$
$$\overrightarrow{Y_1} = \frac{\overrightarrow{M_{21}O_1} \wedge \overrightarrow{Z_1}}{\left\|\overrightarrow{M_{21}O_1} \wedge \overrightarrow{Z_1}\right\|}$$
$$\overrightarrow{X_1} = \overrightarrow{Y_1} \wedge \overrightarrow{Z_1}$$
$${}^0T_1 = \begin{bmatrix} \overrightarrow{X_1} & \overrightarrow{Y_1} & \overrightarrow{Z_1} & \overrightarrow{O_0O_1} \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix}$$



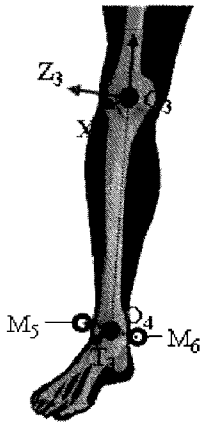
Repère segmentaire de la cuisse droite

$$\overrightarrow{Y_2} = \frac{\overrightarrow{O_3O_2}}{\left\|\overrightarrow{O_3O_2}\right\|}$$
$$\overrightarrow{T_2} = \overrightarrow{M_8M_7}$$
$$\overrightarrow{X_2} = \frac{\overrightarrow{Y_2} \wedge \overrightarrow{T_2}}{\left\|\overrightarrow{Y_2} \wedge \overrightarrow{T_2}\right\|}$$
$$\overrightarrow{Z_2} = \overrightarrow{X_2} \wedge \overrightarrow{Y_2}$$
$${}^0T_2 = \begin{bmatrix} \overrightarrow{X_2} & \overrightarrow{Y_2} & \overrightarrow{Z_2} & \overrightarrow{O_0O_2} \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix}$$



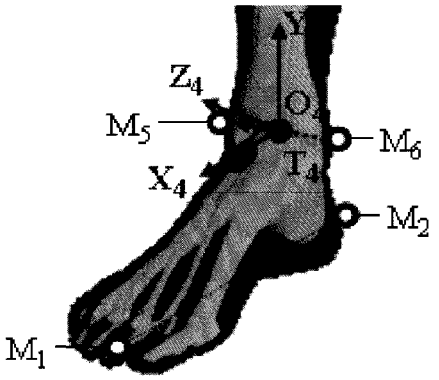
Repère segmentaire de la jambe droite

$$\overrightarrow{Y_3} = \frac{\overrightarrow{O_4O_3}}{\left\|\overrightarrow{O_4O_3}\right\|}$$
$$\overrightarrow{T_3} = \overrightarrow{M_6M_5}$$
$$\overrightarrow{X_3} = \frac{\overrightarrow{Y_3} \wedge \overrightarrow{T_3}}{\left\|\overrightarrow{Y_3} \wedge \overrightarrow{T_3}\right\|}$$
$$\overrightarrow{Z_3} = \overrightarrow{X_3} \wedge \overrightarrow{Y_3}$$
$${}^0T_3 = \begin{bmatrix} \overrightarrow{X_3} & \overrightarrow{Y_3} & \overrightarrow{Z_3} & \overrightarrow{O_0O_3} \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix}$$



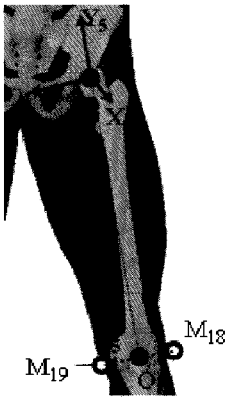
Repère segmentaire du pied droit

$$\overrightarrow{X_4} = \frac{\overrightarrow{M_2M_1}}{\left\|\overrightarrow{M_2M_1}\right\|}$$
$$\overrightarrow{T_4} = \overrightarrow{M_6M_5}$$
$$\overrightarrow{Y_4} = \frac{\overrightarrow{T_4} \wedge \overrightarrow{X_4}}{\left\|\overrightarrow{T_4} \wedge \overrightarrow{X_4}\right\|}$$
$$\overrightarrow{Z_4} = \overrightarrow{X_4} \wedge \overrightarrow{Y_4}$$
$${}^0T_4 = \begin{bmatrix} \overrightarrow{X_4} & \overrightarrow{Y_4} & \overrightarrow{Z_4} & \overrightarrow{O_0O_4} \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix}$$



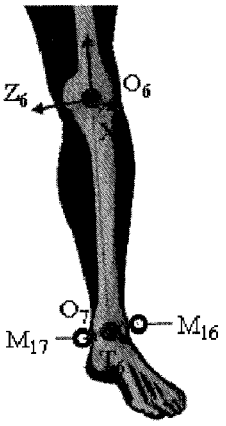
Repère segmentaire de la cuisse gauche

$$\overrightarrow{Y_5} = \frac{\overrightarrow{O_6O_5}}{\left\|\overrightarrow{O_6O_5}\right\|}$$
$$\overrightarrow{T_5} = -\overrightarrow{M_{19}M_{18}}$$
$$\overrightarrow{X_5} = \frac{\overrightarrow{Y_5} \wedge \overrightarrow{T_5}}{\left\|\overrightarrow{Y_5} \wedge \overrightarrow{T_5}\right\|}$$
$$\overrightarrow{Z_5} = \overrightarrow{X_5} \wedge \overrightarrow{Y_5}$$
$${}^0T_5 = \begin{bmatrix} \overrightarrow{X_5} & \overrightarrow{Y_5} & \overrightarrow{Z_5} & \overrightarrow{O_0O_5} \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix}$$



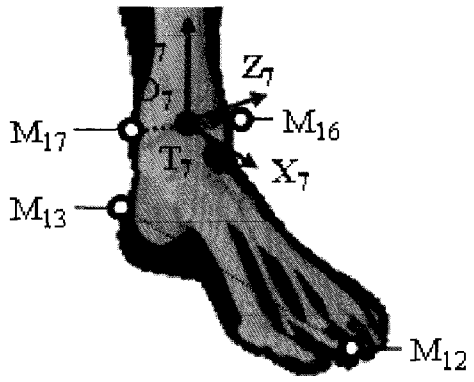
Repère segmentaire de la jambe gauche

$$\overrightarrow{Y_6} = \frac{\overrightarrow{O_7O_6}}{\left\|\overrightarrow{O_7O_6}\right\|}$$
$$\overrightarrow{T_6} = -\overrightarrow{M_{17}M_{16}}$$
$$\overrightarrow{X_6} = \frac{\overrightarrow{Y_6} \wedge \overrightarrow{T_6}}{\left\|\overrightarrow{Y_6} \wedge \overrightarrow{T_6}\right\|}$$
$$\overrightarrow{Z_6} = \overrightarrow{X_6} \wedge \overrightarrow{Y_6}$$
$${}^0T_6 = \begin{bmatrix} \overrightarrow{X_6} & \overrightarrow{Y_6} & \overrightarrow{Z_6} & \overrightarrow{O_0O_6} \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix}$$



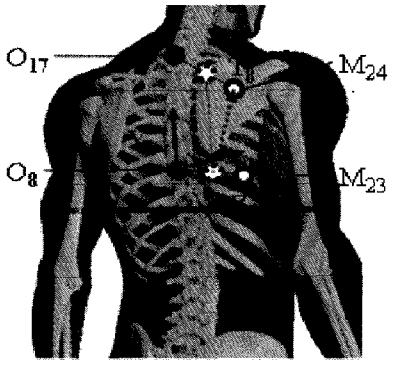
Repère segmentaire du pied gauche

$$\overrightarrow{X_7} = \frac{\overrightarrow{M_{13}M_{12}}}{\left\|\overrightarrow{M_{13}M_{12}}\right\|}$$
$$\overrightarrow{T_7} = -\overrightarrow{M_{17}M_{16}}$$
$$\overrightarrow{Y_7} = \frac{\overrightarrow{T_7} \wedge \overrightarrow{X_7}}{\left\|\overrightarrow{T_7} \wedge \overrightarrow{X_7}\right\|}$$
$$\overrightarrow{Z_7} = \overrightarrow{X_7} \wedge \overrightarrow{Y_7}$$
$${}^0T_7 = \begin{bmatrix} \overrightarrow{X_7} & \overrightarrow{Y_7} & \overrightarrow{Z_7} & \overrightarrow{O_0O_7} \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix}$$



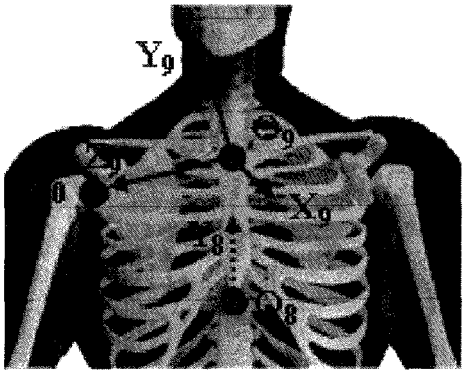
Repère segmentaire de la partie supérieure du tronc

$$\overrightarrow{Y_8} = \frac{M_{24} + O_{17} - M_{23} - O_8}{\|M_{24} + O_{17} - M_{23} - O_8\|}$$
$$\overrightarrow{T_8} = M_{24} - 0,5 \times (M_{23} + O_8)$$
$$\overrightarrow{Z_8} = \frac{\overrightarrow{O_{17}M_{24}} \wedge \overrightarrow{T_8}}{\left\|\overrightarrow{O_{17}M_{24}} \wedge \overrightarrow{T_8}\right\|}$$
$$\overrightarrow{X_8} = \overrightarrow{Y_8} \wedge \overrightarrow{Z_8}$$
$${}^0T_8 = \begin{bmatrix} \overrightarrow{X_8} & \overrightarrow{Y_8} & \overrightarrow{Z_8} & \overrightarrow{O_0O_8} \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix}$$



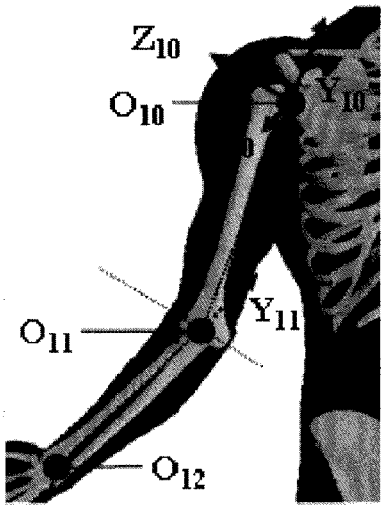
Repère segmentaire de la clavicule droite

$$\overrightarrow{Z_9} = \frac{\overrightarrow{O_9O_{10}}}{\left\|\overrightarrow{O_9O_{10}}\right\|}$$
$$\overrightarrow{Y_8} = \frac{M_{24} + O_{17} - M_{23} - O_8}{\|M_{24} + O_{17} - M_{23} - O_8\|} \quad cf.\ seg.8$$
$$\overrightarrow{X_9} = \overrightarrow{Y_8} \wedge \overrightarrow{Z_9}$$
$$\overrightarrow{Y_9} = \overrightarrow{Z_9} \wedge \overrightarrow{X_9}$$
$${}^0T_9 = \begin{bmatrix} \overrightarrow{X_9} & \overrightarrow{Y_9} & \overrightarrow{Z_9} & \overrightarrow{O_0O_9} \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix}$$



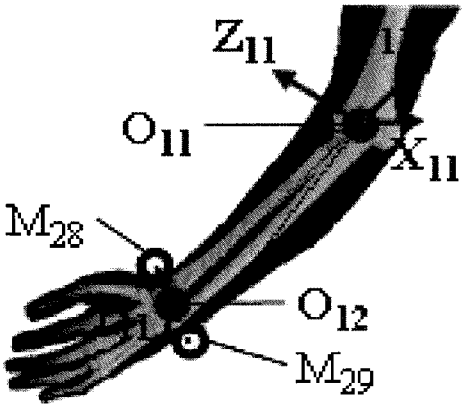
Repère segmentaire du bras droit

$$\overrightarrow{Y_{10}} = \frac{\overrightarrow{O_{11}O_{10}}}{\left\|\overrightarrow{O_{11}O_{10}}\right\|}$$
$$\overrightarrow{Y_{11}} = \frac{\overrightarrow{O_{12}O_{11}}}{\left\|\overrightarrow{O_{12}O_{11}}\right\|} \quad cf.\, seg.11$$
$$\overrightarrow{Z_{10}} = \overrightarrow{Y_{10}} \wedge \overrightarrow{Y_{11}}$$
$$\overrightarrow{X_{10}} = \overrightarrow{Y_{10}} \wedge \overrightarrow{Z_{10}}$$
$${}^{0}T_{10} = \begin{bmatrix} \overrightarrow{X_{10}} & \overrightarrow{Y_{10}} & \overrightarrow{Z_{10}} & \overrightarrow{O_0O_{10}} \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix}$$



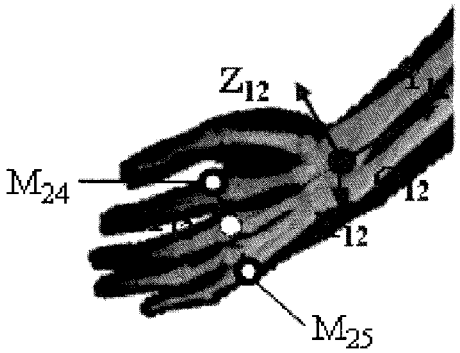
Repère segmentaire de l'avant-bras droit

$$\overrightarrow{Y_{11}} = \frac{\overrightarrow{O_{12}O_{11}}}{\left\|\overrightarrow{O_{12}O_{11}}\right\|}$$
$$\overrightarrow{T_{11}} = \overrightarrow{M_{29}M_{28}}$$
$$\overrightarrow{X_{11}} = \frac{\overrightarrow{M_{29}O_{11}} \wedge \overrightarrow{T_{11}}}{\left\|\overrightarrow{Y_{11}} \wedge \overrightarrow{T_{11}}\right\|}$$
$$\overrightarrow{Z_{11}} = \overrightarrow{X_{11}} \wedge \overrightarrow{Y_{11}}$$
$${}^{0}T_{11} = \begin{bmatrix} \overrightarrow{X_{11}} & \overrightarrow{Y_{11}} & \overrightarrow{Z_{11}} & \overrightarrow{O_0O_{11}} \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix}$$



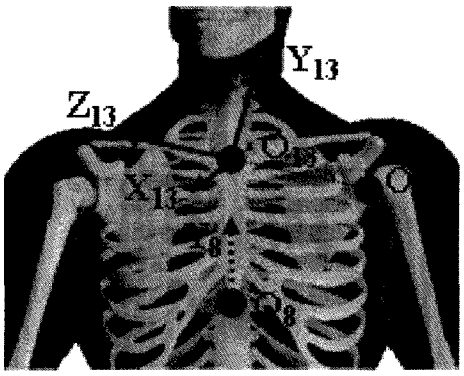
Repère segmentaire de la paume de la main droite

$$\overrightarrow{Y_{12}} = \frac{O_{17} - 0,5 \times (M_{25+}M_{24})}{\|O_{17} - 0,5 \times (M_{25+}M_{24})\|}$$
$$\overrightarrow{T_{12}} = \overrightarrow{M_{25}M_{24}}$$
$$\overrightarrow{X_{12}} = \frac{\overrightarrow{Y_{12}} \wedge \overrightarrow{T_{12}}}{\left\|\overrightarrow{Y_{12}} \wedge \overrightarrow{T_{12}}\right\|}$$
$$\overrightarrow{Z_{12}} = \overrightarrow{X_{12}} \wedge \overrightarrow{Y_{12}}$$
$${}^{0}T_{12} = \begin{bmatrix} \overrightarrow{X_{12}} & \overrightarrow{Y_{12}} & \overrightarrow{Z_{12}} & \overrightarrow{O_0O_{12}} \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix}$$



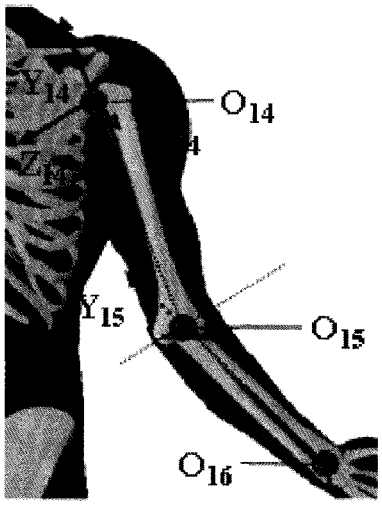
Repère segmentaire de la clavicule gauche

$$\overrightarrow{Z_{13}} = -\frac{\overrightarrow{O_{13}O_{14}}}{\left\|\overrightarrow{O_{13}O_{14}}\right\|}$$
$$\overrightarrow{Y_8} = \frac{M_{24} + O_{17} - M_{23} - O_8}{\|M_{24} + O_{17} - M_{23} - O_8\|} \quad cf.\,seg.8$$
$$\overrightarrow{X_{13}} = \overrightarrow{Y_8} \wedge \overrightarrow{Z_{13}}$$
$$\overrightarrow{Y_{13}} = \overrightarrow{Z_{13}} \wedge \overrightarrow{X_{13}}$$
$${}^0T_{13} = \begin{bmatrix} \overrightarrow{X_{13}} & \overrightarrow{Y_{13}} & \overrightarrow{Z_{13}} & \overrightarrow{O_0O_{13}} \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix}$$



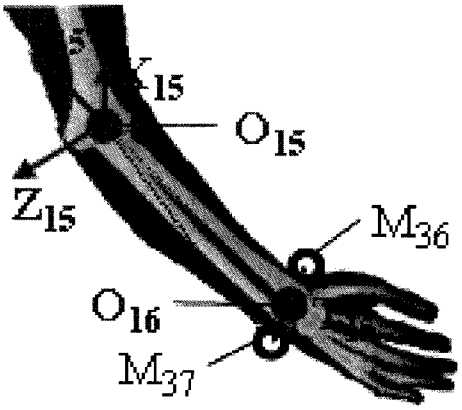
Repère segmentaire du bras gauche

$$\overrightarrow{Y_{14}} = \frac{\overrightarrow{O_{11}O_{10}}}{\left\|\overrightarrow{O_{11}O_{10}}\right\|}$$
$$\overrightarrow{Y_{15}} = \frac{\overrightarrow{O_{16}O_{15}}}{\left\|\overrightarrow{O_{16}O_{15}}\right\|} \quad cf.\,seg.15$$
$$\overrightarrow{Z_{14}} = \overrightarrow{Y_{14}} \wedge \overrightarrow{Y_{15}}$$
$$\overrightarrow{X_{14}} = \overrightarrow{Y_{14}} \wedge \overrightarrow{Z_{14}}$$
$${}^0T_{14} = \begin{bmatrix} \overrightarrow{X_{14}} & \overrightarrow{Y_{14}} & \overrightarrow{Z_{14}} & \overrightarrow{O_0O_{14}} \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix}$$



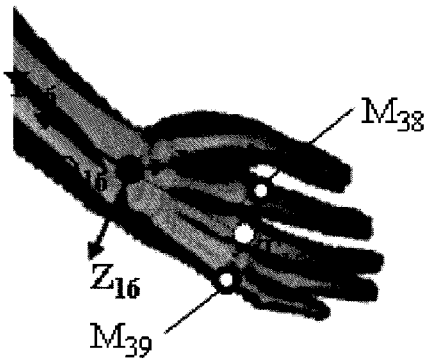
Repère segmentaire de l'avant-bras gauche

$$\overrightarrow{Y_{15}} = \frac{\overrightarrow{O_{16}O_{15}}}{\left\|\overrightarrow{O_{16}O_{15}}\right\|}$$
$$\overrightarrow{T_{15}} = -\overrightarrow{M_{37}M_{36}}$$
$$\overrightarrow{X_{15}} = \frac{\overrightarrow{M_{37}O_{15}} \wedge \overrightarrow{T_{15}}}{\left\|\overrightarrow{Y_{15}} \wedge \overrightarrow{T_{15}}\right\|}$$
$$\overrightarrow{Z_{15}} = \overrightarrow{X_{15}} \wedge \overrightarrow{Y_{15}}$$
$${}^0T_{15} = \begin{bmatrix} \overrightarrow{X_{15}} & \overrightarrow{Y_{15}} & \overrightarrow{Z_{15}} & \overrightarrow{O_0O_{15}} \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix}$$



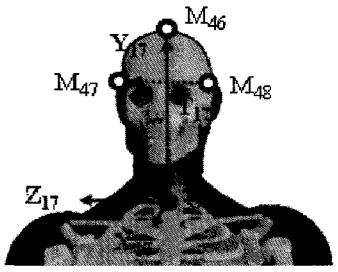
Repère segmentaire de la paume de la main gauche

$$\overrightarrow{Y_{17}} = \frac{O_{17} - 0,5 \times (M_{37+}M_{36})}{\|O_{17} - 0,5 \times (M_{37+}M_{36})\|}$$
$$\overrightarrow{T_{17}} = \overrightarrow{M_{37}M_{36}}$$
$$\overrightarrow{X_{17}} = \frac{\overrightarrow{Y_{17}} \wedge \overrightarrow{T_{17}}}{\left\|\overrightarrow{Y_{17}} \wedge \overrightarrow{T_{17}}\right\|}$$
$$\overrightarrow{Z_{17}} = \overrightarrow{X_{17}} \wedge \overrightarrow{Y_{17}}$$
$${}^{0}T_{17} = \begin{bmatrix} \overrightarrow{X_{17}} & \overrightarrow{Y_{17}} & \overrightarrow{Z_{17}} & \overrightarrow{O_0O_{17}} \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix}$$



Repère segmentaire de la tête

$$\overrightarrow{Y_{17}} = \frac{\overrightarrow{O_{17}M_{46}}}{\left\|\overrightarrow{O_{17}M_{46}}\right\|}$$
$$\overrightarrow{T_{17}} = \overrightarrow{M_{48}M_{47}}$$
$$\overrightarrow{X_{17}} = \frac{\overrightarrow{Y_{17}} \wedge \overrightarrow{T_{17}}}{\left\|\overrightarrow{Y_{17}} \wedge \overrightarrow{T_{17}}\right\|}$$
$$\overrightarrow{Z_{17}} = \overrightarrow{X_{17}} \wedge \overrightarrow{Y_{17}}$$
$${}^{0}T_{17} = \begin{bmatrix} \overrightarrow{X_{17}} & \overrightarrow{Y_{17}} & \overrightarrow{Z_{17}} & \overrightarrow{O_0O_{17}} \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix}$$



3.4.2.3 Estimation des coordonnées articulaires par les méthodes directes de reconstruction du mouvement

Lorsque suffisamment de marqueurs ont été mesurés, les méthodes directes de la biomécanique sont utilisées pour réaliser une première approximation des coordonnées articulaires.

La convention de Grood et Suntay (1983), recommandée par l'ISB (Wu *et coll.*, 2002, 2005), ainsi que les séquences d'axes citées section 2.4.2 permettent d'extraire, de la partie rotation des matrices homogènes relatives à deux segments, les coordonnées articulaires. Plus de détails sur ce calcul peuvent être trouvés dans Lempereur (2006).

Le calcul des coordonnées articulaires en translation du segment de référence est trivial. Ces coordonnées correspondent au milieu des marqueurs des épines iliaques postérieures.

L'estimation des coordonnées articulaires par les méthodes directes de reconstruction du mouvement est utile au dimensionnement du mannequin, dans la section suivante, et à la définition des contraintes du problème de reconstruction du mouvement, dans la

section 3.4.4.

3.4.3 Dimensionnement du mannequin

Le dimensionnement du mannequin humanoïde à l'anthropométrie de la personne correspond à l'étape 1 de la démarche de reconstruction du mouvement, voir figure 2.7. Les données recherchées pour dimensionner le mannequin, voir chapitre 2, sont les longueurs segmentaires, notées $\mathcal{L}$, et la position des étiquettes dans leur repère d'attachement ${}^{a}\mathcal{N}$. Le calcul de ces valeurs se base sur les méthodes directes présentées dans la section 3.4.2 appliquées pour une posture de calibration.

3.4.3.1 Posture de calibration

Lorsque le sujet ne bouge pas, il n'y a pas de glissement de peau. Au début et à la fin de chaque mouvement, le sujet maintient une position assise mains en avant, pouces vers le haut, voir la section 3.2.3.2 et la figure 3.21. Comme le montre cette figure 3.21, en position de référence, le haut du corps est symétrique par rapport au plan sagittal mais pas la partie inférieure du corps. Pour pallier cette dissymétrie des membres inférieurs, la posture de calibration est construite à partir de la mesure des positions de référence initiale et finale d'un même mouvement de transfert pour lesquelles aucun marqueur ne manquait.

Pour ces deux positions quasi-statiques sans perte de marqueurs, la position dans le repère absolu 0 des centres articulaires ${}^{0}[O_1]$ à ${}^{0}[O_{17}]$ et les matrices de repérage ${}^{0}T_1$ à ${}^{0}T_{17}$ sont calculées en suivant les méthodes directes de reconstruction du mouvement décrites section 3.4.2. Les longueurs segmentaires et les positions locales des étiquettes sont calculées pour ces deux positions de référence, voir section 3.4.3.2 et section 3.4.3.3, puis moyennées pour supprimer la dissymétrie des membres inférieurs.

3.4.3.2 Longueurs segmentaires

Les longueurs segmentaires dimensionnent la structure du mannequin. Une longueur segmentaire est le vecteur permettant de passer de l'origine d'un repère segmentaire père à l'origine d'un repère segmentaire fils. À partir des données calculées dans la section précédente, ce vecteur est obtenu en effectuant un changement de repère. Il correspond au transport de l'origine du repère fils exprimée dans le repère absolu 0 vers le repère de son segment père.

À partir de la position dans le repère absolu 0 des centres articulaires ${}^{0}[O_1]$ à ${}^{0}[O_{17}]$ et des matrices de repérage ${}^{0}T_1$ à ${}^{0}T_{17}$, la position du centre articulaire ${}^{p}[O_f]$ d'un segment

fils f dans le repère père p est calculée par l'équation 3.9.

$$^{p}[O_f] = \left({}^{0}T_p\right)^{-1} \times {}^{0}[O_f] \tag{3.9}$$

Les trois premières coordonnées de $^{p}[O_f]$ définissent un vecteur L_f suivant l'équation 2.4. Ce calcul est réalisé pour les positions de référence initiale et finale d'un même mouvement de transfert. L'ensemble des longueurs segmentaires de l'humanoïde est, noté $\mathcal{L} = [L_2 \cdots L_{17}]$, résulte de la moyenne des valeurs obtenues pour les deux positions de référence.

3.4.3.3 Positionnement des étiquettes

Par définition, chaque étiquette est un point fixe dans le repère segmentaire auquel elle est liée. Lorsque la personne est statique, les mouvements de peau sont supposés nuls. Dans cette situation, la position de l'étiquette peut être définie par la position mesurée du marqueur qui lui est associé. La position du marqueur dans le repère absolu 0 est transportée dans le repère segmentaire lié à l'étiquette pour définir la position de l'étiquette dans son repère segmentaire.

La position $^{a}\mathcal{N}$ des étiquettes dans leur repère d'attachement est recherchée. Chaque marqueur, issu des mesures, est associé à une étiquette du mannequin pour obtenir l'ensemble $^{0}\mathcal{N}$ des positions des étiquettes dans le repère absolu 0. En utilisant les matrices de repérage $^{0}T_1$ à $^{0}T_{17}$ et l'équation 2.7, la position $^{a}\mathcal{N}$ des étiquettes dans leur repère d'attachement est obtenue pour les positions de référence initiale et finale. Ces positions sont ensuite moyennées pour dimensionner le mannequin.

3.4.4 Suivi de trajectoires

L'étape 2 de notre démarche, voir figure 2.7, vise la détermination des coordonnées articulaires $\mathcal{Q}$ animant le mannequin humanoïde à partir des positions mesurées des marqueurs disponibles pour un mouvement de transfert. C'est une optimisation non-linéaire sous contraintes, implémentée sous Matlab® avec la fonction *fmincon*, qui est utilisée, voir équation 3.10. Des contraintes d'inégalité linéaires sont adjointes pour favoriser la convergence de l'optimisation vers une solution représentative d'un mouvement humain.

$$\begin{aligned} &\min_{\mathcal{Q}} f(\mathcal{Q}, \mathcal{L}, {}^{0}\mathcal{N}, \mathcal{M}) \\ &S.C. \begin{cases} \mathcal{B}_{inf} \leq \mathcal{Q}(t) \leq \mathcal{B}_{sup} \\ |\mathcal{Q}(t) - \mathcal{Q}(t-1)| \leq \mathcal{C} \end{cases} \end{aligned} \tag{3.10}$$

Avec la fonction objectif

$$f(\mathcal{Q},\mathcal{L},{}^0\mathcal{N},\mathcal{M}) = \frac{1}{nbE} \times \sum_{k\epsilon E} \left(\frac{1}{n} \sum_{t=1}^{n} \left\| {}^0M_k(t) - g_i(\mathcal{Q}(t)) \times^i N_k \right\| \right)$$

Avec $\mathcal{Q}$ les coordonnées articulaires recherchées ;

Avec E l'ensemble des marqueurs disponibles et nbE le nombre de marqueurs disponibles ;

Avec ${}^0M_k$ la position mesurée du marqueur k ;

Avec $\mathcal{M}$ l'ensemble des ${}^0M_k$;

Avec ${}^iN_k$ la position de l'étiquette k dans son repère segmentaire d'attachement i ;

Avec g_i le modèle géométrique du segment i ;

Avec $\mathcal{L}$ l'ensemble des longueurs segmentaires utiles à la définition des g_i ;

Avec ${}^0\mathcal{N}$ l'ensemble des $g_i(\mathcal{Q}(t)) \times^i N_k$;

Avec $\mathcal{B}_{inf}$ et $\mathcal{B}_{sup}$ les contraintes de butées articulaires ;

Avec $\mathcal{C}$ les contraintes de continuité ;

Avec t les itérations ;

Avec n le nombre d'instants.

Le suivi de trajectoires est fait pour les trois phases principales du transfert, cf. section 3.3.6 : le pré-soulèvement, le soulèvement et le post-soulèvement.

Contraintes de butée $\mathcal{B}_{inf}$ et $\mathcal{B}_{sup}$

Les contraintes de butées articulaires $\mathcal{B}_{inf}$ et $\mathcal{B}_{sup}$ sont choisies à partir des coordonnées articulaires estimées par les méthodes directes, cf. section 3.4.2.3. Pour l'ensemble des mouvements, les valeurs maximales et minimales de chaque coordonnée articulaire obtenues par les méthodes directes sont relevées.

Afin de ne pas sur-contraindre le placement du mannequin, les butées articulaires choisies pour l'optimisation sont un peu plus larges que celles calculées par les méthodes directes. Concernant les coordonnées articulaires en translation, entre 15 et 20 cm sont ajoutés aux valeurs maximales et retranchés aux valeurs minimales. Concernant les coordonnées articulaires en rotation, entre 30 et 40° sont ajoutés aux valeurs maximales et retirées aux valeurs minimales. Le choix de ces valeurs a été fait après en avoir testées plusieurs.

Contraintes de continuité $\mathcal{C}$

Les contraintes de continuité sont choisies à partir des coordonnées articulaires estimées par les méthodes directes, cf. section 3.4.2.3. La variation maximale observée entre deux instants successifs est de $13,4\,mm$, $4,68\,mm$ et $11,4\,mm$ pour les trois premières coordonnées articulaires (en translation) et de $2,719°$ pour les autres coordonnées articulaires (en rotation).

Pour ne pas sur-contraindre l'évolution du mannequin, les contraintes de continuité ont été fixées, dans l'ordre, à $20\,mm$, $10\,mm$ et $20\,mm$ et à $3°$ pour les suivantes. Le choix de ces valeurs a été fait après en avoir testées plusieurs.

À noter que la contrainte de continuité n'est pas utilisée pour la première itération puisque non définie.

Ensemble des marqueurs E

Lorsqu'aucun marqueur ne manque, l'ensemble des marqueurs choisi est E_{46}. E_{46} contient l'ensemble des quarante-huit marqueurs sauf ceux des dactylions, 32 et 40, car la posture de calibration a été choisie mains tendues pouces vers le haut alors que le mouvement de transfert est exécuté mains fermées autour des barres d'appui.

Lorsque des marqueurs manquent à l'enregistrement d'un mouvement de transfert, voir section 3.2.4, l'ensemble des marqueurs choisi est

$$E_{34} = \{1, 2, 3, 5, 7, 11 \cdots 14, 16, 18, 22 \cdots 31, 33 \cdots 39, 41, 44 \cdots 48\}.$$

Les mouvements reconstruits avec E_{46} sont par ailleurs aussi reconstruits avec E_{34}. La simulation de cette perte d'informations mesurées permet d'évaluer l'impact de la réduction du nombre de marqueurs sur la cinématique produite.

Initialisation

Une posture initiale est donnée au mannequin avant de commencer l'optimisation. La posture choisie, commune à tous les mouvements reconstruits, est définie par des coordonnées articulaires $\mathcal{Q}\,(initialisation)$ comprises entre les butées articulaires $\mathcal{B}_{inf}$ et $\mathcal{B}_{sup}$.

Les trois premières coordonnées articulaires sont fixées à $350\,mm$, $0\,mm$ et $500\,mm$ et les coordonnées articulaires en rotation sont fixées à $0°$, $90°$ ou $-90°$ pour permettre de placer le mannequin au milieu de la maquette mains en avant pouces vers le haut, voir figure 3.25.

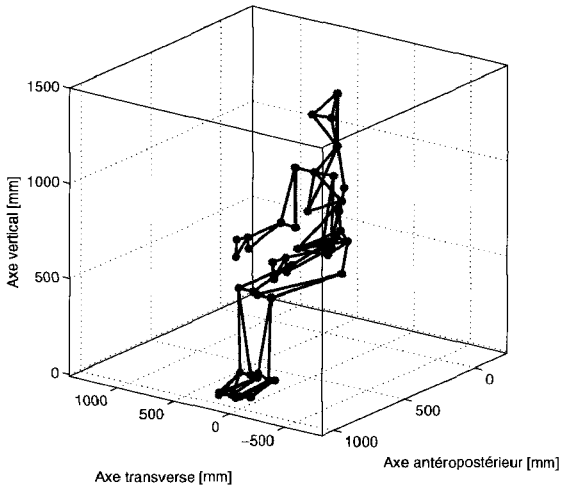


FIG. 3.25 – Posture initiale du mannequin en entrée de l'optimisation.

Itérations t

Une distance importante sépare la position d'initialisation du mannequin, définie par les positions des étiquettes $g_i\left(\mathcal{Q}\left(initialisation\right)\right) \times^i N_k$, de celle du sujet mesurée au premier pas de temps, définie par l'ensemble des positions mesurées des marqueurs ${}^0M_k\left(1^{er}\ pas\ de\ temps\right)$. De ce fait, l'optimisation ne permet pas de placer le mannequin au plus près de la mesure dès la première itération. Pour permettre au mannequin de s'approcher au plus près de la mesure du premier pas de temps, cette mesure $\mathcal{M}\left(1^{er}\ pas\ de\ temps\right)$ est utilisée dans la fonction objectif pour les cinquante premières itérations de la reconstruction.

Après ces cinquante itérations, il est considéré que le mannequin a « convergé » vers la mesure du premier pas de temps. Ensuite, chaque itération de t correspond aux pas de temps successifs mesurés.

3.4.5 Conclusion

À partir des mesures des marqueurs faites dans le cadre du protocole, cette section 3.4 a permis :

1. de construire un mannequin humanoïde – modèle géométrique direct – adapté à l'anthropométrie des personnes de manière automatique ;
2. d'utiliser ce mannequin et un suivi de trajectoires pour reconstruire les mouvements de transfert et ce même si le nombre de marqueurs mesurés est réduit.

À l'issue de la reconstruction, les coordonnées articulaires $\mathcal{Q}$ permettent à l'aide du modèle géométrique $\mathcal{G}$ de déterminer l'ensemble des matrices de repérage des segments ${}^0T_1$ à ${}^0T_{17}$

au cours des mouvements de transfert.

3.5 Estimation des efforts articulaires

3.5.1 Introduction

Les mouvements de transfert latéraux sont contraignants pour les membres supérieurs du fait de l'importance des efforts intersegmentaires. L'estimation de ces efforts articulaires relève d'un problème de dynamique inverse. Les entrées de ce problème sont :

- les efforts mécaniques aux contacts, exprimés dans le repère absolu 0, obtenus à la section 3.3.5 ;
- les matrices de repérage des segments corporels, obtenus à la section 3.4 ;
- le modèle inertiel qui suit.

L'implémentation de la méthode de la dynamique inverse est ensuite présentée pour les chaînes cinématiques des membres supérieurs.

3.5.2 Modèle inertiel

Les besoins du modèle inertiel ont été détaillés section 2.6.2. Il s'agit des moments principaux d'inertie I_x, I_y et I_z dans le repère local au segment s, de la masse segmentaire m et de la position du centre de gravité $\left[\overrightarrow{O_sG}\right]_s = [x, y, z]_s$ dans le repère segmentaire s.

En utilisant le poids des sujets, voir tableau 3.1, et les longueurs segmentaires $\mathcal{L}$, voir section 3.4.3.2, les tables anthropométriques, tableau 3.4, donnent accès à ces informations (de Leva, 1996).

Segment	m		G		I_x		I_y		I_z	
	F	H	F	H	F	H	F	H	F	H
Bras	2,55	2,71	57,54	57,72	27,8	28,5	14,8	15,8	26,0	26,9
Avant-bras	1,38	1,62	45,59	45,74	26,1	27,6	9,4	12,1	25,7	26,5
Main	0,56	0,61	74,74	79,00	53,1	62,8	33,5	40,1	45,4	51,3

TAB. 3.4 – Tables anthropométriques pour les membres supérieurs. *m la masse du segment en % de la masse de la personne. G la position du centre de gravité en partant de l'articulation proximale en % de la longueur segmentaire longitudinale. I_x, I_y et I_z les moments principaux d'inertie en % de la masse de la personne.*

Les composantes massiques, géométriques et inertielles du segment s par rapport au repère absolu 0 sont regroupées dans la pseudo-matrice d'inertie $[J_s]_0$ suivant la méthode décrite section 2.6.2.

3.5.3 Méthode de la dynamique inverse

Pour écrire l'équilibre dynamique, il faut les accélérations des masses en mouvement $[\Gamma_s]_0$, les efforts $[\phi_{g/s}]_0$ issus de l'accélération de la gravité, et les efforts $[\phi_{appui/main}]_0$ exercés par les barres d'appui sur les mains.

A l'aide des pseudo-matrices d'inertie $[J_s]_0$ et des matrices de repérage des segments ${}^0T_1$ à ${}^0T_{17}$, il est possible de déterminer les accélérations des masses en mouvement $[\Gamma_s]_0$ à l'aide de l'équation 2.12 et de l'équation 2.13.

Les efforts $[\phi_{g/s}]_0$ issus de l'accélération de la gravité $[H_g]_0$ sont obtenus à l'aide de l'équation 2.15.

Les efforts $[\phi_{appui/main}]_0$ exercés par les barres d'appui sur les mains, exprimés dans le repère absolu 0, sont obtenus en mettant sous forme homogène les torseurs de la section 3.3.5.

Ayant ces entrées, l'algorithme de dynamique inverse décrit section 2.6.3 peut être implémenté. Ce travail a été fait sous Matlab® en se référant à Doriot (2001). La figure 3.26 présente un exemple d'effort articulaire vis-à-vis de la cinématique articulaire.

À partir des efforts articulaires et des mouvements reconstruits sont calculés les vitesses articulaires, puissances articulaires et angles entre le moment articulaire net et la vitesse articulaire suivant la section 2.7.2.

3.5.4 Conclusion

L'utilisation des données expérimentales obtenues pendant la campagne de mesures et l'introduction d'un modèle inertiel ont permis de déterminer les efforts articulaires produits par les sujets pour se transférer. L'interprétation de ces données a permis de décrire le mouvement de manière cohérente avec l'observation. L'ensemble de ces données constitue la base de données expérimentales. Cette base de données donne accès à un ensemble de caractéristiques du mouvement de transfert en appui sur les mains des personnes paraplégiques dans différentes configurations matérielles.

3.6 Analyse du dimensionnement du mannequin

La démarche utilisée pour dimensionner le mannequin, voir section 3.4.3, est appliquée à tous les mouvements de transfert dès lors qu'un nombre suffisant de marqueurs a été mesuré. Les longueurs segmentaires et les positions des marqueurs dans leur repère segmentaire obtenues sont présentées dans cette section.

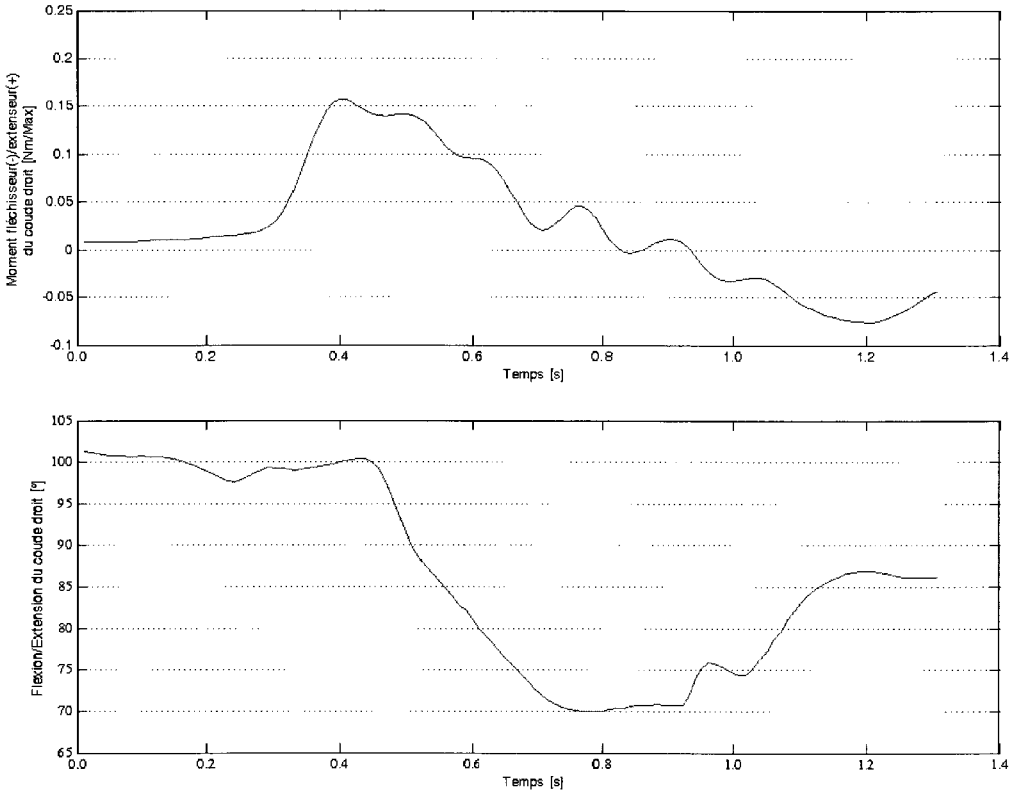


FIG. 3.26 – Moment fléchisseur/extenseur et angle du coude droit pendant le premier transfert FRM/toilette du sujet S14 dans la configuration barre de transfert $H_{bt} = 30\,cm$. *Mmax le moment maximal défini section 2.7.3. Extension vers le bas et flexion vers le haut.*

3.6.1 Longueurs segmentaires

La longueur segmentaire a été définie comme étant le vecteur liant un centre articulaire au centre articulaire de son segment père. Au cours du mouvement de transfert, la norme de ce vecteur varie dans une certaine amplitude. Les amplitudes de variation maximales relevées par sujet et par segment sont présentées dans le tableau 3.5.

L'amplitude maximale de variation atteint sa valeur la plus faible de $4\,mm$ pour la distance entre le genou gauche et la cheville gauche du sujet S02. La valeur la plus importante est de $114\,mm$ pour la distance de l'épaule droite au coude droit du sujet S08. La moyenne par sujet des variations maximales va de $30\,mm$ pour le sujet S04 à $56\,mm$ pour le sujet S03. Les segments qui présentent la plus faible variation moyenne ($19\,mm$) sont la jambe gauche et l'avant-bras droit. Cependant, le segment qui présente la plus forte variation moyenne est le bras droit avec $85\,mm$.

Dans l'ensemble, la moyenne des variations maximales est de $35\,mm$. À titre de comparaison, la méthode utilisée pour estimer la positon du centre articulaire du bassin (Bell

Longueur segmentaire entre	S02	S03	S04	S08	S09	S11	S12	S13	S14	Moyenne
MEIP et hanche droite	25	50	10	22	13	16	18	17	24	22
Hanche et genou droits	28	64	41	31	34	26	37	26	20	34
Genou et cheville droits	9	9	36	12	12	28	25	13	15	18
MEIP et hanche gauche	43	60	11	20	20	28	15	16	15	25
Hanche et genou gauches	50	106	50	60	29	30	47	25	20	46
Genou et cheville gauches	4	11	33	18	20	25	38	12	9	19
MEIP et vertèbre T8	44	89	26	34	41	48	40	51	52	47
Vertèbre T8 et sterno-claviculaire	19	66	11	25	27	23	14	27	29	27
Sterno-claviculaire et épaule droite	36	59	50	49	35	55	43	51	70	50
Épaule et coude droits	84	68	74	114	79	82	43	85	100	81
Coude et poignet droits	17	18	26	23	18	15	20	19	19	19
Vertèbre T8 et sterno-claviculaire	19	66	11	25	27	23	14	27	29	27
Sterno-claviculaire et épaule gauche	35	81	32	62	54	54	50	56	47	52
Épaule et coude gauches	32	39	32	51	66	42	63	28	25	42
Coude et poignet gauches	9	20	22	25	28	15	23	23	11	20
Vertèbres T8 et C7	41	83	17	26	18	18	12	47	19	31
Moyenne	31	56	30	37	32	33	31	33	31	35

TAB. 3.5 – Amplitudes maximales de variation des longueurs segmentaires, en millimètres, observées par sujet et par segment.

et coll., 1990) admet des erreurs de 16 à 65 mm (Camomilla *et coll.*, 2006).

L'utilisation d'un mannequin rigide pour reconstruire le mouvement permet de compenser ces variations de longueurs segmentaires observées.

3.6.2 Position locale des marqueurs

La position locale d'un marqueur est la position qu'il occupe dans le repère segmentaire auquel il est attaché. Cette position varie au cours du mouvement dans une certaine amplitude. Le tableau 3.6 présente, pour chaque sujet, le marqueur dont l'amplitude maximale de variation a été relevée.

Sujet	Marqueur	Suivant $\overrightarrow{X}$	Suivant $\overrightarrow{Y}$	Suivant $\overrightarrow{Z}$
S02	Grand trochanter droit	95	51	51
S03	Grand trochanter gauche	194	182	127
S04	Grand trochanter gauche	98	35	57
S08	Epicondylus lateralis humerus droit	19	120	16
S09	Grand trochanter gauche	126	75	106
S11	Epicondylus medialis humerus gauche	31	84	19
S12	Grand trochanter gauche	121	39	25
S13	Grand trochanter droit	115	38	48
S14	Grand trochanter gauche	109	63	51

TAB. 3.6 – Amplitudes de variation maximale en millimètres de la position locale des marqueurs pour chaque sujet.

Ce sont les marqueurs des grands trochanters qui ont la plus grande variabilité dans leur repère local. Pour les sujets S08 et S11, ce sont les marqueurs du coude droit qui présentent la plus grande variabilité.

Le maximum de variabilité, 126 mm, est obtenu pour le grand trochanter gauche du sujet S03. Ce sujet avait les marqueurs des grands trochanters collés sur le pantalon. Ce dernier ayant quelque peu glissé sur les hanches, ces marqueurs ne sont plus « liés » au repère de la partie inférieure du torse.

La reconstruction du mouvement à l'aide du mannequin rigide tend à s'affranchir des glissements de la peau et des vêtements par rapport aux repères segmentaires.

3.7 Analyse du suivi de trajectoires

3.7.1 Introduction

La reconstruction cinématique des mouvements de transfert latéral repose sur le suivi des trajectoires mesurées par les étiquettes fixées sur le mannequin. Ce problème de suivi

de trajectoires est résolu par une optimisation non-linéaire sous contraintes linéaires, voir section 3.4.4.

Dans l'algorithme de reconstruction, l'initialisation de la position du mannequin est indépendante du mouvement à reconstruire. Plusieurs itérations de l'optimisation sont nécessaires pour approcher le mannequin au plus près des marqueurs mesurés, pour le faire converger.

Les contraintes de butée et de continuité de l'optimisation ont été construites à partir des mouvements réalisés par les sujets. Elles permettent de faciliter l'optimisation et bornent l'évolution du mannequin. Lorsque le membre de droite et le membre de gauche d'une contrainte de l'équation 3.10 sont égaux, cette contrainte de butée ou de continuité est dite « saturée ». La saturation d'une contrainte limite l'évolution du mannequin.

Après avoir présenté la convergence de l'algorithme de reconstruction, la saturation des contraintes de continuité et de butée est étudiée.

3.7.2 Convergence de l'algorithme de reconstruction pour la position initiale du mannequin

La convergence entre la position du mannequin et la mesure au premier instant nécessite plusieurs itérations de l'algorithme de reconstruction. Cinquante itérations ont été laissées au mannequin pour qu'il converge vers la mesure du premier instant, voir section 3.4.4. Lorsque la réitération ne permet plus de réduire la valeur de la fonction objectif, la convergence du mannequin vers la mesure est terminée.

Le nombre d'itération pour faire converger le mannequin vers sa posture initiale varie. Parmi tous les mouvements reconstruits, le nombre d'itérations maximal nécessaire pour faire converger le mannequin est de vingt, voir figure 3.27. Ce nombre a été atteint avec le sujet S11 lors de son premier transfert FRM/toilette avec $H_{bt} = 30\,cm$.

Les cinquante premières itérations de l'algorithme d'optimisation ont été suffisantes pour laisser le temps au mannequin de converger vers la posture initiale pour tous les mouvements mesurés. Le positionnement initial du mannequin ayant été assuré, ces cinquante itérations ne sont plus considérées dans la suite de l'analyse.

3.7.3 Saturation des contraintes de continuité

L'évolution du mannequin entre deux instants successifs est bornée par la contrainte dite de continuité de l'optimisation. La saturation de cette contrainte a été testée pour l'ensemble des reconstructions des mouvements de transfert de chaque sujet. L'objectif de cette section est de déterminer si les contraintes de continuité ne limitent pas excessivement l'évolution du mannequin.

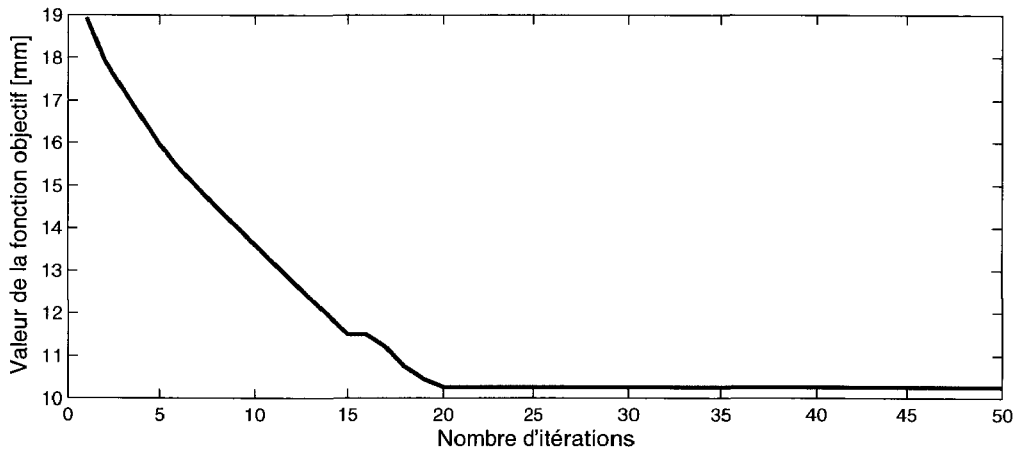


FIG. 3.27 – Convergence de l'algorithme de reconstruction du mouvement.

Une égalité des membres de droite et de gauche dans l'équation 3.10 de la contrainte de continuité est traduit par l'équation 3.11 :

$$\begin{aligned} SC_{sup}(t) &= \frac{\mathcal{Q}(t) - \mathcal{Q}(t-1)}{\mathcal{C}} \\ SC_{inf}(t) &= \frac{\mathcal{Q}(t) - \mathcal{Q}(t-1)}{-\mathcal{C}} \end{aligned} \tag{3.11}$$

Avec $\mathcal{C}$ les contraintes de continuité, $\mathcal{Q}$ les coordonnées articulaires, t l'itération et où la saturation de la contrainte de continuité est dite « supérieure », si la coordonnée articulaire croît vers la limite de la contrainte de continuité $\mathcal{C}$, notée SC_{sup}, et « inférieure » si elle décroît, notée SC_{inf}.

La durée de saturation, en pourcentage de la durée du mouvement de transfert, est relevée pour chaque reconstruction. Elle est notée DSC_{sup} pour la durée de saturation de la contrainte de continuité supérieure et DSC_{inf} pour la durée de saturation de la contrainte de continuité inférieure suivant l'équation 3.12.

$$DSC = \frac{1}{n} \times card\left(\{t \epsilon [1, n] \,|SC(t) = 1\}\right) \tag{3.12}$$

Avec n le nombre de pas de temps du mouvement de transfert.

La figure 3.28 résume les DSC_{sup} maximales obtenues pour chaque sujet et classées par coordonnées articulaires, pour les reconstructions faite avec E_{46}.

La valeur maximale observée, DSC_{sup} et DSC_{inf} pour les reconstructions faites avec E_{46} et E_{34}, est de $9,80\%$ de la durée du transfert, cf. figure 3.28. Cette valeur maximale est obtenue pour la coordonnée articulaire q11 – l'abduction-adduction de la cheville droite – lors du deuxième transfert FRM/toilette du sujet S09 avec $H_{bt} = 20\,cm$. La figure 3.29

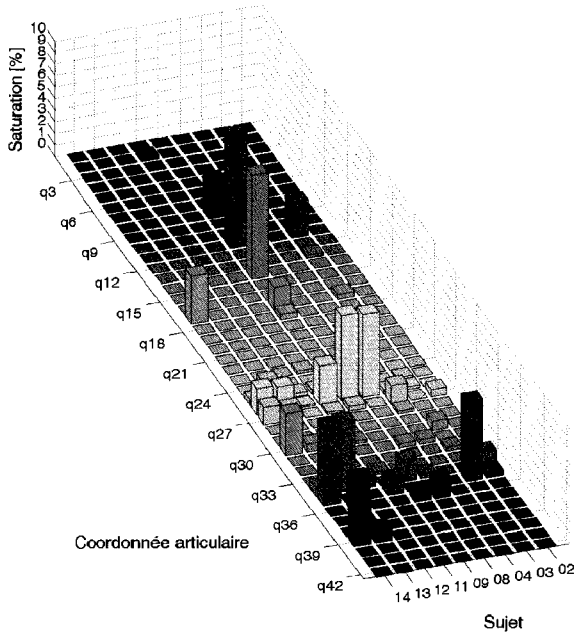


FIG. 3.28 – Durées de saturation supérieure de la contrainte de continuité, DSC_{sup}, maximales sur l'ensemble des mouvements de chaque sujet pour les reconstructions avec E_{46}, classées par coordonnée articulaire et par sujet.

développe la saturation de cette contrainte de continuité au cours du mouvement.

La saturation de cette contrainte est liée au basculement instantané sur la tranche du pied droit du sujet pendant le transfert vers sa droite, voir figure 3.30.

Bien que les contraintes de continuité soient choisies à partir des angles issus des méthodes directes, voir section 3.4.4, la saturation de cette contrainte de continuité s'explique par le choix du modèle géométrique utilisé, segments rigides et nombre de degrés de liberté voir section 2.4.2, qui contraint les mobilités du mouvement. Le compromis entre le modèle géométrique et une contrainte de continuité inspirée de mesures atteint ici sa limite. Relâcher la contrainte de continuité améliore la valeur de la fonction objectif mais conduit à des vitesses angulaires non-physiologiques pour ce type de mouvement.

3.7.4 Saturation des contraintes de butée

L'amplitude des mouvements du mannequin est limitée par les contraintes de butée supérieure $\mathcal{B}_{sup}$ et inférieure $\mathcal{B}_{inf}$. L'objectif de cette section est de déterminer si les contraintes de butées ne limitent pas excessivement l'évolution du mannequin.

Lorsqu'une coordonnée articulaire atteint la limite supérieure ou inférieure de la contrainte de butée définie dans l'équation 3.10 cette contrainte est dite saturée. Ceci est traduit par une valeur à 0, pour la borne inférieure, et à 1 pour la borne supérieure

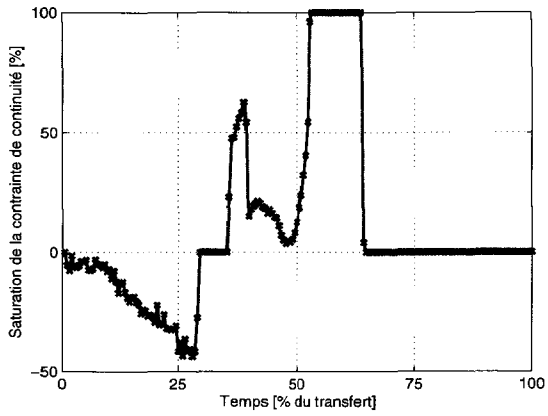


FIG. 3.29 – Saturation de la contrainte de continuité, SC_{sup} dans le positif et SC_{inf} dans le négatif, de la coordonnée articulaire q11 lors du deuxième transfert FRM/toilette du sujet S09 avec $H_{bt} = 20\,cm$.

dans l'équation 3.13.

$$SB\,(t) = \frac{\mathcal{Q}(t) - \mathcal{B}_{inf}}{\mathcal{B}_{sup} - \mathcal{B}_{inf}} \tag{3.13}$$

La saturation des contraintes de butée a été calculée pour chaque reconstruction de mouvement de transfert pour tous les sujets.

La durée de saturation à 1 ou à 0 de la contrainte de butée, en pourcentage de la durée du transfert, est calculée pour chaque articulation, notée DSB_{sup} pour la saturation à 1 et DSB_{inf} pour la saturation à 0, suivant l'équation 3.14.

$$\begin{aligned} DSB_{inf} &= \frac{1}{n} \times card\left(\{t\epsilon\,[1,n]\,|SB\,(t) = 0\}\right) \\ DSB_{sup} &= \frac{1}{n} \times card\left(\{t\epsilon\,[1,n]\,|SB\,(t) = 100\}\right) \end{aligned} \tag{3.14}$$

Avec n le nombre de pas de temps du mouvement de transfert.

Pour les reconstructions faites avec E_{46}, les DSB_{sup} et DSB_{inf} valent 0% pour toutes les coordonnées articulaires sauf pour l'abduction/adduction de la cheville droite et de la cheville gauche. L'origine de cette saturation est due à la position extrême prise par la cheville lors de certains mouvements, voir figure 3.30. Les contraintes de butée ont été définies à partir de l'estimation des coordonnées articulaires, par les méthodes directes, auxquelles 30 à 40° ont été rajoutés. Cet ajout ne peut compenser la modélisation de l'articulation de la cheville par deux degrés de liberté qui dès lors n'offre plus assez de mobilité pour ces configurations extrêmes.

Pour les reconstructions faites avec E_{34}, les DSB_{sup} et DSB_{inf} maximales des cordonnées articulaires de l'abduction/adduction des chevilles présentent les mêmes saturations

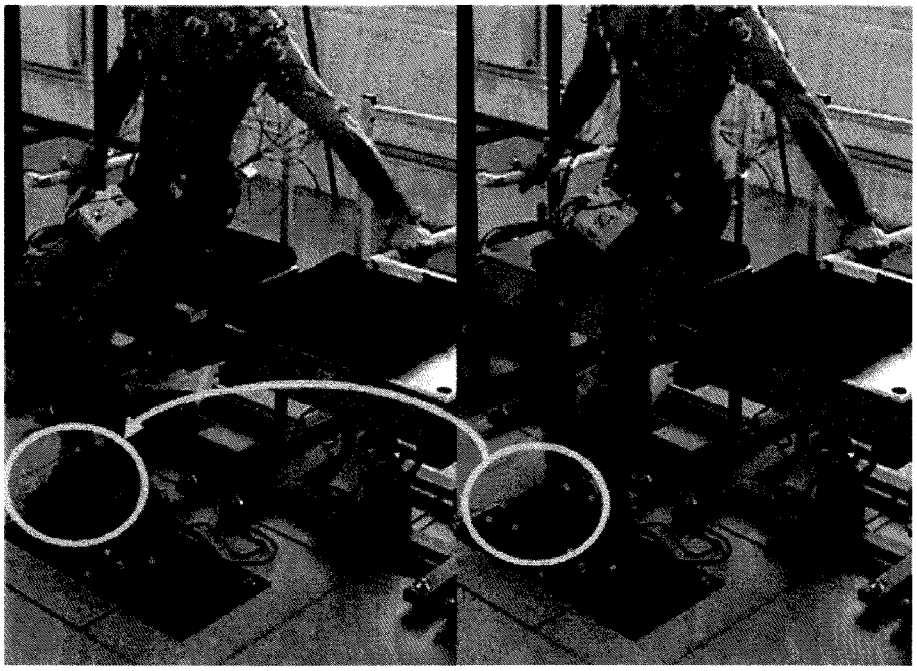


FIG. 3.30 – Bascule du pied droit sur la tranche lors du deuxième transfert FRM/toilette (vers la droite pour le sujet) avec $H_{bt} = 20\,cm$ du sujet S09.

que pour les reconstructions faites avec E_{46}. Si l'on exclut les mouvements présentant l'abduction ou l'adduction extrême de l'un des pieds, seuls trois mouvements ont été limités par les contraintes de butée, c'est-à-dire par une DSB_{sup} ou une DSB_{inf} différente de 0% :

1. la DSB_{sup} de $q20$ est à $5,5\%$ pour le troisième transfert toilette/FRM du sujet S09 avec $H_{bt} = 10\,cm$;
2. la DSB_{inf} de $q13$ est à $1,3\%$ pour le deuxième transfert FRM/toilette du sujet S12 avec $H_{bt} = 30\,cm$;
3. la DSB_{inf} de $q15$ est à $0,2\%$ pour le troisième transfert FRM/toilette du sujet S09 avec $H_{bt} = 20\,cm$.

Dans le cas 1, un retard des membres inférieurs et du bassin par rapport à la mesure se produit. Ce retard amène à une rotation axiale vers la gauche du thorax par rapport au bassin, soit $q20$ en butée supérieure. Ce retard est ensuite réduit par un retour rapide du bassin limité par la saturation inférieure des contraintes de continuité de l'adduction de la hanche droite, $q7$, et l'abduction de la hanche gauche, $q13$, voir figure 3.31.

Le cas 2 présente un problème similaire au cas 1 dans le sens inverse, FRM/toilette. Dans ce cas, le retard des membres inférieurs et du bassin entraîne une rotation axiale vers la droite du thorax par rapport au bassin et une saturation de la butée DSB_{inf} de $q13$ – adduction de la hanche gauche.

Le cas 3 correspond à une saturation pour un unique pas de temps soit $0,2\%$ du

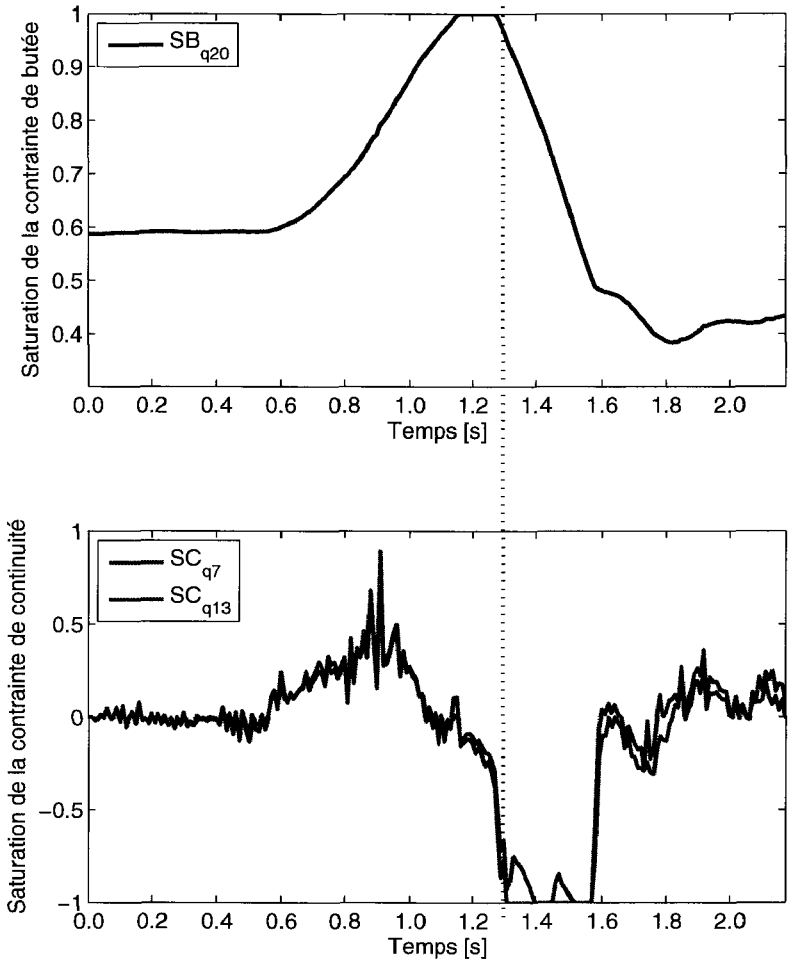


FIG. 3.31 – Saturation de la contrainte de butée de $q20$ entraînant un rattrapage à saturation de continuité inférieure maximale de $q7$ et $q13$.

mouvement. C'est lors d'un mouvement rapide du membre inférieur gauche que se produit cette saturation de contrainte de butée.

L'étude de la saturation des contraintes de butée révèle deux limites. D'une part, bien que les butées articulaires aient été choisies amples, voir section 3.4.4, le choix du modèle géométrique – segments rigides et nombre de degrés de liberté, voir section 2.4.2 – ne laisse pas assez de mobilité aux pieds du mannequin en cas de basculement du pied sur la tranche. D'autre part, une dérive de la partie inférieure du tronc et des cuisses apparaît dans certains cas pour les reconstructions obtenues avec E_{34}. La réduction du nombre d'étiquettes sur ces trois segments semble accorder trop de latitude aux articulations situées en O_1, O_2, O_5 et O_8.

3.7.5 Conclusion

L'algorithme de suivi de trajectoires a été analysé. La convergence du mannequin vers la position initiale mesurée est atteinte après vingt itérations. Les contraintes de continuité et de butée atteignent leur limite pour l'abduction/adduction des chevilles du fait de la modélisation de la cheville qui ne permet pas une amplitude de mouvement suffisante pour suivre un basculement du pied sur la tranche. Pour les reconstructions obtenues avec E_{34}, le déplacement de la partie inférieure du corps est ralenti par rapport à la partie supérieure engendrant quelques saturations de contraintes de butée pour les cordonnées articulaires de la partie inférieure du corps.

Le basculement du pied et la réduction de marqueurs sur la partie inférieure du corps constituent la limite de la reconstruction. Dans l'ensemble, l'algorithme de reconstruction du mouvement a permis de guider le placement du mannequin sans le contraindre outre mesure.

3.8 Conclusion de chapitre

Ce chapitre 3 a présenté le dispositif et le protocole expérimentaux mis en place pour l'étude du mouvement de transfert pour une barre de transfert de hauteur variable. Une population de quatorze sujets a suivi le protocole qui demandait la réalisation de trois transferts aller-retours pour trois hauteurs de barre de transfert différentes. Un certain nombre de problèmes expérimentaux limite l'exploitation de tous les mouvements mesurés. Dans une deuxième partie la position des marqueurs réfléchissants et les signaux issus des capteurs d'action mécanique ont été traités ainsi que le découpage du mouvement en phases. À partir des marqueurs mesurés, une méthode, basée sur l'utilisation d'un mannequin humanoïde adapté automatiquement à l'anthropométrie du sujet, a permis la reconstruction des mouvements réalisés par les sujets, c'est-à-dire la détermination des coordonnées articulaires permettant au mannequin de mimer le mouvement du sujet, même en cas de perte de marqueurs. Dans une troisième partie, les efforts articulaires générés par les sujets lors de leurs transferts ont été calculés. Dans une quatrième partie, le dimensionnement du mannequin et l'algorithme de reconstruction du mouvement ont été analysés. Les données cinématiques et dynamiques générées dans ce chapitre constituent une base de données qui sera analysée et évaluée dans le chapitre suivant.

Chapitre 4

Résultats de la reconstruction et de l'analyse du mouvement de transfert latéral

4.1 Introduction

Ce chapitre présente les résultats de la reconstruction et l'analyse du mouvement de transfert latéral. Les données étudiées au chapitre 3 sont les mouvements de transfert latéraux réalisés pour trois hauteurs différentes de la barre de transfert.

Dans une première partie, le résultat du découpage des phases du mouvement de transfert est présenté. Dans une deuxième partie, les efforts exercés par les sujets pour se transférer sont analysés. Les résultats de la reconstruction sont présentés dans une troisième partie. Ensuite, dans une quatrième partie, la dynamique d'un mouvement de transfert est étudiée. Enfin, la cinquième partie a pour objet une comparaison intra- et inter-individus.

4.2 Phases du transfert

Les mouvements mesurés ont été découpés en différentes phases suivant les algorithmes énoncés section 3.3.6. Outre les phases de préparation et de retour à la posture assise, le mouvement de transfert se caractérise par trois états mécaniques successifs différents : le pré-soulèvement, le soulèvement et le post-soulèvement, voir figure 4.1. Le tableau 4.1 présente les durées moyennes obtenues pour les différentes phases et le différents sujets.

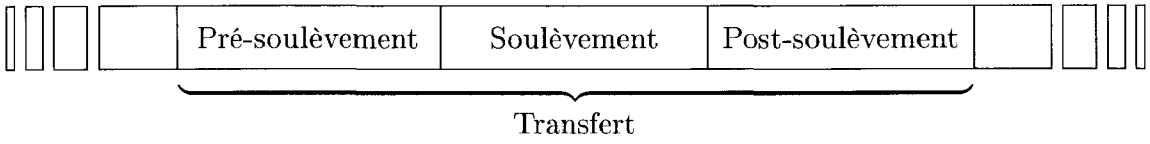


FIG. 4.1 – Les trois phases du mouvement de transfert.

Sujets	Pré-soulèvement	Soulèvement	Post-soulèvement	3 phases
S02	$1,06 \pm 0,60$	$0,65 \pm 0,11$	$0,66 \pm 0,17$	$2,36 \pm 0,61$
S03	$1,48 \pm 0,33$	DC	$1,43 \pm 0,47$	$3,26 \pm 0,89$
S04	$1,34 \pm 0,65$	DC	$0,61 \pm 0,14$	$3,14 \pm 0,76$
S05	$0,95 \pm 0,27$	DC	$2,45 \pm 0,53$	$5,39 \pm 0,76$
S06	$0,59 \pm 0,25$	DC	$0,63 \pm 0,32$	$1,94 \pm 0,38$
S08	GA	GA	GA	$2,95 \pm 0,51$
S09	$0,72 \pm 0,19$	$0,95 \pm 0,41$	$0,94 \pm 0,24$	$2,62 \pm 0,58$
S11	$1,31 \pm 0,45$	$1,29 \pm 0,29$	$1,79 \pm 1,29$	$4,39 \pm 1,65$
S12	$1,22 \pm 0,24$	$2,82 \pm 0,29$	$1,65 \pm 0,34$	$5,69 \pm 0,57$
S13	$0,54 \pm 0,06$	$1,87 \pm 0,31$	$0,95 \pm 0,27$	$3,35 \pm 0,32$
S14	$1,65 \pm 0,60$	$0,40 \pm 0,08$	$0,20 \pm 0,03$	$2,25 \pm 0,60$
Tous	$1,08 \pm 0,54$	$1,31 \pm 0,85$	$1,09 \pm 0,80$	$3,36 \pm 1,39$
PP	$0,97 \pm 0,50$	$1,19 \pm 0,54$	$1,15 \pm 0,81$	$3,25 \pm 1,26$

TAB. 4.1 – Bilan du découpage des mouvements de transfert en phases, valeurs moyennes ±écarts-types en seconde. *PP : ensemble des Personnes Paraplégiques. DC : Défaut du Capteur FRM. GA : Glissement sur les Assises à cause d'un œdème à la cuisse.*

4.2.1 Durée du transfert

La dernière colonne du tableau 4.1 présente la durée moyenne des transferts. Elle est de $3,36$ secondes $\pm 1,39$ seconde. Cette valeur est supérieure à celles rencontrées dans la littérature : $0,7$ à $2,5$ secondes (Tanimoto *et coll.*, 2008), $0,48$ à $3,58$ secondes ($2,25 \pm 0,68\,s$) (Gagnon *et coll.*, 2009a) et $2,8 \pm 0,5\,s$, $2,6 \pm 0,4\,s$ et $2,7 \pm 0,6\,s$ pour des transferts vers le bas, même hauteur et plus haut (Gagnon *et coll.*, 2008d, 2009c). Cette différence s'explique en partie par le fait qu'il n'y ait pas de consensus clair dans la littérature pour découper les phases du mouvement de transfert (Gagnon *et coll.*, 2009b) mais aussi par le fait que ces études portaient sur le transfert oblique et la nôtre sur le transfert latéral, réputé plus difficile.

Le sujet le plus rapide, S06, est aussi le plus léger ($55\,kg$) et le plus expérimenté (46 ans). Il réalise le transfert en $1,94$ seconde $\pm 0,38$ seconde. Il semblerait que la précocité de son atteinte médullaire, à l'âge de 14 ans, lui ait permis une meilleure adaptation à l'usage du FRM et notamment au transfert.

A l'opposé, le sujet le plus lent avec $5,69$ secondes $\pm 0,57$ seconde est le sujet S12 par ailleurs tétraplégique. À la différence des autres sujets, sa lésion ne lui permet pas d'enserrer les barres de transfert. Le contact entre ses mains et les barres d'appui est donc assuré uniquement par les efforts de frottement entre les paumes de mains et les barres d'appui. Moins d'efforts tangentiels sont applicables pour ce type d'appui, cf. l'analyse des efforts aux contacts de S12 section 4.3, et demanderait donc une vigilance plus importante du sujet pour assurer ses appuis, vigilance qui se traduit par un transfert plus lent.

La comparaison de la durée de transfert de ce sujet tétraplégique à celle des deux sujets tétraplégiques de l'étude de Tanimoto *et coll.* (2008) prête à réflexion. Parmi leurs onze sujets blessés médullaires, les deux plus rapides pour effectuer leur transfert sont les deux seuls sujets tétraplégiques avec $0,7$ et 1 seconde.

4.2.2 Soulèvement

La durée moyenne du soulèvement est de $1,3$ seconde $\pm 0,9$ seconde. Cette durée est similaire à $1,3 \pm 0,3\,s$ obtenue par Gagnon *et coll.* (2008d, 2009c) pour la configuration la plus difficile, c'est-à-dire le transfert oblique vers une assise $10\,cm$ plus haute que l'assise source. Ces auteurs relevaient des temps plus courts, $1,2 \pm 0,3\,s$ et $1,0 \pm 0,3\,s$, pour les mouvements de transfert oblique les plus faciles, respectivement vers une assise plus basse et vers une assise à la même hauteur que l'assise source.

Pour Gagnon *et coll.* (2009b), la durée du transfert est un indicateur clinique de la capacité à réaliser des transferts.

4.2.3 Post-soulèvement

La durée moyenne observée du post-soulèvement est de $1,09$ seconde $\pm 0,8$ seconde. Lors de cette phase, le sujet se redresse pour revenir à une position d'équilibre assis et pouvoir lâcher la barre d'appui. Cette phase est très courte pour le sujet sain S14 avec $0,20$ seconde $\pm 0,03$ seconde qui, à la différence des blessés médullaires, utilise l'ensemble de ses muscles du dos et des membres inférieurs pour stabiliser sa position assise. Cette phase est beaucoup plus longue pour le sujet S05 avec $2,45$ secondes $\pm 0,53$ seconde car, une fois assis côté cible, ce sujet non francophone avait tendance à laisser ses mains sur barres d'appui. Il ne revenait vers la posture mains en avant pouces vers le haut qu'à la demande de l'expérimentateur.

4.3 Efforts aux contacts

Pour faciliter la comparaison des efforts aux contacts exercés par les différents sujets, les forces sont normalisées par la moitié du poids des sujets, voir équation 2.40 section 2.7.3, ce qui les rend adimensionnelles (Hof, 1996 ; Desroches *et coll.*, 2010).

Au cours du transfert, la valeur maximale de la norme de la force représente $1,02 \pm 0,12$ sur la barre d'appui source et $1,04 \pm 0,17$ sur la barre d'appui cible. Cette tendance globale est variable suivant les sujets. Le sujet S08 exerce une force supérieure sur la barre source en comparaison de celle exercée sur la barre cible, $0,96$ contre $0,90$. À l'inverse, le sujet S11 exerce une force bien plus conséquente sur la barre cible, $1,21$, que sur la barre source, $0,98$.

Les valeurs obtenues pour nos transferts latéraux sont supérieures à celles des transferts obliques de Forslund *et coll.* (2007) mais comparables à celles des transferts obliques de Tanimoto *et coll.* (2008) et de Gagnon *et coll.* (2008b) : entre $0,72$ et $0,97$ pour la composante verticale et jusqu'à $0,20$ pour la composante horizontale.

A l'instant de la valeur maximale de la norme de la force exercée sur une barre d'appui, l'angle entre cette force et la verticale dans le plan frontal, noté θ sur la figure 4.2, est relevé. Pour l'ensemble des mouvements des sujets, l'angle moyen est de $23,9° \pm 7,7°$ pour la barre d'appui du côté source et de $21,8° \pm 6,5°$ pour la barre d'appui du côté cible. Là aussi, de grandes variabilités entre les individus apparaissent. Le sujet S11 a tendance à pousser vers l'extérieur de la maquette de manière beaucoup plus conséquente sur la barre d'appui source, $30° \pm 5,7°$, que sur la barre d'appui cible, $18° \pm 3,6°$. Le sujet S12 quant à lui exerce la plus faible poussée vers l'extérieur, $10° \pm 1,7°$ du côté source et $11° \pm 3,7°$ du côté cible. Ceci peut être relié à sa tétraplégie qui limite l'usage de ses mains, en particulier de la pince. À noter que les angles maximaux, $42°$ du côté source avec $0,83$ et $59,4°$ du côté cible avec $1,01$, ont été réalisés par le sujet S04, sujet le plus lourd avec $105\,kg$.

L'angle moyen θ de $23,9° \pm 7,7°$ est supérieur à celui que l'on peut extrapoler de la littérature, c'est-à-dire $16°$ en prenant les $0,72$ et $0,20$ de Gagnon *et coll.* (2008b), voir figure 4.3. Cette différence provient de la hauteur de l'appui et du type d'appui. Dans le cas d'une surface plane, (Forslund *et coll.*, 2007 ; Tanimoto *et coll.*, 2008 ; Gagnon *et coll.*, 2008b), le coefficient de frottement à l'interface limite la composante horizontale admissible. Dans le cas d'un appui de type barre, la composante horizontale admissible peut être plus importante, dans la mesure où le sujet a l'usage de la pince, et moins traumatisante pour le poignet (Consortium for Spinal Cord Medicine Clinical Practice Guidelines, 2005, 2008).

L'analyse des forces exercées par les sujets sur les barres d'appui est une donnée utilisable par les constructeurs de FRM pour concevoir des accoudoirs plus fiables.

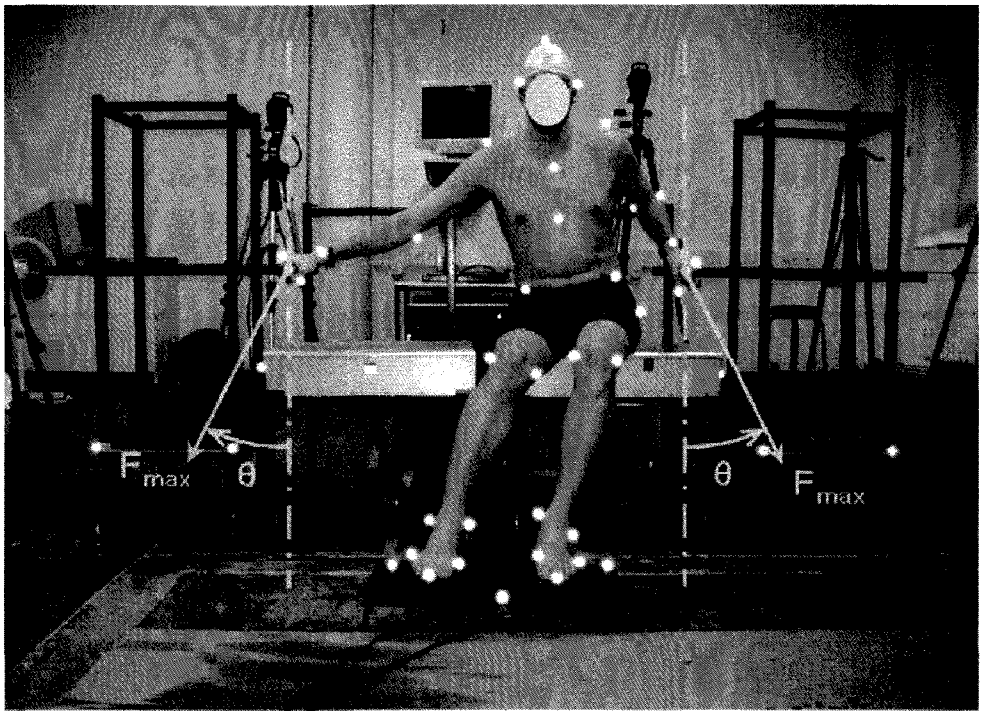


FIG. 4.2 – Défintion de l'angle entre la force exercée sur les barres d'appui et la verticale.

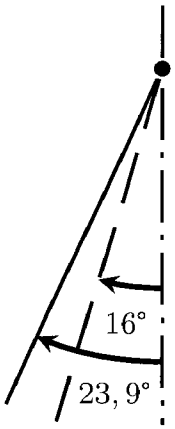


FIG. 4.3 – Angle par rapport à l'axe vertical de la force de réaction sous les mains pendant des mouvements de transfert. *Transferts latéraux mesurés, en trait plein, et transfert oblique de Gagnon* et coll. *(2008b), en tirets.*

4.4 Analyse des mouvements reconstruits

4.4.1 Introduction

Dans le chapitre 3, tous les mouvements de transfert exploitables ont été reconstruits. Les mouvements présentant une perte de marqueurs ont été reconstruits avec l'ensemble d'étiquettes E_{34}. Les mouvements ne présentant pas de perte de marqueur ont été reconstruits avec l'ensemble E_{46}. Par ailleurs, une perte de marqueurs a été simulée pour ces mouvements ; ils ont aussi été reconstruits avec E_{34}.

Dans une première partie, les coordonnées cartésiennes des mouvements reconstruits sont comparées à la mesure des marqueurs réfléchissants. Dans une deuxième partie, l'influence de la perte simulée de marqueurs pour la reconstruction cinématique est évaluée. Dans une troisième partie, l'influence de la perte de marqueurs sur l'estimation des efforts articulaires est évaluée.

4.4.2 Comparaison des mouvements reconstruits à la mesure

Lors de la reconstruction, les étiquettes du mannequin suivent au mieux les trajectoires mesurées des marqueurs. L'exemple de la figure 4.4 présente les positions cartésiennes des marqueurs mesurées pendant un mouvement de transfert latéral et les positions des étiquettes du mannequin reconstruites pour ce même mouvement.

La différence entre la position des quarante-six étiquettes et la mesure des quarante-six marqueurs est définie par la distance euclidienne moyenne, cf. équation 2.28. La figure 4.5 présente les distances euclidiennes moyennes obtenues pour les mouvements du sujet S11 dans deux cas : lorsque la reconstruction obtenue avec tous les marqueurs, E_{46}, est comparée à la mesure et lorsque la reconstruction obtenue avec une perte simulée de marqueurs, E_{34}, est comparée à la mesure.

La moyenne pour l'ensemble des mouvements de chaque sujet des distances euclidiennes moyennes est résumée dans le tableau 4.2.

Plusieurs remarques peuvent être faites sur ces résultats.

Pour l'ensemble des sujets, la distance euclidienne moyenne, entre les quarante-six étiquettes et marqueurs, obtenue pour un mouvement reconstruit avec E_{46} est plus faible que si le mouvement a été reconstruit avec E_{34}. En effet, lorsque la reconstruction a été faite avec E_{34}, seules les distances entre trente-quatre marqueurs et étiquettes ont été optimisées alors que, lorsque le mouvement est reconstruit avec E_{46}, les distances entre quarante-six marqueurs et étiquettes ont été optimisées.

Concernant les reconstructions faites avec E_{46}, la moyenne des distances euclidiennes moyennes est la plus importante pour le sujet S14 avec $18,7\,mm \pm 2,10\,mm$. À noter que

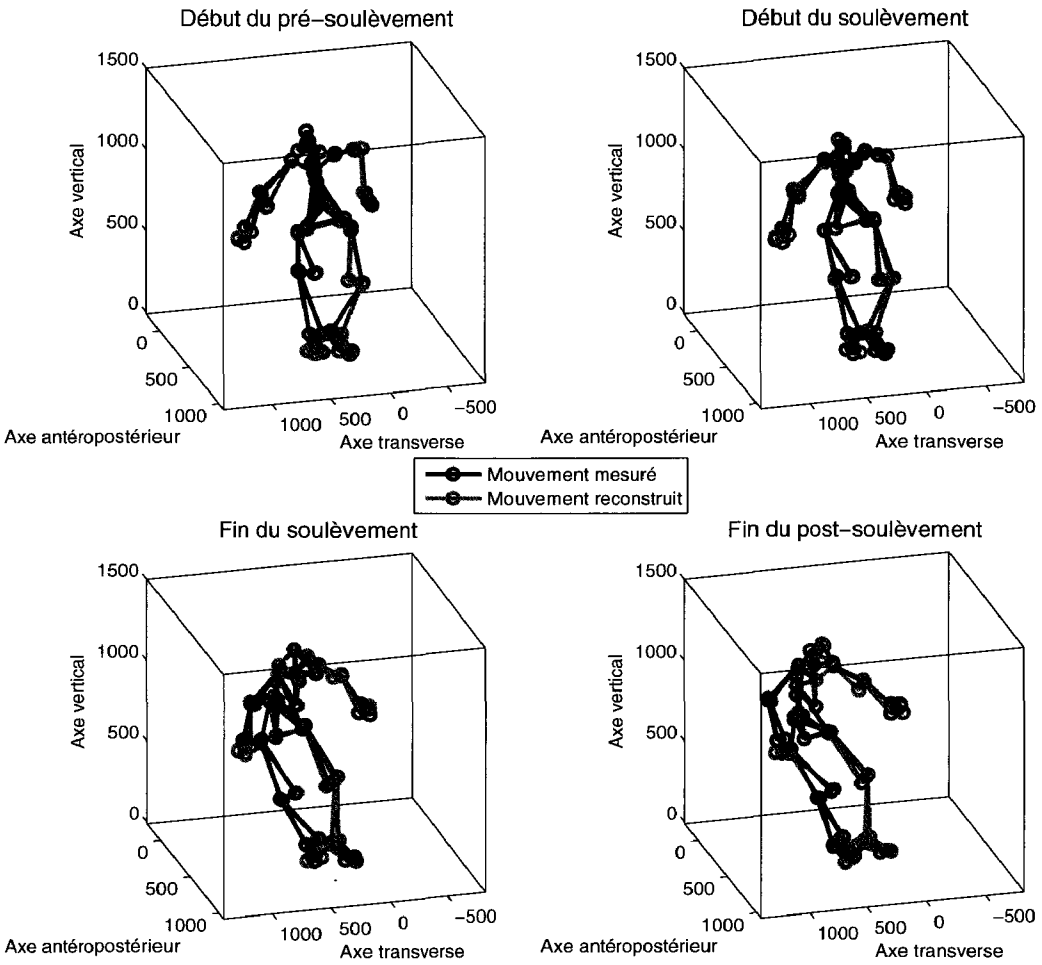


FIG. 4.4 – Mouvement de transfert latéral mesuré, en bleu, et reconstruit, en magenta, entre le FRM et le toilette. *Dimensions en millimètres.*

pour ce sujet et le sujet S09, les écarts-types sont les plus importants : $2,10\,mm$ pour S14 et $2,58\,mm$ pour S09. L'origine de cette variabilité est le basculement ou non d'un ou deux pieds, cité section 3.7, lors des différents mouvements de transfert effectués par ces sujets. En effet, lorsque l'un des pieds bascule, la contrainte de butée en abduction/adduction de la cheville est saturée entrainant un mauvais placement du membre inférieur dans sa globalité.

Cette variabilité intra-individuelle est amplifiée pour les reconstructions faites avec E_{34} : $3,47\,mm$ pour S14 et $4,05\,mm$ pour S09. En effet, le set E_{34} utilisant moins de marqueurs pour le placement de la partie inférieure du tronc, des cuisses et des jambes, l'erreur de placement du pied se répercute sur les positions de ces segments dans une plus grande mesure qu'avec le set E_{46}. Ainsi la distance euclidienne moyenne, prenant en compte la position des quarante-six étiquettes, s'en trouve-t-elle augmentée pour les

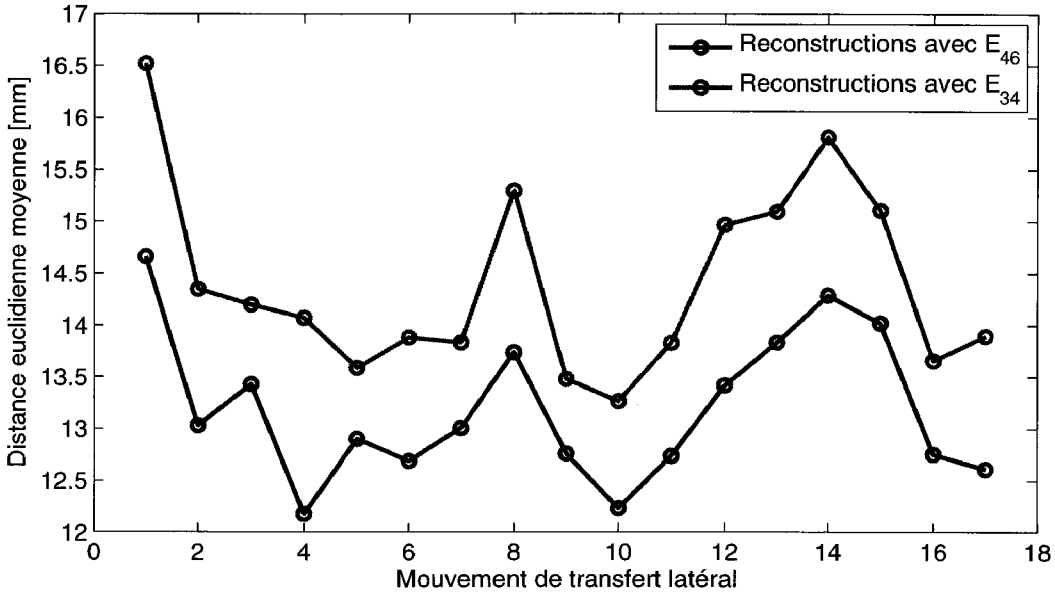


FIG. 4.5 – Distances euclidiennes moyennes pour les 17 mouvements du sujet S11.

mouvements de ces deux sujets lorsqu'un des pieds a basculé.

Les chaussures de sport de type baskets des sujets S12 et S13, voir figure 4.6, sont une autre source d'erreur. La spécificité de ces chaussures de sport, outre l'aspect mode apprécié de ces jeunes personnes de respectivement 25 et 18 ans, est leur capacité d'adhérence au sol importante. Bien que ces sujets réalisent des mouvements de transferts latéraux, le coefficient de frottement élevé des semelles « fixe » leurs chaussures au sol sollicitant une forte mobilité des articulations des membres inférieurs. De ce fait, les quatre marqueurs fixés sur chaque chaussure et les deux marqueurs de chaque cheville ne bougent presque pas alors que les deux marqueurs de chaque genou et ceux des grands trochanters se déplacent beaucoup plus. Ceci se traduit, lors du suivi de trajectoires, par une reconstruction plus proche de la mesure des six marqueurs de la zone du pied par rapport aux trois marqueurs de la cuisse, voir figure 4.7. Les valeurs extrêmes obtenues sont $5,74\,mm$ pour l'étiquette 15, le premier métatarse gauche, et $37,2\,mm$ pour l'étiquette 20, le grand trochanter gauche, du sujet S13.

Les moyennes des distances euclidiennes obtenues pour le sujet S03 sont de $18,5\,mm$ pour les reconstruction faites avec E_{46} et de $21,8\,mm$ pour celles faites avec E_{34}. Ces résultats, parmi les moins bons, trouvent leur origine dans le placement difficile des marqueurs de la partie inférieure du tronc. En effet, ce sujet dont l'IMC[1] vaut $28,5\,kg.m^{-2}$ a une surcharge pondérale localisée au niveau du ventre. À défaut de pouvoir placer directement les marqueurs 10 et 21 sur les spine iliaca anterior superior, ceux-ci ont été placés à proximité visible par le système de capture du mouvement sur le ventre, voir figure 4.8.

[1]IMC : Indice de Masse Corporelle. L'IMC vaut la masse du sujet divisée par sa taille au carré.

	E_{46}	E_{34}
S02	14,0 ±0,91	15,5 ±0,99
S03	18,5 ±1,63	21,8 ±2,05
S04	14,4 ±0,59	16,3 ±0,59
S08	15,2 ±1,67	16,9 ±1,96
S09	17,8 ±2,58	20,9 ±4,05
S11	13,2 ±0,71	14,4 ±0,91
S12	16,4 ±1,60	20,1 ±2,30
S13	18,1 ±0,85	20,1 ±1,31
S14	18,7 ±2,10	21,7 ±3,47

TAB. 4.2 – Moyenne ± écart type par sujet des distances euclidiennes moyennes en millimètres entre les 46 marqueurs mesurés et les 46 étiquettes issues des mouvements reconstruits avec E_{34} et E_{46}.

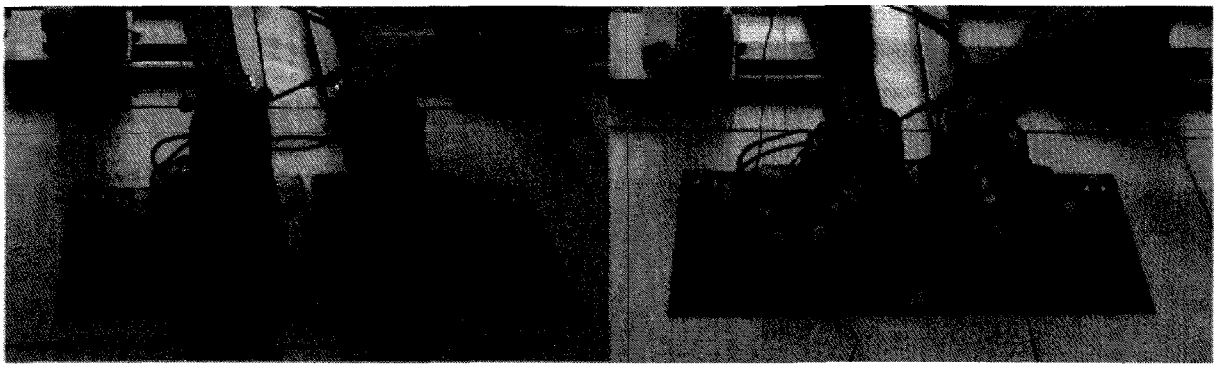


FIG. 4.6 – Les chaussures de type baskets de sport des sujets S12, à gauche, et S13, à droite, présentent une forte adhérence.

Outre les difficultés liées à la modélisation des centres articulaires des hanches, cf. le modèle de Bell *et coll.* (1990) section 3.4.2.1, ce placement de marqueurs sur les masses molles engendre des moyennes des distances euclidiennes des marqueurs de la partie inférieure du tronc – étiquettes 10, 11, 21, 22 et 41 – comprises entre $31,1$ et $38\,mm$. Une position basse des marqueurs 31 et 40 des grands trochanters liée à un léger glissement du pantalon du sujet est à noter. La mobilité du pantalon a pour conséquence de mauvais résultats. La moyenne des distances euclidiennes à $56,1\,mm$ pour le grand trochanter gauche (marqueur 31) est due aux forttements du pantalon sur le coussin anti-escarres.

Les sujets S02, S04, S08 et S11 obtiennent les meilleurs résultats avec respectivement $14,0\,mm$, $14,4\,mm$, $15,2\,mm$ et $13,2\,mm$ pour les reconstructions faites avec E_{46} et $15,5\,mm$, $16,3\,mm$, $16,9\,mm$ et $14,4\,mm$ pour les reconstructions faites avec E_{34}. Le dimensionnement du mannequin avec une posture plus proche de celle du mouvement mesuré permettrait d'améliorer la distance euclidienne moyenne, $11,4\,mm$ ont été obtenus en prenant comme position de référence l'instant initial main sur les barres d'appui (Debril *et coll.*, 2010).

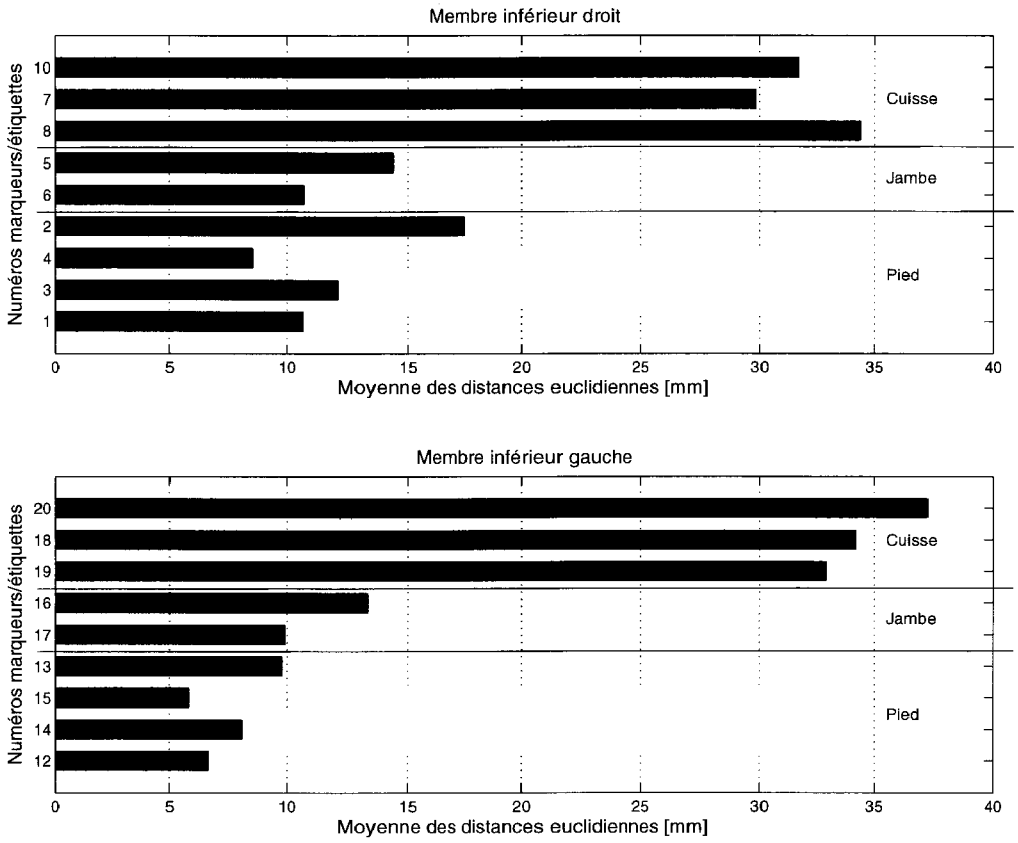


FIG. 4.7 – Moyenne des distances euclidiennes en millimètres pour les membres inférieurs du sujet S13.

Les distances euclidiennes moyennes, moyennées par sujet, entre les mouvements reconstruits et la mesure sont comprises entre $13,2$ et $21,8\,mm$. En comparaison des variabilités mesurées des longueurs segmentaires, moyenne de $35\,mm$, et des variabilités du positionnement des marqueurs dans leur repère d'attachement (jusque $115\,mm$), voir section 3.6, les distances euclidiennes entre les mouvements reconstruits avec le mannequin à segments rigides et les mesures peuvent être considérées correctes.

4.4.3 Évaluation de la perte simulée de marqueurs sur la reconstruction

La section 4.4.2 a mis en évidence des reconstructions du mouvement proches des marqueurs mesurés. Dans cette section, l'influence de la perte simulée de marqueurs sur la reconstruction est analysée. Les reconstructions présentées sont celles faites avec E_{34} et E_{46} pour les mouvements de transfert ne présentant pas de perte de marqueurs. Dans une première partie, la distance euclidienne moyenne entre les positions cartésiennes des

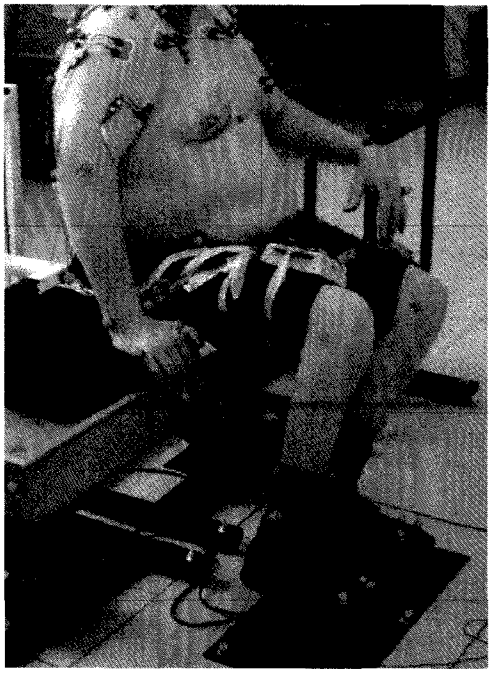


FIG. 4.8 – Placement des marqueurs des spine iliaca anterior superior et grand trochanter du sujet S03.

étiquettes du mannequin, obtenues à partir des reconstructions avec tous les marqueurs E_{46} et avec une perte simulée de marqueurs E_{34}, est analysée. Ensuite, les coordonnées articulaires résultant des reconstructions faites avec E_{34} et E_{46} sont analysées.

4.4.3.1 Effet de la perte simulée de marqueurs sur la position des étiquettes

La figure 4.9 présente un même mouvement de transfert reconstruit avec E_{34} et E_{46}.

Pour un mouvement donné, l'écart entre les positions reconstruites, des quarante-six étiquettes, issues de la reconstruction faite avec E_{46} et celles issues de la reconstruction faite avec E_{34} est évalué avec la distance euclidienne moyenne ε définie à l'équation 2.29.

Les distances euclidiennes moyennes ε obtenues pour chaque mouvement d'un même sujet sont moyennées pour obtenir $\bar{\varepsilon}$. Le tableau 4.3 présente les résultats obtenus pour tous les sujets.

	S02	S03	S04	S08	S09	S11	S12	S13	S14
$\bar{\varepsilon}$	6,7	11,9	8,6	7,2	12,3	6,0	15,6	8,9	13,2

TAB. 4.3 – Moyenne par sujet, en millimètres, des distances euclidiennes moyennes entre les quarante-six étiquettes des reconstructions faites avec E_{34} et E_{46}.

La moyenne des distances euclidiennes moyennes $\bar{\varepsilon}$ entre les quarante-six étiquettes des reconstructions faites avec E_{34} et E_{46} vaut de $6,0\,mm$ pour le sujet S11 à $15,6\,mm$ pour le sujet S12.

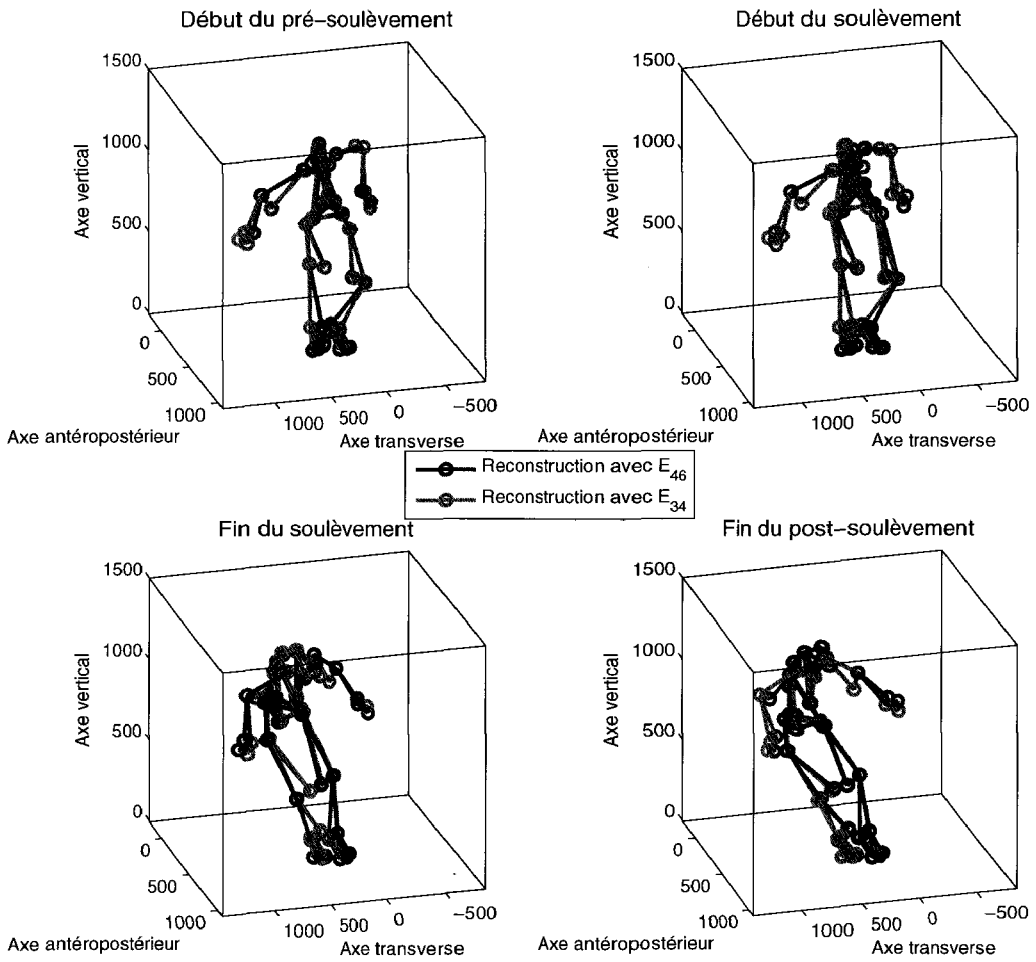


FIG. 4.9 – Mouvement de transfert latéral reconstruit avec E_{34}, en magenta, et E_{46}, en bleu. *Dimensions en millimètres.*

En considérant uniquement les quatorze étiquettes des membres supérieurs, 25 à 31 pour le droit et 33 à 39 pour le gauche (cf. la figure 3.11 et le tableau 3.2) les positions des membres supérieurs issues des reconstructions faites avec E_{34} et E_{46} sont distantes en moyenne de $0,47\,mm$ pour le sujet S02 à $1,05\,mm$ pour le sujet S13 avec un maximum de $3,95\,mm$ obtenu en moyenne pour l'acromion gauche du sujet S13, voir tableau 4.4.

La perte simulée de marqueurs, principalement sur la partie inférieure du corps, ne fausse pas outre mesure les positions reconstruites des étiquettes situées sur les membres supérieurs.

	S02	S03	S04	S08	S09	S11	S12	S13	S14
moyenne	0,47	0,49	0,51	0,57	0,70	0,50	0,57	1,05	0,94
maximum	1,69	2,67	1,47	2,40	2,64	2,20	2,54	3,95	3,61

TAB. 4.4 – Moyenne et maximum par sujet, en millimètres, des distances euclidiennes moyennes des quatorze étiquettes des membres supérieurs entre les reconstructions faites avec E_{34} et E_{46}.

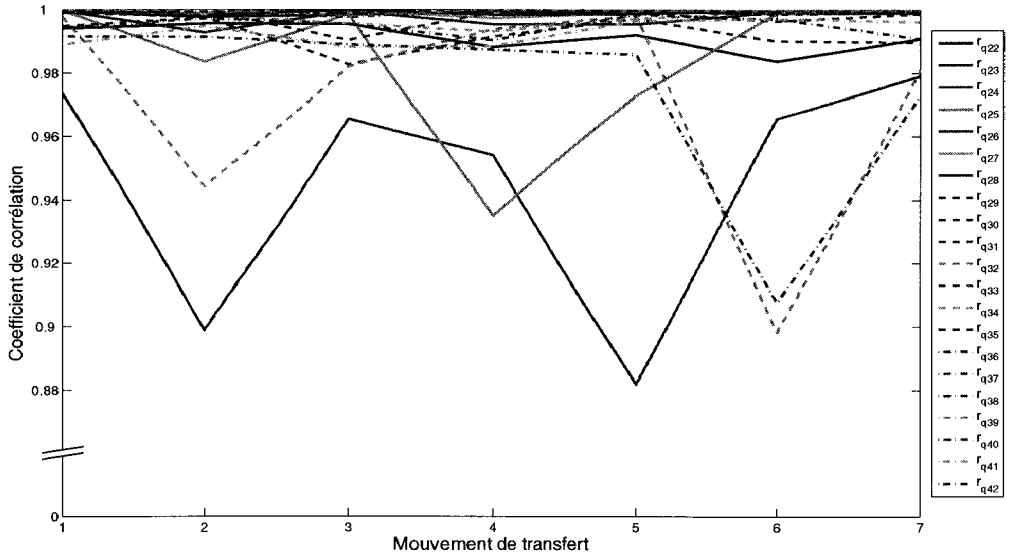


FIG. 4.10 – Coefficients de corrélation entre les coordonnées articulaires de la partie supérieure du corps, $[q22 \cdots q42]$, obtenues lors des reconstructions faites avec E_{34} et E_{46} pour l'ensemble des mouvements de transfert du sujet S04.

4.4.3.2 Effet de la perte simulée de marqueurs sur les coordonnées articulaires

En partant du constat que la perte simulée de marqueurs ne détériore pas le positionnement des membres supérieurs, les coordonnées articulaires de ces membres, $[q22 \cdots q42]$, sont maintenant étudiées.

Forme des coordonnées articulaires

La forme des coordonnées articulaires issues des reconstructions avec E_{34} et E_{46} est comparée avec les coefficients de corrélation décrits dans l'équation 2.30. La figure 4.10 présente les coefficients de corrélation des articulations obtenus pour chacune des articulations de chaque mouvement de transfert sans perte de marqueur du sujet S04.

La moyenne, sur tous les mouvements d'un même sujet, des coefficients de corrélation de chaque coordonnée articulaire a été calculée. Le tableau 4.5 regroupe les plus faibles corrélations moyennes, notées r_{min}, obtenues. La plus faible corrélation moyenne est de

0, 86 pour le sujet S11.

	S02	S03	S04	S08	S09	S11	S12	S13	S14
r_{min}	0,87	0,92	0,95	0,90	0,93	0,86	0,94	0,91	0,89
p	0,004	<0.001	<0.001	<0.001	<0.001	0,05	<0.001	<0.001	<0.001

TAB. 4.5 – Coefficients de corrélation moyen minimal entre les coordonnées articulaires de la partie supérieure du corps, $[q22 \cdots q42]$, obtenues lors des reconstructions faites avec E_{34} et E_{46}.

La perte simulée de marqueurs, principalement sur la partie inférieure du corps, ne modifie pas la forme des coordonnées articulaires reconstruites pour la partie supérieure du corps.

Écart entre les coordonnées articulaires

L'écart entre les coordonnées articulaires issues des reconstructions avec E_{34} et E_{46} est évalué avec la différence articulaire moyenne, suivant l'équation 2.31, et l'écart quadratique moyen, suivant l'équation 2.32.

1. Différence articulaire moyenne

La figure 4.11 présente les différences articulaires moyennes obtenues pour chacune des articulations de chaque mouvement de transfert sans perte de marqueur du sujet S04.

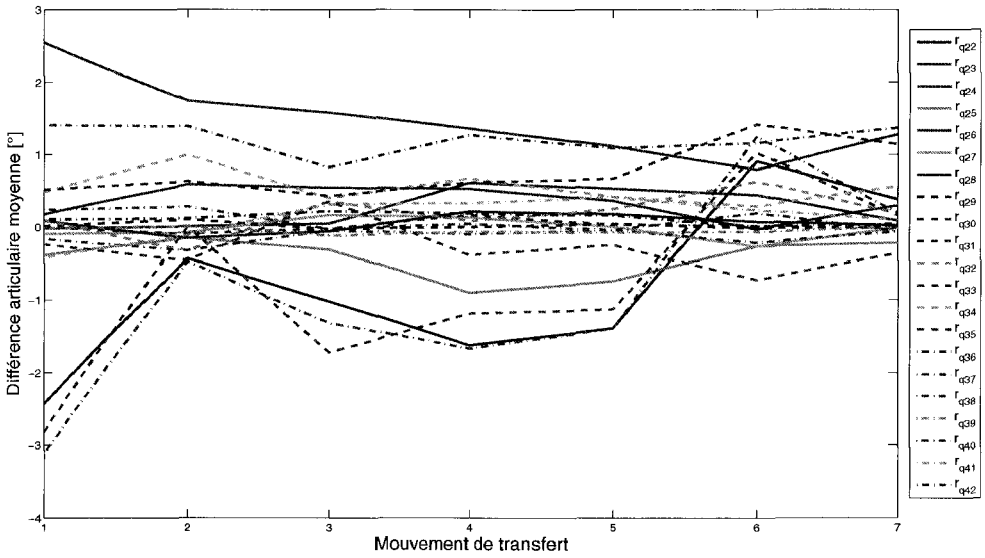


FIG. 4.11 – Différence articulaire moyenne entre les coordonnées articulaires de la partie supérieure du corps, $[q22 \cdots q42]$, obtenues lors des reconstructions faites avec E_{34} et E_{46} pour l'ensemble des mouvements de transfert du sujet S04.

La moyenne, sur tous les mouvements d'un même sujet, des différences articulaires moyennes de chaque coordonnée articulaire des membres supérieurs a été calculée. Le tableau 4.6 regroupe les différences articulaires moyennes maximales, notées $\overline{\delta}_{max}$, obtenues. Les valeurs obtenues vont de $1,03°$ pour le sujet S02 à $3,64°$ pour le sujet S03.

	S02	S03	S04	S08	S09	S11	S12	S13	S14
$\overline{\delta}_{max}$	$1,03$	$3,64$	$1,49$	$3,07$	$1,15$	$1,35$	$1,63$	$2,50$	$2,46$

TAB. 4.6 – Différences articulaires moyennes, moyennées par sujet, maximales en degré entre les coordonnées articulaires de la partie supérieure du corps, $[q22 \cdots q42]$, obtenues lors des reconstructions faites avec E_{34} et E_{46}.

La perte simulée de marqueurs sur la partie inférieure du corps crée un biais limité à $3,64°$ avec les coordonnées articulaires obtenues avec tous les marqueurs.

2. Ecart quadratique moyen

La figure 4.12 présente les différences articulaires moyennes obtenues pour chacune des articulations de chaque mouvement de transfert sans perte de marqueur du sujet S04.

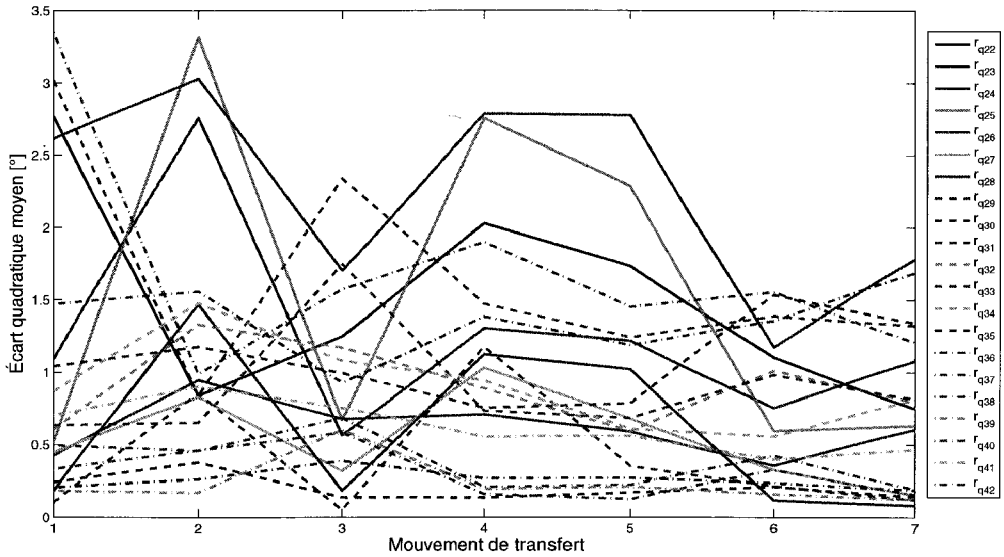


FIG. 4.12 – Écart quadratique moyen entre les coordonnées articulaires de la partie supérieure du corps, $[q22 \cdots q42]$, obtenues lors des reconstructions faites avec E_{34} et E_{46} pour l'ensemble des mouvements de transfert du sujet S04.

La moyenne, sur tous les mouvements d'un même sujet, des écarts quadratiques moyens de chaque coordonnée articulaire des membres supérieurs a été calculée. Le tableau 4.7 regroupe les écarts quadratiques moyens maximaux, notées $\overline{RMS}_{max}$, obtenus. Les valeurs obtenues vont de $1,62°$ pour le sujet S09 à $6,10°$ pour le sujet S03.

La perte simulée de marqueurs sur la partie inférieure du corps crée un biais limité à $6,1°$ par rapport aux coordonnées articulaires obtenues avec tous les marqueurs.

	S02	S03	S04	S08	S09	S11	S12	S13	S14
$\overline{RMS}_{max}$	1,78	6,10	2,27	3,42	1,62	2,41	1,86	3,39	2,90

TAB. 4.7 – Écarts quadratiques moyens, moyennés par sujet, maximaux en degré entre les coordonnées articulaires de la partie supérieure du corps, $[q22 \cdots q42]$, obtenues lors des reconstructions faites avec E_{34} et E_{46}.

4.4.4 Évaluation de la perte simulée de marqueurs sur les efforts articulaires

La perte simulée de marqueurs a un impact limité sur le positionnement du mannequin et sur l'estimation des coordonnées articulaires en particulier pour les membres supérieurs, voir section 4.4.3. Cette section évalue l'influence de l'utilisation de ces cinématiques sur l'estimation des efforts articulaires faite section 3.5.

La figure 4.13 présente les différences maximales observées, pour chaque mouvement du sujet S09, entre les efforts articulaires – forces nettes et moments nets – estimés aux poignets, coudes et épaules pour les reconstructions faites avec les sets d'étiquettes E_{34} et E_{46}.

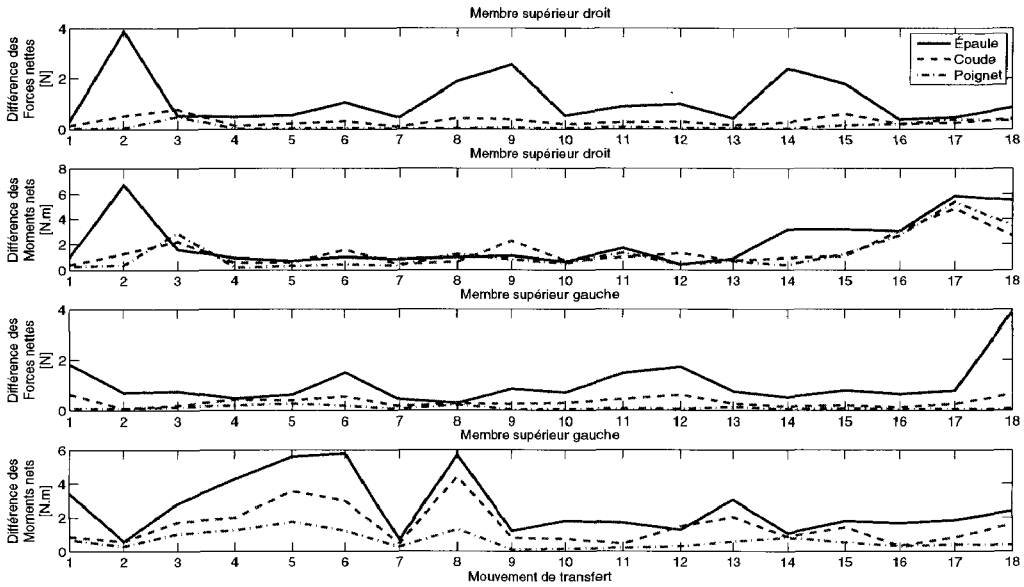


FIG. 4.13 – Différences maximales entre les efforts articulaires obtenus avec les reconstructions faites avec les sets d'étiquettes E_{34} et E_{46} pour l'ensemble des mouvements du sujet S09. *Épaule en trait plein bleu, coude en trait tiret violet, et poignet en trait mixte rouge.*

Le tableau 4.8 résume les différences maximales des forces nettes et moments nets qui ont été observées sur l'ensemble des mouvements de chaque sujet.

Une différence maximale de force à $7,8\,N$ est obtenue dans le membre supérieur droit

	Fd	Md	Fg	Mg
S02	2,7	3,4	2,0	3,6
S03	2,1	15,1	5,2	6,2
S04	3,7	10,5	1,4	1,1
S08	7,8	6,8	2,6	3,8
S09	3,9	6,7	3,9	5,8
S11	4,7	8,7	1,5	5,8
S12	0,9	3,1	0,7	3,4
S13	2,8	4,6	1,8	27,8
S14	3,5	19,9	4,1	24,2

TAB. 4.8 – Différences maximales des forces (en Newton) et moments (en Newton mètre) nets observés dans les articulations des membres supérieurs droits et gauches.

du sujet S08. Cette valeur maximale reste faible puisqu'elle ne représente que $2,1\%$ du demi-poids du corps du sujet alors qu'un mouvement de transfert engage des forces équivalentes à 100% du demi-poids du corps, voir section 4.3.

La perte simulée de marqueurs influe peu sur l'estimation des forces articulaires. Les forces obtenues avec les reconstructions faites avec le set d'étiquettes E_{34} sont donc comparables à celles obtenues avec le set d'étiquette E_{46}.

Une différence maximale de moment à $27,8\,N.m$ est obtenue dans le membre supérieur gauche du sujet S13. Il s'agit du moment net dans l'épaule gauche lors du deuxième transfert latéral FRM vers toilette avec la barre de transfert à $20\,cm$. La figure 4.14 détaille le moment net projeté dans les repères articulaires de l'épaule gauche issus des reconstructions avec les sets d'étiquettes E_{34} et E_{46}.

Les trois composantes de moment, Mz, Mx et My, obtenues par les deux reconstructions sont corrélées à respectivement $0,997$, $0,989$ et $0,992$ pour un écart quadratique moyen de $3,8\,N.m$, $4,3\,N.m$ et $4,6\,N.m$ sur une amplitude de $177\,N.m$, $104\,N.m$ et $155\,N.m$ respectivement. Ces valeurs peuvent être considérées minimes. Par conséquent, bien qu'une différence maximale de moment net ait atteint $27,8\,N.m$, les composantes des moments obtenus pour les reconstructions avec les sets d'étiquettes E_{34} et E_{46} présentent un écart faible et une forme semblable.

La perte simulée de marqueurs influe peu sur l'estimation des moments articulaires. Les moments obtenus avec les reconstructions faites avec le set d'étiquettes E_{34} sont donc comparables à ceux obtenus avec le set d'étiquette E_{46}.

4.4.5 Conclusion

Les mouvements ne présentant pas de perte de marqueurs ont été reconstruits en utilisant le set d'étiquettes E_{46}. Ces mouvements ont aussi été reconstruits avec le set d'étiquettes E_{34} pour simuler la perte de marqueurs. Les reconstructions faites à partir

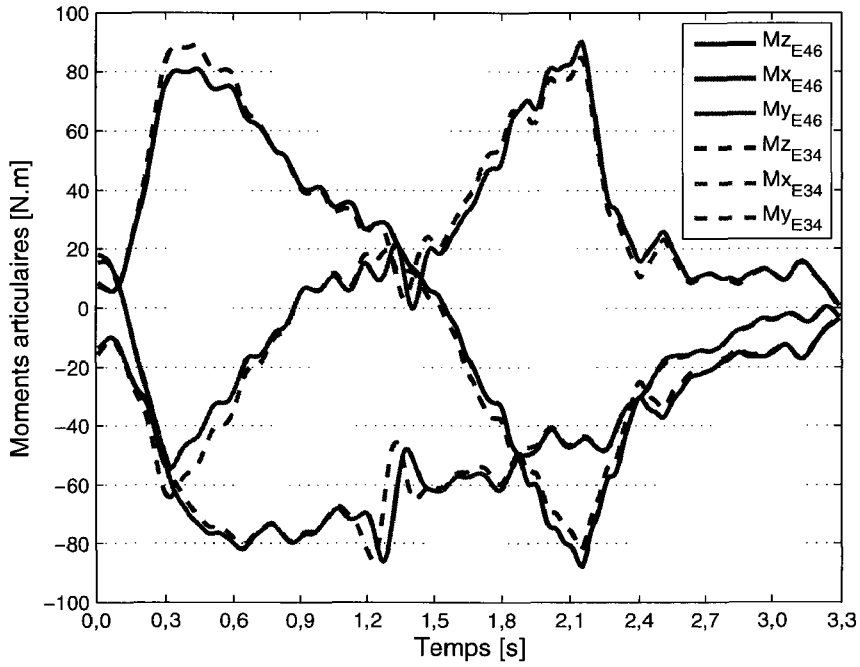


FIG. 4.14 – Moments articulaires de l'épaule gauche du sujet S13 pour les reconstructions faites avec les sets d'étiquettes E_{34} et E_{46} du deuxième transfert FRM vers toilette avec une barre de transfert à $20\,cm$.

des sets d'étiquettes E_{34} et E_{46} ont été comparés.

La perte simulée de marqueurs, principalement sur la partie inférieure du corps, influence peu la reconstruction du mouvement par le mannequin. Entre les mouvements reconstruits avec les sets d'étiquettes E_{34} et E_{46}, la moyenne des distances euclidiennes moyennes pour l'ensemble des étiquettes est inférieure à $15,6\,mm$ quelque soit le sujet, et inférieure à $3,95\,mm$ pour les étiquettes des membres supérieurs. Concernant les coordonnées articulaires de la partie supérieure du corps, issues des reconstructions avec E_{34} et E_{46}, elles souffrent peu de la perte simulée de marqueurs puisque leurs coefficients de corrélation restent supérieurs à $0,86$, leurs différences articulaires moyennes inférieures à 3,64° et leurs écarts quadratiques moyens inférieurs à 6,1°.

Compte-tenu de ces remarques, il est envisageable dans de futures études d'exploiter la cinématique de la totalité des mouvements de transfert produits malgré la perte de marqueurs.

La cinématique issue des reconstructions faites à partir des sets d'étiquettes E_{34} et E_{46} a été utilisée pour l'estimation des efforts articulaires. Les efforts articulaires obtenus dans les deux cas ont été comparés.

La perte simulée de marqueurs pour reconstruire le mouvement ne semble pas fausser l'estimation des efforts articulaires dans les membres supérieurs. La différence de force

maximale observée est de $7,8\,N$ soit $2,1\%$ du demi-poids du corps du sujet, valeur qui correspond aux efforts mis en jeu pendant le transfert. Le moment net peut présenter une différence maximale de $27,8\,N.m$ mais ce pic ne fausse pas les moments articulaires : corrélations supérieures à $0,989$ et écarts quadratiques moyens inférieurs à $4,6\,N.m$.

Les forces et les moments obtenus avec les reconstructions faites avec les sets d'étiquettes E_{34} et E_{46} sont comparables. Ainsi les efforts articulaires obtenus pour les mouvements présentant des pertes de marqueurs peuvent-ils aussi être exploités puisque reconstruits avec le set d'étiquettes E_{34}.

4.5 Analyse dynamique du mouvement de transfert latéral

4.5.1 Introduction

Les données cinématiques sont importantes pour l'estimation des efforts articulaires, voir annexe D. À partir d'un mouvement extrait de la base de données créée au chapitre 3, l'analyse des composantes cinématiques et dynamiques de ce mouvement est présentée dans cette section. L'interprétation de ces données permet de mieux comprendre le mouvement de transfert latéral en appui sur les mains.

Dans un premier temps, les efforts articulaires – forces nettes et moments nets – dans les articulations des membres supérieurs issus de l'application de la méthode de la dynamique inverse sont présentés. Ensuite, l'analyse du mouvement produit est faite, pour chaque articulation, en fonction des moments articulaires, de la puissance articulaire 3D et de l'angle 3D entre le moment net et la vitesse angulaire.

Pour faciliter l'appropriation par le lecteur non-expert du mouvement de transfert latéral, le mouvement présenté dans cette section est l'un de ceux du sujet S14 qui n'a pas de lésion médullaire. Ce sujet mimait le mouvement de transfert latéral en appui sur les mains. La configuration choisie est celle pour laquelle la différence entre les appuis des mains est la plus importante, c'est-à-dire avec une barre de transfert à $10\,cm$ et un accoudoir à $25\,cm$. La direction du transfert, toilette vers FRM, et le numéro du mouvement, le premier, sont choisis arbitrairement.

4.5.2 Analyse des forces nettes aux articulations des membres supérieurs

Les forces nettes correspondent à la norme des forces inter-segmentaires. L'amplitude des forces nettes ne dépend pas du repère d'expression.

La figure 4.15 présente les forces nettes, normalisées suivant la section 2.7.3, obtenues pour les articulations de chaque membres supérieurs au cours du premier transfert latéral toilette vers FRM du sujet S14 avec une barre de transfert à $10\,cm$. Les forces nettes obtenues pour les trois articulations d'un même membre, sont de forme et d'amplitude semblables.

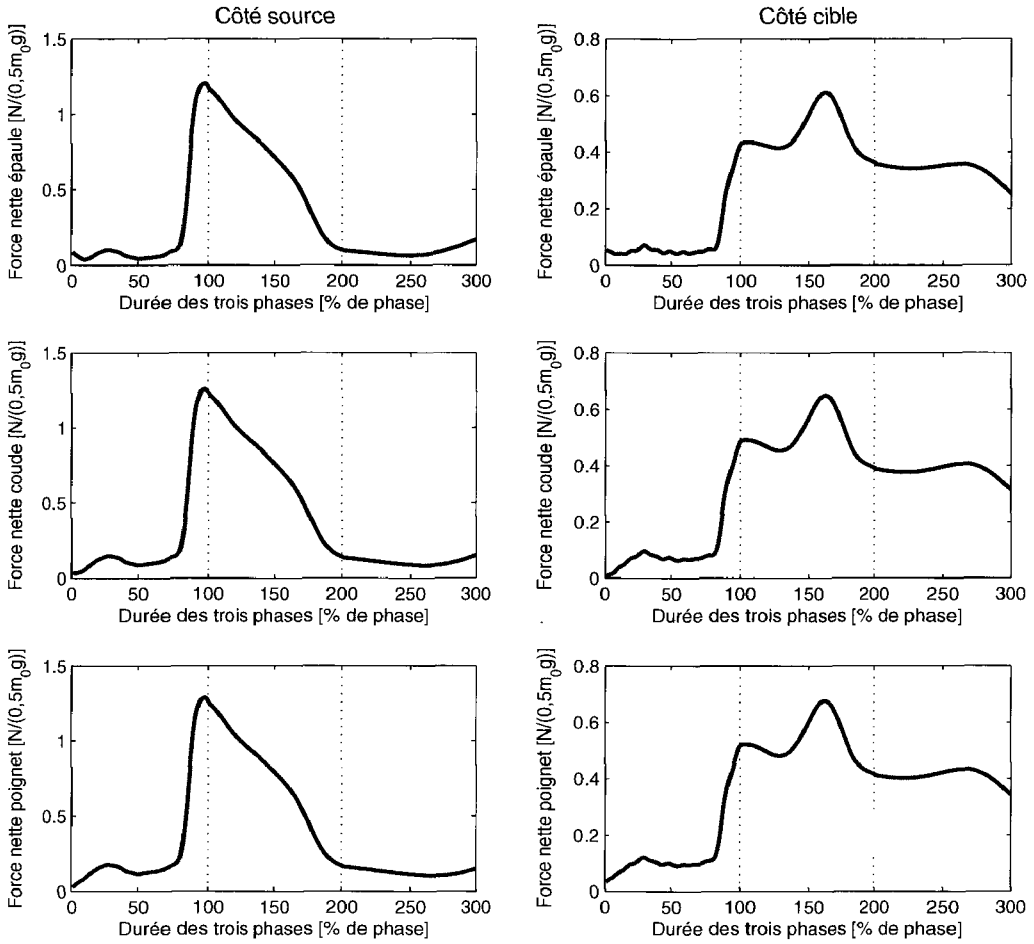


FIG. 4.15 – Forces articulaires nettes pour les articulations des membres supérieurs du sujet S14 lors de son premier transfert du toilette vers le FRM avec une barre de transfert à $10\,cm$.

Les valeurs du maximum des forces nettes sont équivalentes pour toutes les articulations du membre du côté source et pour toutes les articulations du membre du côté cible, voir tableau 4.9. Ces maximums interviennent au même instant pour toutes les articulations du côté source – à 92% soit proche du décollement des fesses – et pour toutes les articulations du côté cible – pendant la phase de soulèvement, à 162%, pour ralentir le translation du corps vers l'assise cible.

Les maximums des forces nettes du côté cible, le gauche, représentent 52 à 59% de

ceux du côté source, le droit. Le pic de force intervient à la fin de pré-soulèvement pour le membre du côté source et à environ 60% du soulèvement pour le membre du côté cible. Ces valeurs indiquent que c'est le membre du côté source qui génère l'impulsion entraînant le soulèvement – valeur dépassant le demi-poids du corps – puis que c'est le membre du côté cible qui vient en fin de soulèvement retenir la descente vers l'assise cible.

Articulation	Fd $[N/(0,5m_0g)]$	Instant $[\%phases]$	Fg $[N/(0,5m_0g)]$	Instant $[\%phases]$
Épaule	1,21	97	0,61	163
Coude	1,26	97	0,65	162
Poignet	1,29	97	0,68	162

TAB. 4.9 – Maximums des forces articulaires nettes et instant d'apparition pour les articulations des membres supérieurs du sujet S14 lors de son premier transfert du toilette vers le FRM avec une barre de transfert à $10\,cm$.

À titre de comparaison, Gagnon *et coll.* obtiennent, pour le transfert oblique avec des appuis à la hauteur des assises (Gagnon *et coll.*, 2008c), des pics de force compris entre $0,72$ et $0,75$ pour les épaules cible et source et entre $0,77$ et $0,83$ pour les coudes source et cible.

Le membre du côté cible est appelé membre « meneur ». Si certaines publications appellent le membre du côté source le membre « trainé » – trailing arm (Perry *et coll.*, 1996 ; Nawoczenski *et coll.*, 2003 ; Finley *et coll.*, 2005 ; Forslund *et coll.*, 2007 ; Gagnon *et coll.*, 2008a, d, b, c, 2009c, b, a) – l'expression de membre « pousseur » semble plus appropriée aux vues de ces chiffres.

La figure 4.16 résume l'importance des maximums des forces articulaires nettes pendant un transfert latéral.

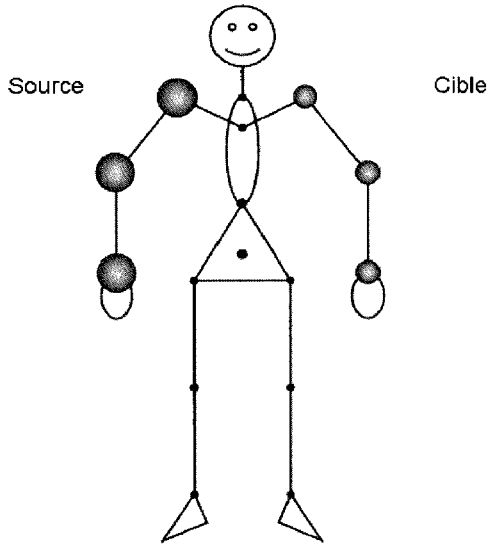


FIG. 4.16 – Maximums des forces articulaires nettes.

4.5.3 Analyse des moments nets aux articulations des membres supérieurs

Les moments nets, normalisés suivant la section 2.7.3, correspondent à la norme des moments inter-segmentaires. L'amplitude des moments nets ne dépend pas du repère d'expression.

Les moments nets observés pour le premier transfert toilette vers FRM du sujet S14 avec une barre de transfert à $10\,cm$ sont présentés figure 4.17. Contrairement aux forces nettes, les profils des moments nets d'un même membre diffèrent car les bras de levier entre les articulations et les appuis des mains varient au cours du transfert latéral. Seuls les profils des moments nets relevés pour les poignet et coude du membre côté cible sont similaires.

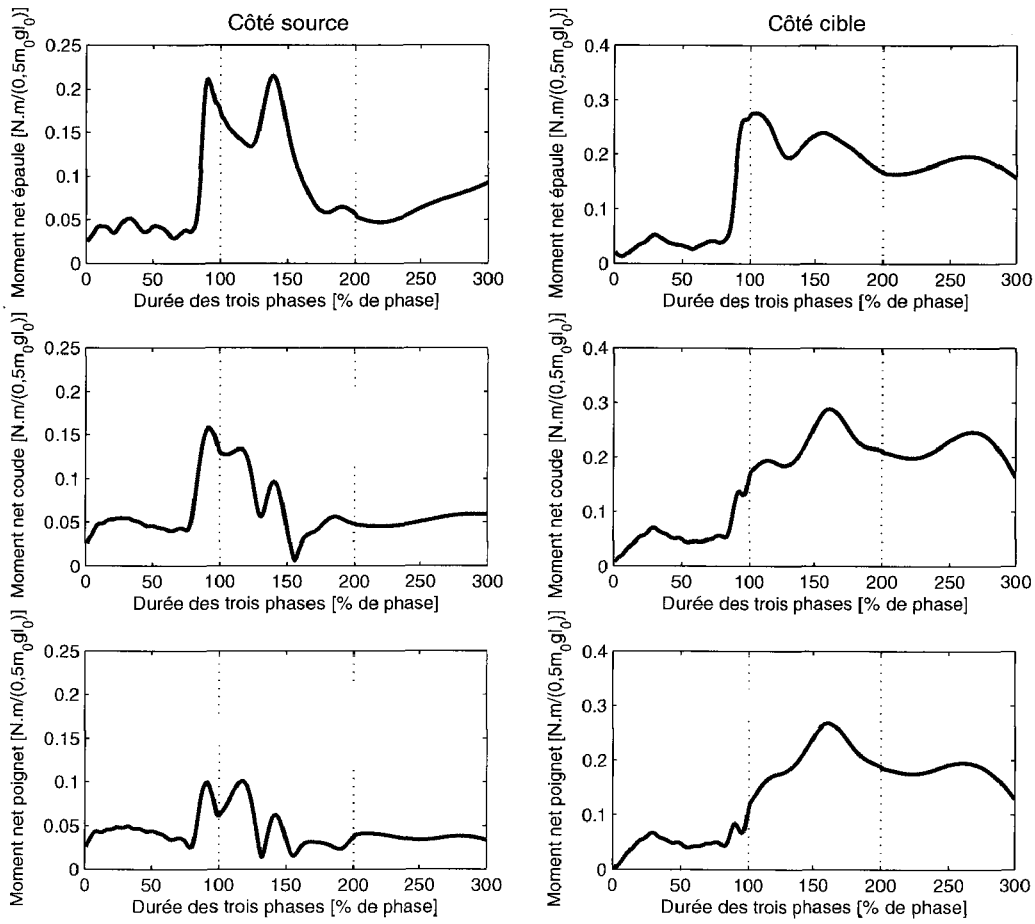


FIG. 4.17 – Moments articulaires nets pour les articulations des membres supérieurs du sujet S14 lors de son premier transfert du toilette vers le FRM avec une barre de transfert à $10\,cm$.

Les maximums des moments nets sont résumés dans le tableau 4.10. L'amplitude des

moments du côté source est inférieure à celle du côté cible. Les maximums du côté cible sont équivalents vers $0,28$. Ils surviennent en même temps que les maximums des forces pour le poignet et le coude, 60% du soulèvement, mais au début du soulèvement pour l'épaule. Du côté source, les maximums augmentent de $0,10$ à $0,22$ du poignet à l'épaule. Leurs occurrences se répartissent de la fin du pré-soulèvement pour le coude, à environ 40% du soulèvement pour l'épaule.

Articulation	Md $[N.m/(0,5m_0gl_0)]$	Instant $[\%phases]$	Mg $[N.m/(0,5m_0gl_0)]$	Instant $[\%phases]$
Épaule	0,22	139	0,28	105
Coude	0,16	92	0,29	162
Poignet	0,10	117	0,27	161

TAB. 4.10 – Maximums des moments articulaires nets et instant d'apparition pour les articulations des membres supérieurs du sujet S14 lors de son premier transfert du toilette vers le FRM avec une barre de transfert à $10\,cm$.

La composante en flexion du moment à l'épaule a été déterminée à $0,19$ dans l'étude de Gagnon *et coll.* (2008c). Bien que le mouvement qu'ils aient étudié soit différent, l'ordre de grandeur reste comparable à nos résultats.

Puisque les moments du côté cible sont supérieurs à ceux du côté source, le terme de membre « meneur » est justifié dans le sens où ces moments guident le mouvement.

La figure 4.18 résume l'importance des maximums des forces articulaires nettes pendant un transfert latéral.

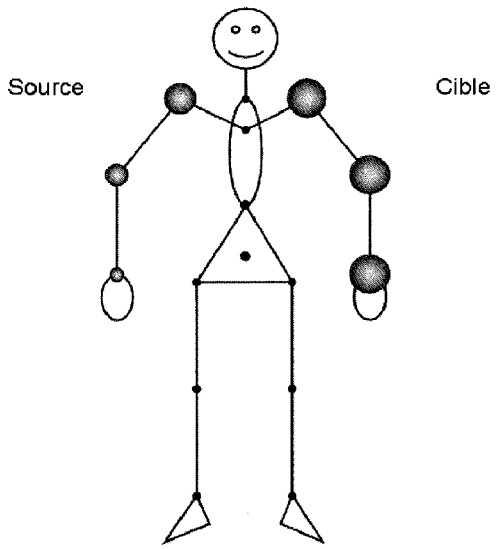


FIG. 4.18 – Maximums des forces articulaires nettes.

4.5.4 Interprétation de la dynamique produite lors du mouvement de transfert

Différentes composantes utiles à l'analyse du mouvement ont été calculées pour chaque articulation des membres supérieurs : les moments articulaires, la puissance 3D P_0 et l'angle 3D $\alpha_{M\omega}$ entre le moment net et la vitesse articulaire, voir section 3.5.3. Toutes les valeurs ont été normalisées suivant la section section 2.7.3. Les trois phases présentées du mouvement de transfert sont le pré-soulèvement de 0 à 100%, le soulèvement de 100 à 200% et le post-soulèvement de 200 à 300%.

Cette section vise à vérifier la faisabilité de l'interprétation de ces composantes pour l'analyse du mouvement de transfert. Le sujet choisi est le sujet S14 sans lésion médullaire.

La contribution au mouvement de transfert latéral de chacune des articulations des membres supérieurs durant les trois phases du transfert est présentée.

4.5.4.1 Contribution de l'épaule droite au mouvement de transfert latéral

La figure 4.19 présente les moments articulaires, la puissance 3D P_0 et l'angle 3D $\alpha_{M\omega}$ entre le moment net et la vitesse articulaire tout au long des trois phases du transfert pour l'épaule du côté source, le droit. L'appui de ce membre se fait sur la barre de transfert à $10\,cm$.

Pré-soulèvement Sur le début du soulèvement, l'angle 3D $\alpha_{M\omega}$ varie de très propulseur à très résistant, figure 4.19 (e). Cependant, la puissance reste nulle car le sujet ne bouge pas. Cette sous-phase correspond à l'inclinaison du sujet vers l'avant qui prend ses appuis. Il se penche pour tendre les muscles lombaires et trouver son point d'équilibre. Ceci se traduit par des moments faibles : $0,02$ en flexion et $0,03$ en adduction et en rotation externe.

Vers 90% du pré-soulèvement apparait un pic de puissance à $0,07$. Ce pic de puissance s'accompagne d'un pic à $0,18$ du moment de flexion de l'épaule et d'un pic à $0,09$ de rotation externe. Le moment de flexion tend à ramener le bras d'une position en extension coude vers l'arrière vers une position parallèle au tronc. Le moment de rotation externe tend à retenir le coude pour qu'il reste près du corps. Ces moments verrouillent l'épaule pour pouvoir transmettre le pic de force observé sur ce membre pousseur, voir figure 4.15. L'angle $\alpha_{M\omega}$ confirme cette observation puisqu'il est propulseur. Cette fin de pré-soulèvement permet au sujet de soulever le poids de son corps.

Soulèvement Pendant les 40 premiers % du soulèvement, l'angle $\alpha_{M\omega}$ reste propulseur, la puissance générée P_0 atteint son maximum à $0,09$ et le moment de flexion continue

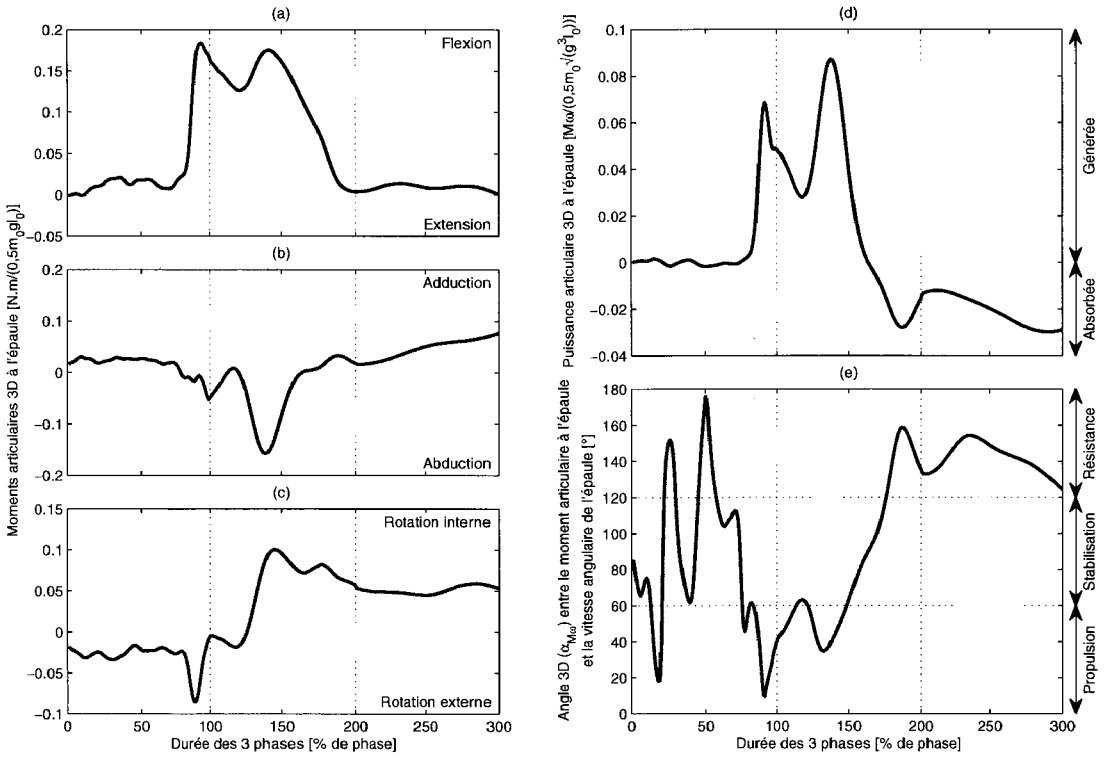


FIG. 4.19 – Moments articulaires en (a) flexion-extension, (b) adduction-abduction et (c) rotation interne-externe, (d) puissance articulaire 3D et (e) angle 3D entre le moment articulaire et la vitesse articulaire normalisés pour l'**épaule droite** lors du premier transfert toilette vers FRM du sujet S14 avec une barre de transfert à $10\,cm$.

son action. Le moment abducteur, qui tend à éloigner le coude du tronc, permet, grâce à l'appui des mains, de guider le tronc vers la cible.

Après le pic à $0,16$ du moment abducteur, le moment de rotation interne accompagne l'extension du membre supérieur mais la tendance des autres courbes s'inverse : le moment en flexion est relâché, le moment abducteur s'annule, la puissance commence à être absorbée et l'angle $\alpha_{M\omega}$ passe en stabilisation puis en résistance. Cette deuxième sous-phase du soulèvement amorce la descente du sujet vers l'assise cible.

Post-soulèvement Les composantes décrites dans la deuxième sous-phase du soulèvement se prolongent pour amortir la descente du sujet sur l'assise cible. Le moment d'adduction qui tend à ralentir le tronc pour revenir à une position d'équilibre assis à noter.

4.5.4.2 Contribution du coude droit au mouvement de transfert latéral

La figure 4.20 présente les moments articulaires, la puissance 3D P_0 et l'angle 3D $\alpha_{M\omega}$ entre le moment net et la vitesse articulaire tout au long des trois phases du transfert pour le coude du côté source, le droit. L'appui de ce membre se fait sur la barre de transfert à $10\,cm$.

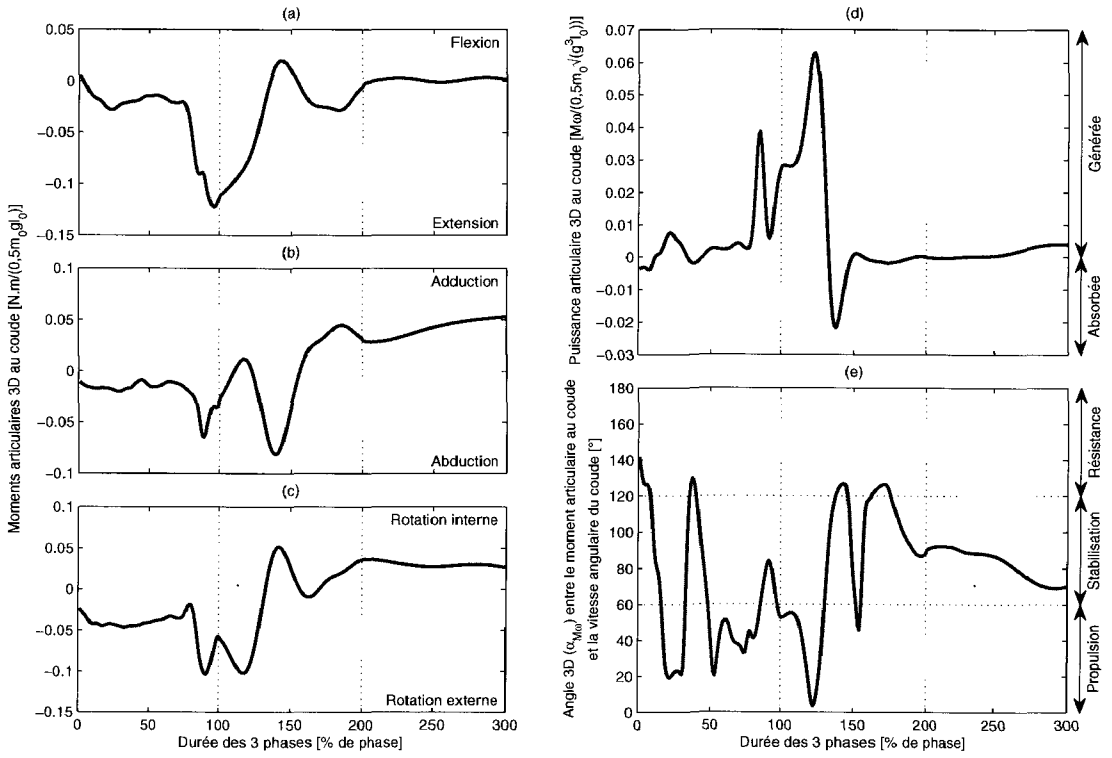


FIG. 4.20 – Moments articulaires en (a) flexion-extension, (b) adduction-abduction et (c) rotation interne-externe, (d) puissance articulaire 3D et (e) angle 3D entre le moment articulaire et la vitesse articulaire normalisés pour le **coude droit** lors du premier transfert toilette vers FRM du sujet S14 avec une barre de transfert à $10\,cm$.

Pré-soulèvement Les moments de flexion-extension et d'adduction-abduction et la puissances 3D P_0 sont faibles, respectivement $0,03$, $0,02$ et entre $\pm 0,01$, sur le début du pré-soulèvement. Le maintien du coude vers l'arrière, alors que la main enserre la barre de transfert, est caractérisé par un moment de rotation externe. L'angle 3D $\alpha_{M\omega}$ oscille entre la résistance et la propulsion car le sujet cherche son appui avec une tendance pour la propulsion.

Vers la fin du pré-soulèvement, des pics de moments et de puissance apparaissent : $0,12$ en extension, $0,06$ en abduction, $0,10$ en rotation externe et $0,04$ en puissance générée. Comme pour l'épaule, la rotation externe et l'abduction du coude tendent à garder le

coude vers l'arrière, le long du tronc, au dessus de l'appui. C'est l'extension du coude qui génère le décollement du sujet, l'articulation étant stabilisée par un $\alpha_{M\omega}$ entre 60 et 120°.

Soulèvement À 24% du soulèvement apparaît un pic de puissance générée de $0,06$. À cet instant, l'angle 3D $\alpha_{M\omega}$ est à son minimum 5°. C'est-à-dire que pratiquement l'entièreté du moment 3D participe au déplacement. Au même instant, le moment d'abduction-adduction encaissé par le coude est faible $-0,004$. Ce sont donc les moments d'extension à $0,06$ et de rotation externe à $0,08$ qui participent à l'extension du membre supérieur poussant le tronc vers l'assise cible.

Le pic de puissance absorbée de $0,02$ intervient à environ 40% du soulèvement. Une partie de cette puissance est absorbée pour l'abduction maximale du coude à $0,08$. Au même instant, les moments au coude passent en rotation interne et en flexion. L'articulation se verrouille ce qui se traduit par une oscillation de l'angle 3D $\alpha_{M\omega}$ dans la zone de stabilisation puis par une puissance 3D nulle.

Post-soulèvement Le post-soulèvement suit la tendance de la fin du soulèvement. L'angle 3D $\alpha_{M\omega}$ indique une articulation stabilisée. Le coude est verrouillé par le moment de rotation interne bras tendu d'environ $0,03$. Le moment de flexion-extension et la puissance sont nuls. Le moment d'adduction suit le mouvement qui tend à ramener le tronc vers l'arrière vers une position d'équilibre assise.

4.5.4.3 Contribution du poignet droit au mouvement de transfert latéral

La figure 4.21 présente les moments articulaires, la puissance 3D P_0 et l'angle 3D $\alpha_{M\omega}$ entre le moment net et la vitesse articulaire tout au long des trois phases du transfert pour le poignet du côté source, le droit. L'appui de ce membre se fait sur la barre de transfert à $10\,cm$.

Pré-soulèvement Pendant les 80 premiers % du pré-soulèvement, la puissance développée reste proche de 0 ; le sujet prépare ses appuis. Bien que principalement en stabilisation, l'angle 3D $\alpha_{M\omega}$est sur une tendance à la résistance. Cette pré-charge du membre supérieur est marquée par des moments d'adduction à $0,04$ et de rotation externe à $0,03$. Ces moments sont cohérents avec le bras de levier que fait le coude, en arrière et à l'intérieur, par rapport à la main dans l'axe de la barre de transfert.

À la fin du pré-soulèvement, la prise d'appui s'amplifie. L'action du poignet est résistante et absorbe $0,01$ de puissance. Le moment d'adduction atteint son maximum à $0,08$ et le moment de rotation externe à $0,06$. Une augmentation du moment de flexion qui atteint $0,02$ en fin de pré-soulèvement est à noter.

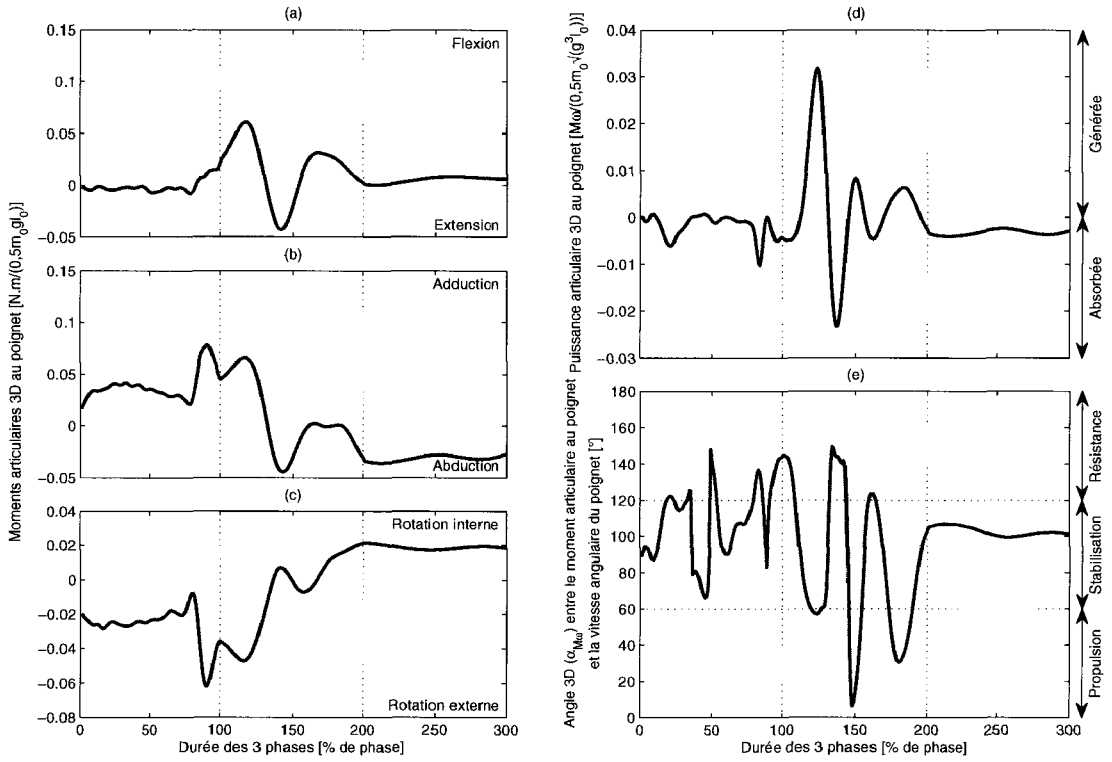


FIG. 4.21 – Moments articulaires en (a) flexion-extension, (b) adduction-abduction et (c) rotation interne-externe, (d) puissance articulaire 3D et (e) angle 3D entre le moment articulaire et la vitesse articulaire normalisés pour le **poignet droit** lors du premier transfert toilette vers FRM du sujet S14 avec une barre de transfert à $10\,cm$.

Soulèvement À 24%, le pic de puissance générée à $0,03$ participe au mouvement, $\alpha_{M\omega} = 57°$. Les moments de rotation externe et d'adduction maintiennent l'appui tandis que le moment en flexion de $0,06$ participe à la translation du tronc vers l'assise cible.

L'impulsion générée au début du soulèvement est ensuite compensée pour maintenir l'appui. Aux environs de 40% du soulèvement, la puissance absorbée de $0,02$ participe à la résistance du mouvement. Cet instant marque le passage à la position membre supérieur tendu. Les pics des moments d'extension et d'abduction atteignent $0,04$ tandis que le moment de rotation s'annule pour aller vers des moments de rotation interne, lié au verrouillage du coude.

À 80%, $\alpha_{M\omega}$ vaut 30°. La puissance générée qui accompagne le mouvement provient principalement du moment de flexion à $0,03$ et du moment de rotation interne à $0,01$, le moment d'abduction-adduction étant nul. S'ensuit une tendance à la stabilisation de l'articulation.

Post-soulèvement Le post-soulèvement maintient les valeurs atteintes en fin de soulèvement. L'articulation est stabilisée avec une puissance nulle et un moment de flexion nul. Les moments d'abduction à $0,03$ et de rotation interne à $0,02$ sont signes d'un membre supérieur tendu.

4.5.4.4 Contribution de l'épaule gauche au mouvement de transfert latéral

La figure 4.22 présente les moments articulaires, la puissance 3D P_0 et l'angle 3D $\alpha_{M\omega}$ entre le moment net et la vitesse articulaire tout au long des trois phases du transfert pour l'épaule du côté cible, la gauche. L'appui de ce membre se fait sur la barre de transfert à $10\,cm$.

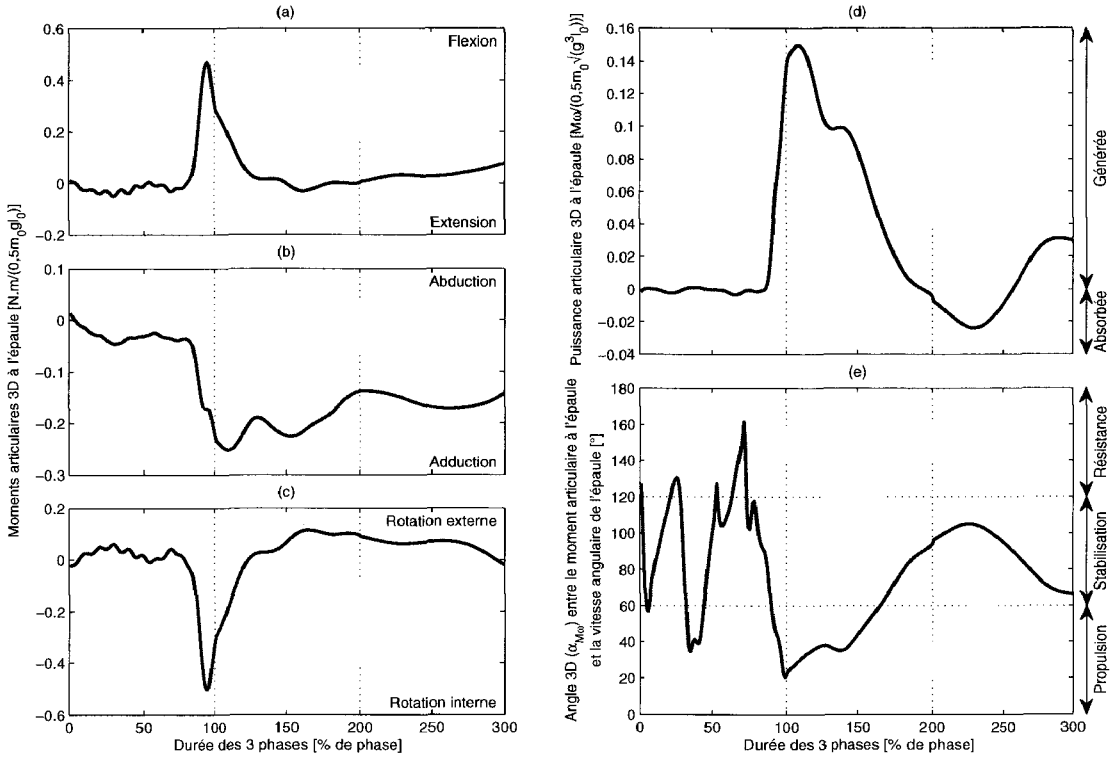


FIG. 4.22 – Moments articulaires en (a) flexion-extension, (b) adduction-abduction et (c) rotation interne-externe, (d) puissance articulaire 3D et (e) angle 3D entre le moment articulaire et la vitesse articulaire normalisés pour l'**épaule gauche** lors du premier transfert toilette vers FRM du sujet S14 avec une barre de transfert à $10\,cm$.

Pré-soulèvement Pendant les 80 premiers % du pré-soulèvement, la puissance 3D P_0 dans l'épaule est nulle car le sujet ne bouge presque pas. C'est la prise d'appui marquée par une oscillation de l'angle 3D $\alpha_{M\omega}$ entre propulsion et résistance. Le moment en flexion-extension est faible (entre $-0,05$ et $0,01$) ainsi que le moment en rotation externe-interne

entre ($-0,01$ et $0,06$). Le moment d'adduction reste inférieur à $0,05$.

La fin du pré-soulèvement est marquée par une montée rapide de la puissance 3D P_0 générée jusque $0,14$. Le moment propulseur du mouvement, $\alpha_{M\omega} < 60°$, est l'adduction à $0,22$ qui tend à rapprocher le bras du tronc. Les moments importants en flexion et en rotation interne – respectivement $0,47$ et $0,50$ – maintiennent l'équilibre de l'épaule.

Soulèvement Le début du soulèvement prolonge l'action propulsive, $\alpha_{M\omega} < 60°$, du moment d'adduction de $0,25$ auquel s'ajoute celui de la rotation interne qui accompagne l'épaule vers l'avant. Le pic de puissance générée à $0,15$ apparaît en même temps que celui d'adduction à 10% du soulèvement.

Vers la moitié du soulèvement, le coude gauche commence à se plier vers l'arrière avec un léger moment extenseur de l'épaule à $0,03$. Un moment de rotation externe jusque $0,11$ à 65% du soulèvement commence à ralentir le mouvement. Vers 75% du soulèvement, le moment d'adduction commence lui aussi à ralentir le mouvement. La puissance 3D P_0 n'est alors plus qu'à $0,02$ et l'articulation est stabilisée, $60° < \alpha_{M\omega} < 120°$.

Post-soulèvement Le début du post-soulèvement est marquée par le passage de la puissance 3D P_0 vers une absorption à $0,02$. C'est l'amortissement du mouvement du coude vers l'arrière et l'extérieur, par un moment de flexion à $0,03$ et d'adduction vers $0,15$, qui se traduit par une épaule stabilisée, $60° < \alpha_{M\omega} < 120°$. Dès lors que le sujet est assis sur l'assise cible, le maintien de la position assise passe par un pic de puissance générée à $0,03$.

4.5.4.5 Contribution du coude gauche au mouvement de transfert latéral

La figure 4.23 présente les moments articulaires, la puissance 3D P_0 et l'angle 3D $\alpha_{M\omega}$ entre le moment net et la vitesse articulaire tout au long des trois phases du transfert pour le coude du côté cible, la gauche. L'appui de ce membre se fait sur la barre de transfert à $10\,cm$.

Pré-soulèvement Lors du pré-soulèvement, l'angle 3D $\alpha_{M\omega}$ oscille entre la stabilisation et la résistance. Sur le 80 premiers % du transfert, la puissance 3D P_0 reste faible $\pm 0,01$. La prise d'appui se caractérise par un moment extenseur de $0,05$ et un moment de rotation externe de $0,04$. Les contraintes en abduction-adduction restent faibles avec un moment adducteur à $0,02$ puisque la charge n'est pas encore appliquée.

La fin du pré-soulèvement est marquée par la charge du moment d'adduction du coude à $0,12$ due aux bras de leviers.

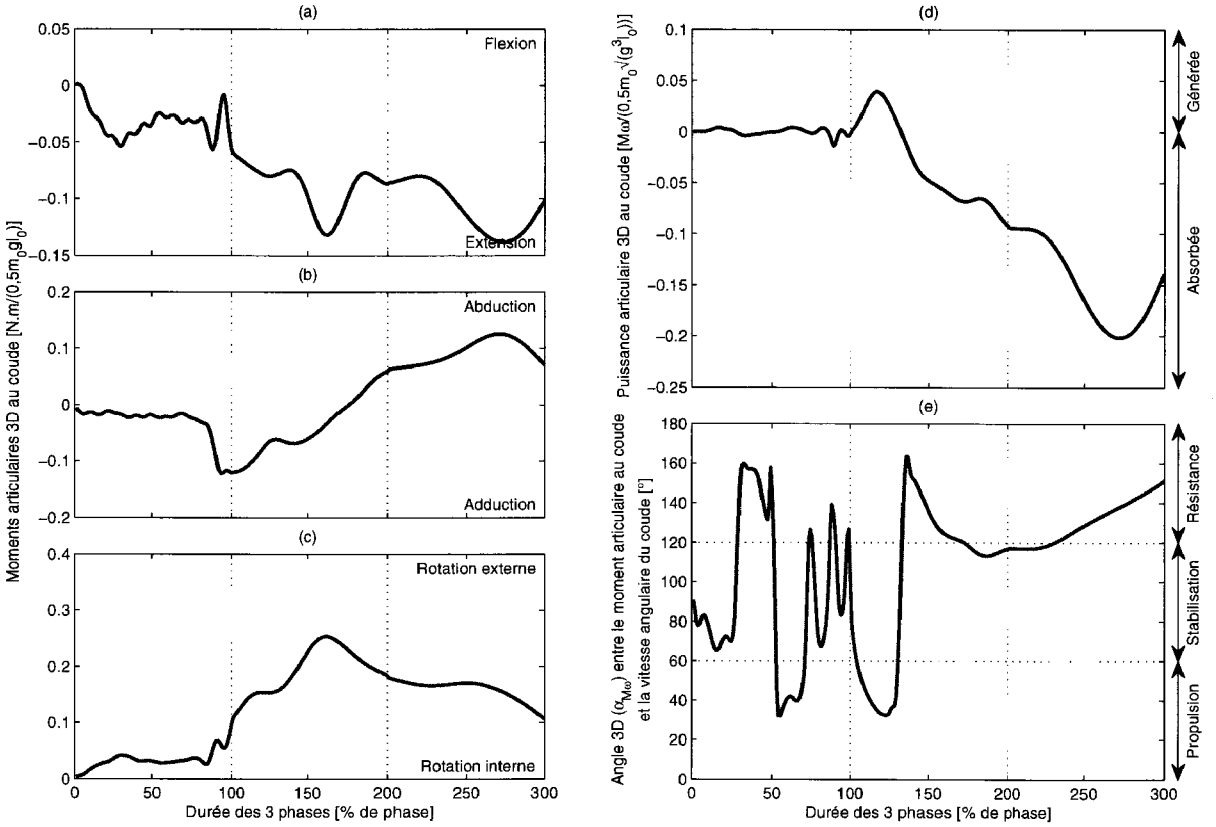


FIG. 4.23 – Moments articulaires en (a) flexion-extension, (b) adduction-abduction et (c) rotation interne-externe, (d) puissance articulaire 3D et (e) angle 3D entre le moment articulaire et la vitesse articulaire normalisés pour le **coude gauche** lors du premier transfert toilette vers FRM du sujet S14 avec une barre de transfert à $10\,cm$.

Soulèvement Le soulèvement se découpe en deux sous-phases. Après un premier tiers où la puissance générée de $0,04$ est propulsive, $\alpha_{M\omega} < 60°$, le deuxième tiers – lorsque le coude fléchit – est résistant. Le moment extenseur à $0,13$ et le moment de rotation externe à $0,25$ ralentissent le mouvement et contrôlent la descente vers l'assise cible.

Post-soulèvement Sur la durée du post-soulèvement, la puissance 3D P_0 de $0,20$ est absorbée et le mouvement est plutôt résistant, $\alpha_{M\omega} > 120°$. Les moments extenseurs (entre $0,8$ et $0,14$) et rotateur externe (entre $0,11$ et $0,18$) vont à l'encontre de la flexion du coude et du décalage du coude vers l'extérieur, ralentissant la descente du corps vers l'assise cible. L'articulation du coude encaisse un moment d'abduction entre $0,06$ et $0,14$ lors de la descente vers l'assise.

4.5.4.6 Contribution du poignet gauche au mouvement de transfert latéral

La figure 4.24 présente les moments articulaires, la puissance 3D P_0 et l'angle 3D $\alpha_{M\omega}$ entre le moment net et la vitesse articulaire tout au long des trois phases du transfert

pour le poignet du côté cible, la gauche. L'appui de ce membre se fait sur la barre de transfert à $10\,cm$.

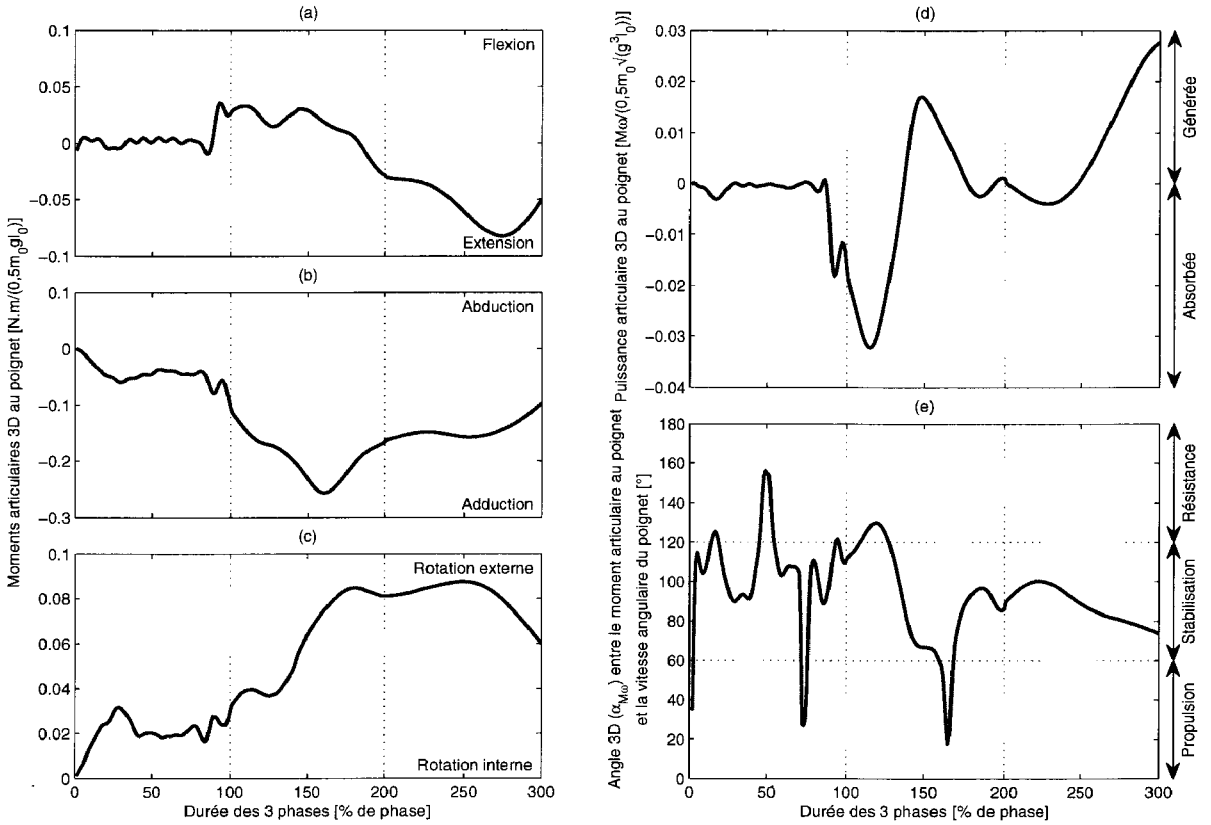


FIG. 4.24 – Moments articulaires en (a) flexion-extension, (b) adduction-abduction et (c) rotation interne-externe, (d) puissance articulaire 3D et (e) angle 3D entre le moment articulaire et la vitesse articulaire normalisés pour le **poignet gauche** lors du premier transfert toilette vers FRM du sujet S14 avec une barre de transfert à $10\,cm$.

Pré-soulèvement La prise d'appui des 80 premiers % du pré-soulèvement se fait à puissance 3D P_0 nulle et oscillation de l'angle 3D $\alpha_{M\omega}$. Le moment de flexion-extension reste inférieur à $\pm 0,01$. Le coude restant en arrière de la main tout au long du mouvement de transfert, le moment d'adduction présente un pic à $0,06$ et le moment de rotation externe un pic à $0,03$.

Sur la fin du pré-soulèvement, le poignet commence à absorber l'énergie de mise en mouvement avec un pic de puissance 3D P_0 absorbée à $0,02$ dû à un moment de flexion de $0,04$ contraire au mouvement.

Soulèvement Pendant le soulèvement, l'articulation du poignet oscille entre puissance absorbée de $0,03$ et générée de $0,02$ pour un mouvement oscillant autour de la stabilisation entre résistant et propulseur. Le rapprochement du tronc et de la main génère un moment

de rotation externe de $0,08$ encaissé par l'articulation, la main serrant la barre d'appui représentant l'accoudoir. Le pic d'adduction à $0,26$ amorce la descente vers l'assise cible.

Post-soulèvement La puissance 3D P_0 générée $0,03$ tend à établir le retour à l'équilibre du membre supérieur et le tronc en position assise, stabilisant ainsi l'articulation du poignet, $\alpha_{M\omega} < 60°$. Ce sont les actions des moments extenseur à $0,08$ et adducteur à $0,16$ finissant le post-soulèvement qui génèrent cette puissance.

4.5.5 Conclusion

Les forces nettes et les moments nets ont été présentés pour un mouvement de transfert latéral du sujet S14 sans lésion médullaire. La comparaison de ces valeurs à celles du transfert oblique (Gagnon *et coll.*, 2008c), seules données approchantes disponibles dans la littérature, montre des résultats du même ordre de grandeur en terme d'efforts articulaires. Les valeurs des efforts au poignet constituent des données nouvelles pour l'étude des TMS de cette articulation.

L'analyse réalisée des données cinématiques et dynamiques produites permet d'expliquer le mouvement réalisé. Du côté source, l'épaule et l'extension du coude contribuent principalement à la mise en mouvement du corps. Une fois le bras tendu, la translation du corps vers l'assise cible est assurée en grande partie par l'épaule côté source. Le poignet est principalement sollicité pour stabiliser l'appui sur la barre de transfert. Du côté cible, une puissance conséquente de $0,15$ ($178\,Watts$) est générée à l'épaule. À titre de comparaison, Desroches *et coll.* (2010) obtiennent un pic de puissance à $0,045$ pendant la propulsion du FRM. Cette puissance menant le corps vers l'assise cible a pour origine les moments d'adduction et de rotation interne tandis que le moment de flexion maintient l'articulation. La descente vers l'assise cible est ralentie par le déplacement du coude vers l'arrière et vers l'extérieur.

Ces valeurs importantes pour l'épaule côté cible associées à la configuration de l'articulation pour ce mouvement peuvent être reliées à un risque potentiel de TMS s'il était répété. La description des moments dans les repères articulaires, des puissances articulaires et de leurs caractères propulsif, stabilisant ou résistif constituent un apport ouvrant à une meilleure compréhension du mouvement de transfert latéral et des sollicitations internes aux articulations. Cette démarche appliquée à ce mouvement de transfert latéral donne accès à des données interprétables par les cliniciens, données qui n'étaient jusque à présent pas disponibles.

4.6 Comparaison intra- et inter-individuelle

4.6.1 Introduction

Les données cinématiques et dynamiques calculées au chapitre 3 ont permis, en suivant la démarche de la section 4.5, d'analyser et d'interpréter un mouvement de transfert latéral réalisé par un sujet sans lésion médullaire. L'objectif de cette section est de déterminer si cette démarche permet de discriminer des mouvements de transfert latéral réalisés par différentes personnes et d'observer l'impact potentiel de la configuration matérielle sur le risque de TMS.

Dans un premier temps, la comparaison entre un sujet expert, le sujet S02, et un sujet novice, le sujet S14, est faite. Dans un deuxième temps, l'analyse de l'influence de la configuration matérielle sur le risque de TMS pour une articulation est abordée pour des transferts toilette vers FRM du sujet S02.

4.6.2 Comparaison inter-individuelle

Dans cette section sont comparés deux mouvements de transfert latéral réalisés par deux sujets d'expertise différente – un novice et un expert – pour la même configuration matérielle.

Le sujet novice est le sujet S14 qui n'a pas de lésion médullaire. La configuration retenue est la même que celle de la section 4.5 : barre de transfert à $10\,cm$ du toilette vers le FRM. Le sujet expert est S02. Ce sujet a 30 ans d'expérience en FRM, voir tableau 3.1. C'est le premier mouvement réalisé par ce sujet dans cette configuration matérielle qui est arbitrairement retenu.

Les résultats présentés sont la comparaison des contributions de chaque articulation des membres supérieurs produites par le sujet novice et de celles produites par l'expert.

4.6.2.1 Comparaison des contributions de l'épaule droite

De l'observation générale de la figure 4.25 comme de celle des autres articulations, deux premières constations peuvent être faites. Lors du pré-soulèvement, la montée de la puissance 3D générée et du moment en flexion apparaît plus tôt pour le sujet expert que pour le novice.

L'angle 3D $\alpha_{M\omega}$ oscille pour le sujet S14 qui cherche ses appuis alors que pour le sujet S02 non. Une fois ses mains placées sur les barres, le sujet S02 prend appui plus rapidement que ne le fait le sujet S14 et déclenche plus tôt le chargement de ses membres supérieurs. Lors du post-soulèvement, de nombreuses vibrations apparaissent pour le sujet

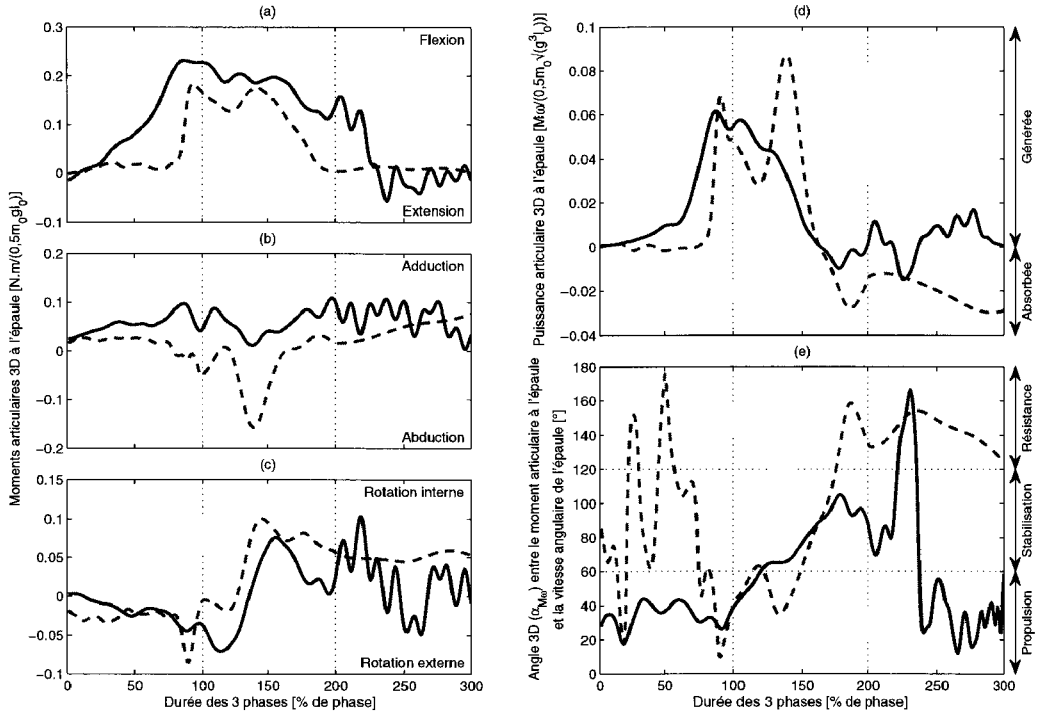


FIG. 4.25 – Moments articulaires en (a) flexion-extension, (b) adduction-abduction et (c) rotation interne-externe, (d) puissances articulaires 3D et (e) angles 3D entre le moments articulaires et les vitesses articulaires normalisés pour l'**épaule droite** lors du premier transfert toilette vers FRM des sujets S02, en trait plein bleu, et S14, en trait pointillé vert, avec une barre de transfert à $10\,cm$.

S02 alors qu'il n'y en avait pas pour le sujet S14, notamment pour le moment de rotation interne-externe (c). Du fait de sa paraplégie, le retour à une position assise stable pour le sujet S02 nécessite l'utilisation des membres supérieurs générant ces vibrations.

Le pic du moment de flexion du sujet S02 est supérieur à celui du sujet S04 – $0,23$ contre $0,18$. Cependant la puissance 3D générée par S02 est inférieure. C'est le moment d'adduction-abduction qui fait la différence. Alors que le moment d'abduction du sujet S14 pousse le tronc vers l'assise cible, le moment d'adduction du sujet S02 le retient.

4.6.2.2 Comparaison des contributions du coude droit

À la différence du sujet S14, de la puissance 3D est absorbée pendant le soulèvement du sujet S02, voir figure 4.26 (d). L'articulation du coude côté source résiste au mouvement pour le sujet S02 alors que le début du soulèvement était propulsif pour le sujet S14. Le moment d'extension du sujet S02 était propulsif jusque 125% du transfert mais rejoint ensuite les moments d'abduction et de rotation externe qui résistent au mouvement.

Le moment d'extension du coude du sujet S14 engendre le déplacement de 0 à 140%

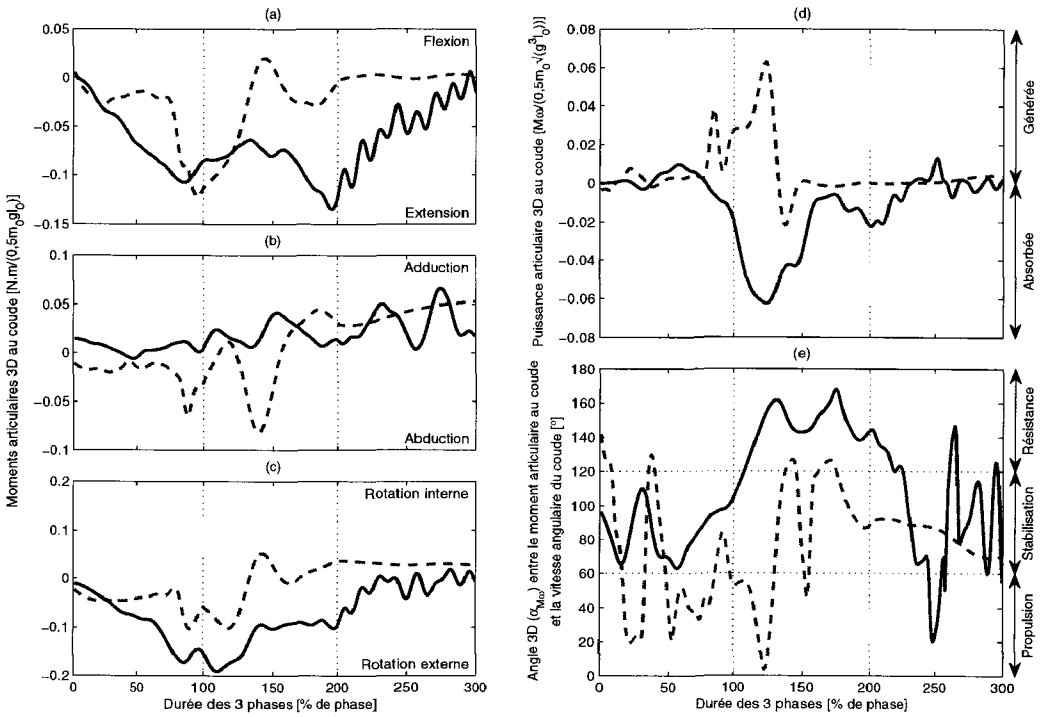


FIG. 4.26 – Moments articulaires en (a) flexion-extension, (b) adduction-abduction et (c) rotation interne-externe, (d) puissances articulaires 3D et (e) angles 3D entre le moments articulaires et les vitesses articulaires normalisés pour le **coude droit** lors du premier transfert toilette vers FRM des sujets S02, en trait plein bleu, et S14, en trait pointillé vert, avec une barre de transfert à $10\,cm$.

du transfert puis stoppe son action une fois le bras tendu entraînant une baisse de la puissance à 0. Bien que les pics de moment en extension soient similaires pour les deux sujets, $0,12$ pour S14 et $0,13$ pour S02, ce dernier maintient plus longtemps cette action que le sujet S14. L'extension du coude côté source génère le mouvement de 0 à 125% pour S02 mais y résiste dans la suite.

4.6.2.3 Comparaison des contributions du poignet droit

Les moments de flexion-extension sont moindres pour le sujet S02 que pour le sujet S14, un peu plus important pour les moments de rotation externe – $0,08$ contre $0,06$ – et beaucoup plus important pour les moments d'adduction – $0,20$ contre $0,08$ – voir figure 4.27. Alors que les puissances étaient moins marquées pour le sujet S14, celles du sujet S02 sont clairement absorbées et résistent au mouvement jusqu'au début du soulèvement puis sont générées et propulsives ensuite.

Le moment adducteur du poignet permet de contrôler la montée du tronc par son action résistante. Ensuite, quand son action devient propulsive, c'est la flexion du coude

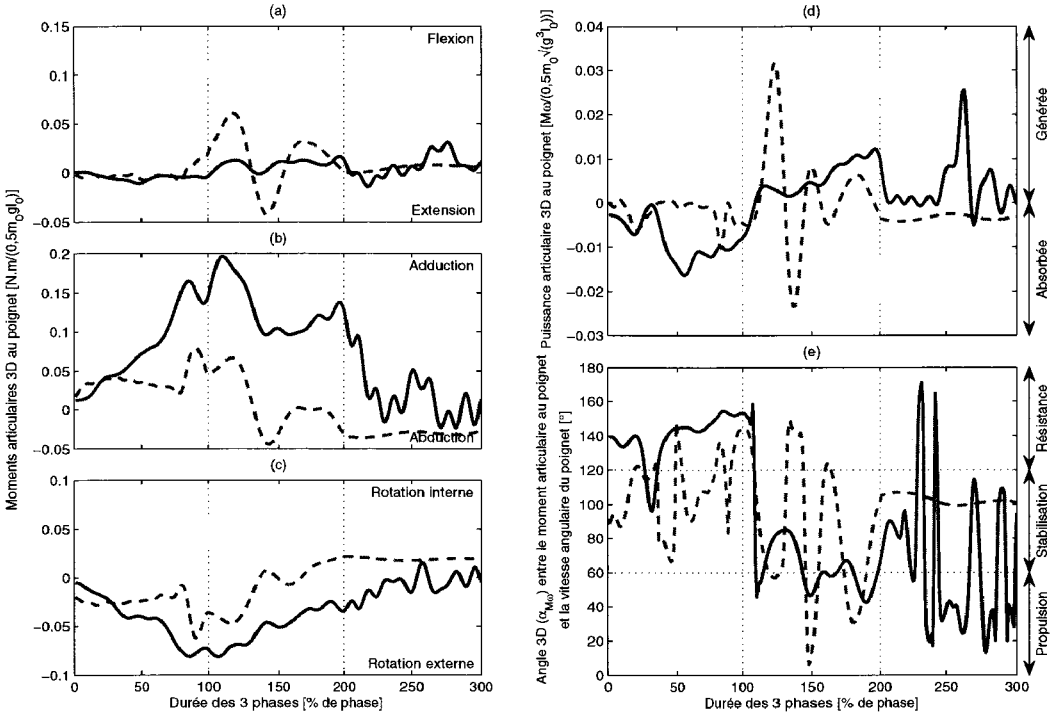


FIG. 4.27 – Moments articulaires en (a) flexion-extension, (b) adduction-abduction et (c) rotation interne-externe, (d) puissances articulaires 3D et (e) angles 3D entre le moments articulaires et les vitesses articulaires normalisés pour le **poignet droit** lors du premier transfert toilette vers FRM des sujets S02, en trait plein bleu, et S14, en trait pointillé vert, avec une barre de transfert à $10\,cm$.

décrite ci-avant qui perd le relais pour résister au mouvement et gérer la descente vers l'assise cible.

4.6.2.4 Comparaison des contributions de l'épaule gauche

Les profils des courbes de la dynamique de l'épaule côté cible sont similaires pour le sujet S02 et S14, voir figure 4.28.

La valeur des pics des moments est un peu plus importante pour le sujet S02 que pour le sujet S14 :

- Moment en flexion de $0,64$ pour S02 contre $0,47$ pour S14
- Moment en adduction de $0,43$ pour S02 contre $0,25$ pour S14
- Moment en rotation interne de $0,64$ pour S02 contre $0,50$ pour S14

Bien que les moments soient plus important pour S02, la puissance générée reste similaire – $0,13$ pour S02 contre $0,15$ pour S14 – car le sujet S02 est plus lent, cf. tableau 4.1.

En fin de soulèvement et au début du post-soulèvement, l'épaule du sujet S02 est plutôt

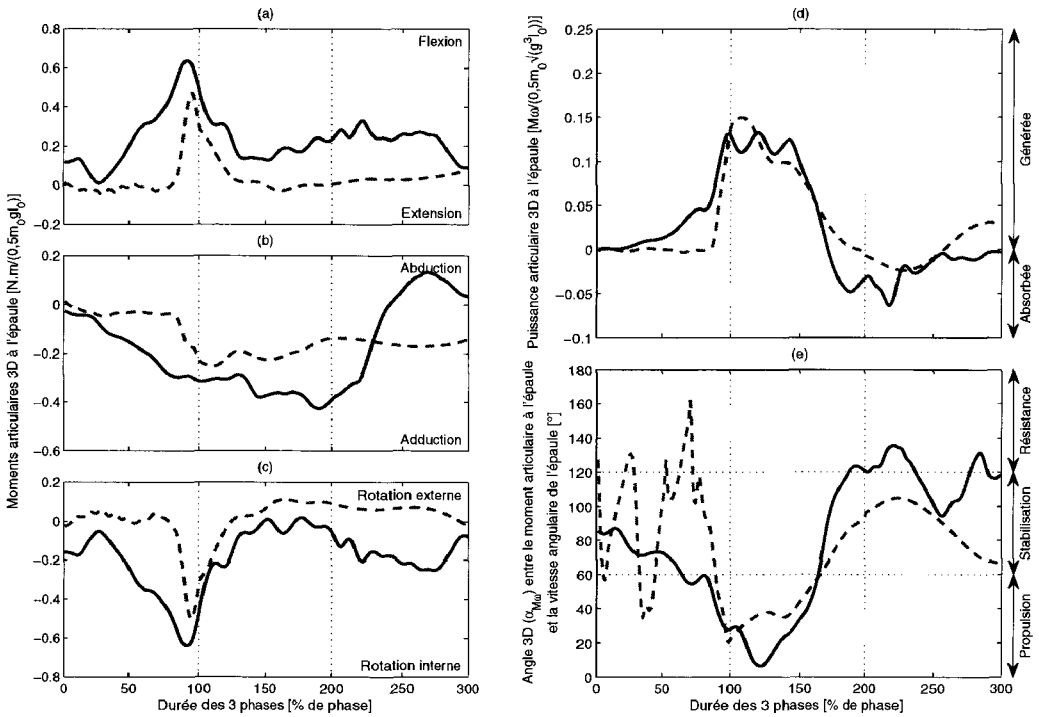


FIG. 4.28 – Moments articulaires en (a) flexion-extension, (b) adduction-abduction et (c) rotation interne-externe, (d) puissances articulaires 3D et (e) angles 3D entre le moments articulaires et les vitesses articulaires normalisés pour l'**épaule gauche** lors du premier transfert toilette vers FRM des sujets S02, en trait plein bleu, et S14, en trait pointillé vert, avec une barre de transfert à $10\,cm$.

résistive alors que celle du sujet S14 est plutôt stabilisatrice. Dans le cas du sujet S02, le manque de muscles dans le bas du tronc est compensé par une absorption de puissance dans l'épaule cible permettant un retour à la position d'équilibre assise.

4.6.2.5 Comparaison des contributions du coude gauche

La figure 4.29 présente les composantes dynamiques du coude côté cible pour les sujets S02 et S14. La principale différence entre les mouvements produits par ces deux sujets réside dans l'amplitude des puissances. Alors que le pic de puissance générée de $0,04$ est atteint à 117% pour le sujet S14, celui de S02 vaut $0,02$ et est atteint à 80%. La flexion du coude côté cible du sujet S02 au début du soulèvement permet d'entretenir le mouvement issu de l'impulsion donnée par le membre côté source en fin de pré-soulèvement.

Ensuite, alors que les moments de rotation externe et de flexion du coude du sujet S02 résistent au mouvement avec une puissance absorbée de $0,03$, le sujet S14 a besoin d'absorber une puissance beaucoup plus conséquente de $0,20$ pour freiner son mouvement.

Lors du post-soulèvement, le coude gauche de S02 part plus vers l'extérieur que celui

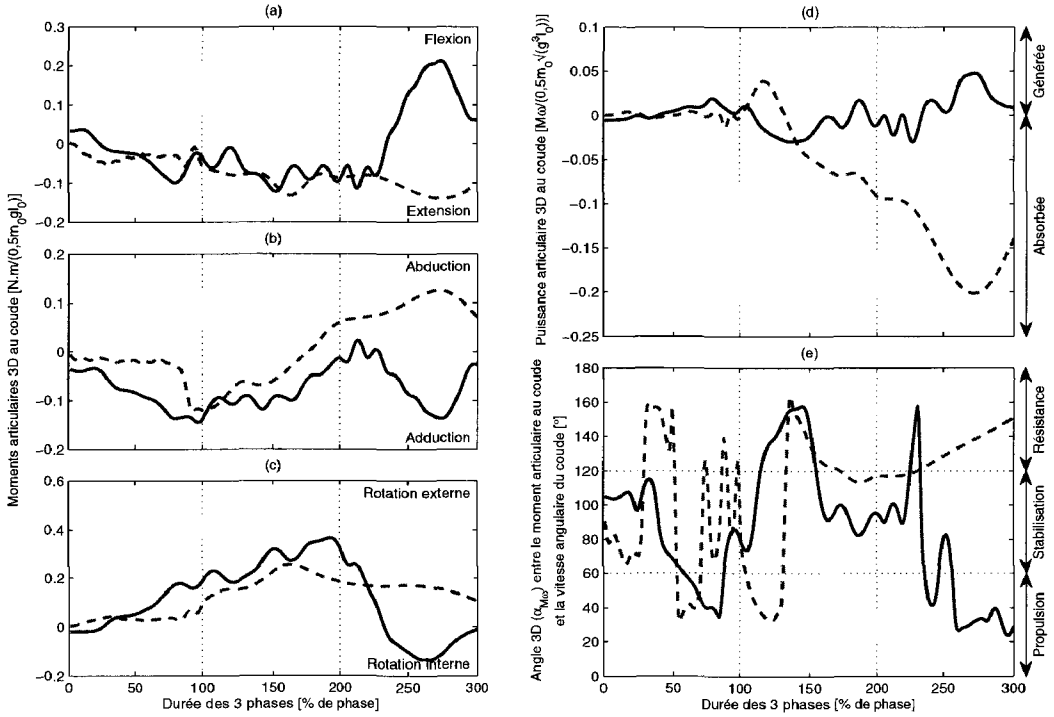


FIG. 4.29 – Moments articulaires en (a) flexion-extension, (b) adduction-abduction et (c) rotation interne-externe, (d) puissances articulaires 3D et (e) angles 3D entre le moments articulaires et les vitesses articulaires normalisés pour le **coude gauche** lors du premier transfert toilette vers FRM des sujets S02, en trait plein bleu, et S14, en trait pointillé vert, avec une barre de transfert à $10\,cm$.

du sujet S14. Ceci se traduit par un moment de rotation interne de $0,14$ pour le sujet S02 alors que le sujet S14 conserve un moment de rotation externe pendant cette phase. Ouvrir plus largement son coude vers l'extérieur permet au sujet S02 une plus grande amplitude de mouvement pour réguler sa posture d'équilibre assise.

4.6.2.6 Comparaison des contributions du poignet gauche

Pendant le pré-soulèvement, voir figure 4.30, les moments d'adduction et de rotation externe du sujet S02 absorbent de l'énergie à mesure que le sujet enserre la barre d'appui représentant l'accoudoir, alors que c'était le moment de flexion qui avait déclenché le pic de puissance absorbée en fin de pré-soulèvement chez le sujet S14.

Comme pour le sujet S14, l'angle 3D $\alpha_{M\omega}$ varie entre propulsion et résistance pour le sujet S02. Cependant, plus de puissance est générée par le sujet S02 que par le sujet S14 pendant le soulèvement : pic à $0,06$ pour S02 contre $0,02$ pour S14.

À la fin du soulèvement, le moment de flexion résiste au mouvement et ralentit la descente vers l'assise cible.

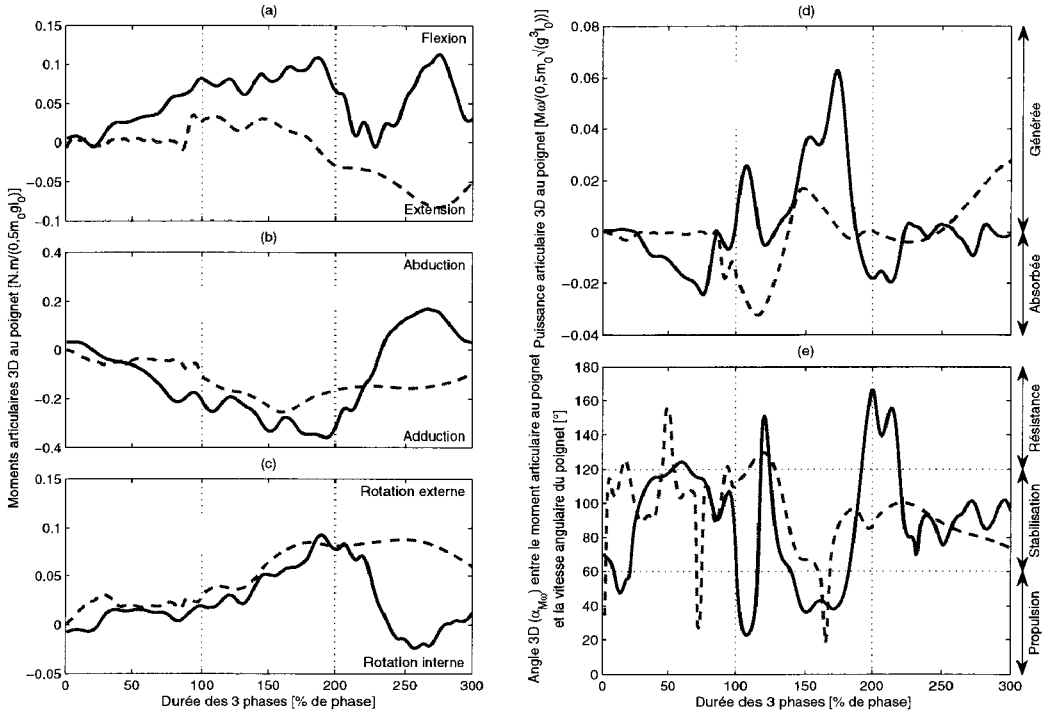


FIG. 4.30 – Moments articulaires en (a) flexion-extension, (b) adduction-abduction et (c) rotation interne-externe, (d) puissances articulaires 3D et (e) angles 3D entre le moments articulaires et les vitesses articulaires normalisés pour le **poignet gauche** lors du premier transfert toilette vers FRM des sujets S02, en trait plein bleu, et S14, en trait pointillé vert, avec une barre de transfert à $10\,cm$.

Pendant le post-soulèvement, l'articulation du poignet est marquée par le moment de rotation interne dû au décalage du coude vers l'extérieur. Comme décrit pour le coude gauche du sujet S02, cette latitude de mouvement permet une plus grande régulation des efforts pour un retour à la posture d'équilibre assis.

4.6.3 Influence de l'augmentation de la hauteur de la barre d'appui source

L'interprétation des données cinématiques et dynamiques permet d'analyser les contributions de chaque articulation des membres supérieurs dans le mouvement de transfert latéral. Ces données permettent aussi de discriminer des mouvements réalisés par différentes personnes. Les résultats de cette section présentent l'impact de la configuration matérielle sur le risque de TMS au niveau d'une articulation, l'épaule côté source. (Les courbes des autres articulations sont disponibles en annexe B.)

Le mouvement du sujet expert S02, présenté section 4.6.2, correspond au transfert du toilette vers le FRM pour une barre de transfert située à une hauteur de $10\,cm$ par rapport

au niveau de l'assise. Ce mouvement est ici comparé à ceux réalisés, par ce même sujet, pour une hauteur de barre de transfert à $20\,cm$ et à $30\,cm$. Dans la série de mesure, ce sont les premiers mouvements de chaque configuration qui ont été retenus.

Pour ces trois configurations matérielles, la position initiale de la main droite et donc du membre supérieur droit est affectée par la variation de la hauteur de la barre de transfert. Lorsque la barre de transfert est à $H_{bt} = 30\,cm$, la main du sujet est près de son corps, au niveau des côtes flottantes et le coude est dirigé vers l'extérieur.

La position initiale du membre supérieur droit à des conséquences sur les moments générés dans l'articulation de l'épaule, voir figure 4.31.

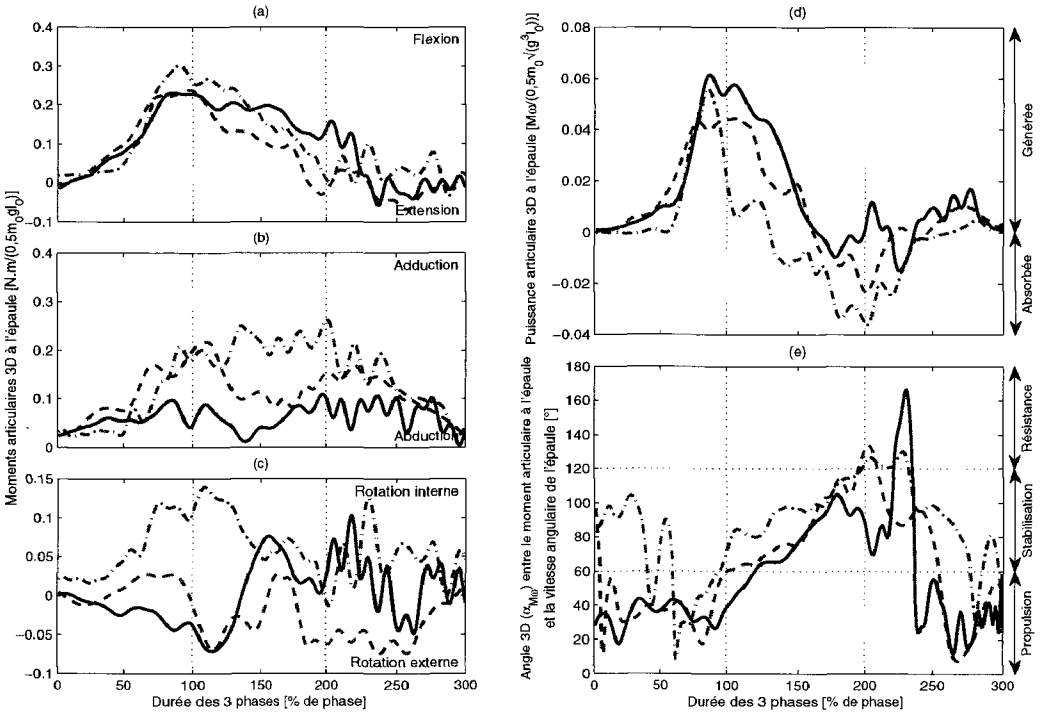


FIG. 4.31 – Moments articulaires en (a) flexion-extension, (b) adduction-abduction et (c) rotation interne-externe, (d) puissance articulaire 3D et (e) angle 3D entre les moments articulaires et les vitesses articulaires normalisés pour l'**épaule droite** lors des premiers transferts toilette vers FRM du sujet S02 avec une barre de transfert à $10\,cm$, en trait plein bleu, à $20\,cm$, en trait tiret violet, et à $30\,cm$, en trait mixte rouge.

Du fait d'un appui plus haut, le coude droit du sujet est relevé et dirigé vers l'extérieur au début du soulèvement. Cette position oblige le sujet à exercer des moments de rotation interne plus importants pendant le pré-soulèvement et le début du soulèvement. Aux environs de 110% du transfert, le moment de rotation interne-externe vaut $0,14$ pour $H_{bt} = 30\,cm$ contre $-0,07$ pour les deux autres configurations. Lors du pré-soulèvement, ce moment de rotation interne génère de la puissance puis en absorbe pendant tout le soulèvement. Cette posture implique aussi la tenue d'un moment d'adduction résistant

plus longtemps. Le moment d'adduction fait encore $0,26$ à la fin du soulèvement pour $H_{bt} = 30\,cm$ alors qu'il ne fait plus que $0,15$ pour $H_{bt} = 20\,cm$ et $0,11$ pour $H_{bt} = 10\,cm$.

Les moments résistants de rotation interne et d'adduction avec une configuration de coude vers le haut combinent plusieurs effets (posture et contraintes articulaires) qui peuvent être dommageables pour l'intégrité à long terme de l'épaule comme par exemple l'augmentation de la pression dans l'articulation glénohumérale (Bayley *et coll.*, 1987).

4.6.4 Conclusion

Nous avons présenté ici la comparaison de la dynamique du mouvement produit par un sujet paraplégique expert avec celle du mouvement produit par un sujet novice sans lésion médullaire mimant le transfert latéral en appui sur les mains. Des différences de stratégie cohérentes avec la lésion médullaire et l'absence de régulation par les muscles du bas du tronc ont été observées.

L'action de l'épaule côté source pendant des transferts latéraux du sujet expert a été comparée pour différentes hauteurs de la barre de transfert. Il apparait un risque accru de TMS pour cette articulation lorsque la barre de transfert est située à une hauteur de $30\,cm$ au-dessus du toilette comme recommandé par les normes AFNOR (2005). La comparaison de la dynamique des mouvements produits par un sujet paraplégique expert pour différentes configurations matérielles ouvre une voie à l'étude clinique de mouvements de transfert.

4.7 Conclusion de chapitre

À partir de la base de données constituée au chapitre 3, des résultats pour la reconstruction du mouvement et pour l'étude du mouvement latéral ont été présentés.

L'analyse des temps de transfert indique que le transfert latéral est plus long que le transfert oblique et que la durée de la phase de soulèvement est la même pour le transfert latéral que pour la configuration la plus contraignante de l'étude du transfert oblique de Gagnon *et coll.* (2008d, 2009c). Ces valeurs confirment le caractère difficile du mouvement de transfert latéral.

Une étude des forces aux contacts a révélé des pics de forces supérieurs à la moitié du poids du corps et une variabilité inter-individuelle. Ces données constituent des entrées pour l'étude d'améliorations du FRM par les fabricants.

La reconstruction des mouvements de transfert avec l'ensemble des marqueurs a été comparée avec la reconstruction faite avec une perte simulée de marqueurs et avec la mesure des marqueurs. Il en ressort des variabilités inférieures aux variabilités des lon-

gueurs segmentaires et des positions locales des marqueurs. L'intégralité des coordonnées articulaires des membres supérieurs peut être exploitée malgré la perte de marqueurs. Les efforts articulaires obtenus à partir de l'ensemble des marqueurs ou d'un nombre réduit de marqueurs sont exploitables.

L'exploitation des efforts articulaires, de la puissance 3D et de l'angle 3D entre le moment net et la vitesse articulaire a été présentée. Ces outils ont permis d'analyser la contribution de chaque articulation des membres supérieurs dans le mouvement de transfert latéral.

La démarche mise en place a permis de discriminer différents mouvement de transfert latéral. L'étude de deux sujets a mis en évidence des différences liées à la lésion médullaire et à l'expertise. L'analyse faite des moments articulaires de l'épaule côté source lors du mouvement de transfert latéral toilette vers FRM met en évidence des contraintes potentiellement traumatisantes pour cette articulation lorsque la hauteur de la barre de transfert du toilette est fixée à la borne supérieure des normes recommandées par l'AFNOR (2005).

BIBLIOTHÈQUE UNIVERSITAIRE VALENCIENNES

Chapitre 5

Perspectives de recherches

Ce chapitre présente les perspectives de recherches de ce mémoire. Dans une première partie, l'amélioration de la reconstruction du mouvement est abordée. Ensuite, dans une deuxième partie, l'exploitation de la base de données est évoquée vers la construction d'indices objectifs d'évaluation du mouvement. L'ouverture à d'autres configurations matérielles et à d'autres mouvements est présentée dans une troisième partie. Enfin, dans une quatrième partie, l'apport de la simulation de mouvements est évoqué.

5.1 Améliorer la reconstruction du mouvement

La reconstruction du mouvement est faite en deux étapes : le dimensionnement du mannequin et le suivi de trajectoires de marqueurs mesurées. Des voies d'amélioration sont possibles pour ces deux étapes.

Concernant le dimensionnement du mannequin, le choix de la posture de calibration pourrait être amélioré. En effet, prendre une posture de calibration plus proche du mouvement à reconstruire permet d'améliorer la distance entre les étiquettes du mannequin et la mesure (Debril *et coll.*, 2010). Le dimensionnement du mannequin peut être aussi amélioré en explorant d'autres possibilités de placement des marqueurs. Par exemple, la méthode CAST permettrait de résoudre le problème des épicondyles fémoraux internes qui se touchent pendant le transfert (Cappozzo *et coll.*, 1995).

Des améliorations pour le suivi de trajectoires peuvent être explorées. Certains marqueurs étant très mobiles dans leur repère segmentaire local, une pondération moindre de ceux-ci dans la fonction objectif permettrait de diminuer leur impact sur le placement du mannequin (Lu et O'Connor, 1999). La robustesse du suivi de trajectoires peut être testée en injectant du bruit dans la mesure des marqueurs (Chèze *et coll.*, 1995 ; Roux *et coll.*, 2002).

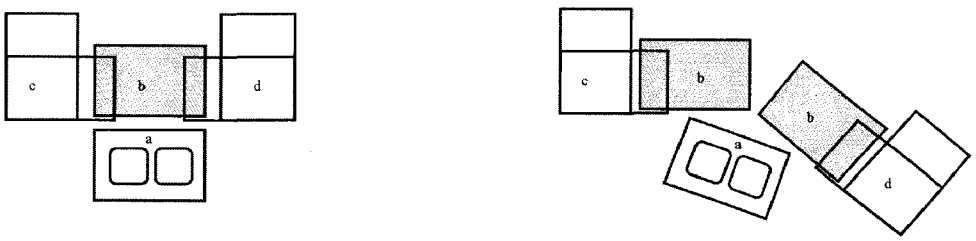
Dans la perspective de faciliter les mesures cinématiques d'autres mouvements, l'applicabilité de notre méthode à d'autres mouvements peut être testée comme pour le mouvement d'accessibilité au véhicule automobile par exemple (Debril *et coll.*, 2009b).

5.2 Poursuivre l'analyse de la base de données

Le chapitre 4 a montré la pertinence des paramètres biomécaniques choisis pour l'interprétation du mouvement de transfert latéral. Les différences intra- et inter-individuelles observées pour ces quelques exemples doivent être confirmées par une étude plus large de la base de données constituée au chapitre 3. Une étude statistique des paramètres biomécaniques observés en lien avec la configuration matérielle peut être envisagée. Ce lien entre une configuration matérielle et le risque de TMS constitue un indice objectif du risque pour les membres supérieurs dont l'apport améliorerait le choix et le réglage des FRM.

5.3 Agrandir la base de données

La plateforme et le protocole expérimentaux ainsi que les outils de reconstruction du mouvement et d'analyse de celui-ci étant établis, il est envisageable d'exploiter le potentiel de la maquette pour d'autres configurations matérielles telles que le transfert oblique, figure 5.1(b), ou le soulèvement, figure 5.1(a).



(a) Configuration "soulèvement" (b) Configuration "transfert oblique"

FIG. 5.1 – Modules de la maquette configurés pour le soulèvement, à gauche, et pour le transfert oblique, à droite. *a : Repose-pieds. b : Assise. c : Accoudoir droit. d : Accoudoir gauche.*

En utilisant une partie de la plateforme (un module assise, un module repose-pieds et un module accoudoir) plus l'une des voitures dénudées disponibles au LAMIH, voir

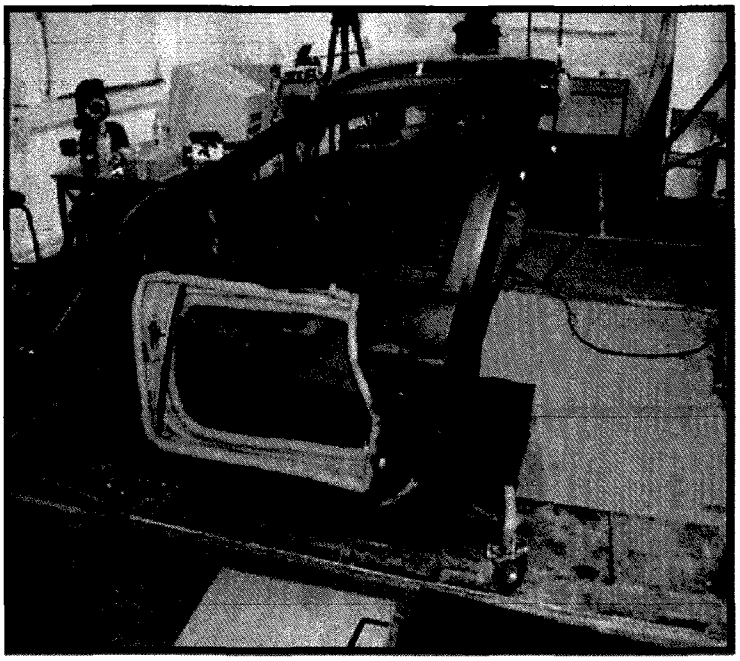


FIG. 5.2 – Voiture, issue du projet national HANDIMAN (RNTS 2004), dénudée pour faciliter la capture du mouvement.

figure 5.2, l'analyse et l'évaluation du mouvement d'accessibilité sont possibles.

Une base de données riche permet des études statistiques plus poussées des paramètres biomécaniques du mouvement de transfert pertinents pour la mise en place d'indices de l'inconfort ou du risque traumatique. Sur le modèle de Debril *et coll.* (2007), la création d'indices objectifs de l'inconfort liés à la configuration matérielle est envisageable.

Par ailleurs, notre démarche permet d'évaluer l'impact d'une aide au transfert, électrostimulation fonctionnelle par exemple (Agarwal *et coll.*, 2005), sur les paramètres biomécaniques du transfert.

5.4 Simulation du mouvement de transfert

En l'état actuel, évaluer une configuration matérielle nécessite de réaliser une campagne de mesure avec un nombre suffisant de sujets. Ces expérimentations représentent un investissement important en termes de coût et de temps. De plus, répéter les mesures de mouvements de transfert pourrait être traumatisant pour les sujets ce qui va à l'encontre du but premier recherché.

Pour diminuer le nombre d'expérimentations nécessaires, le développement d'un simulateur de mouvement est possible. Un simulateur de mouvement génère des mouvements proches de mouvements réels (Debril *et coll.*, 2008a). L'analyse des paramètres biomécaniques de ces mouvements synthétiques permet l'évaluation de ces mouvements sans avoir

eu à les mesurer.

La structure du mannequin utilisée dans ce mémoire, chaîne cinématique arborescente tridimensionnelle composée de segments rigides, est adaptée à la simulation du mouvement cinématique et dynamique du mouvement (Wieber *et coll.*, 2006). D'un point de vue robotique, le mannequin humanoïde réalisant un mouvement de transfert est assimilable à un robot à pattes dont les bouts des chaînes cinématiques redondantes sont sur des appuis non coplanaires. Le contrôle moteur d'une telle structure dont la partie haute (les membres supérieurs) est motrice alors que la partie basse (paralysée) est passive constitue une perspective de recherche fondamentale à plus long terme.

5.5 Conclusion

La première section de chapitre a proposé des possibilités d'amélioration de la reconstruction cinématique. La deuxième section a montré le potentiel de la base de données constituée. La troisième section a proposé de futures campagnes de mesures pour accroître la base de données et les connaissances des mouvements en appui sur les mains des personnes paraplégiques. La quatrième section a repoussé les bornes de la base de données en proposant de générer d'autres mouvements pour d'autres configurations en développant un simulateur de mouvement.

Conclusion générale

La recherche entreprise et présentée dans ce mémoire s'inscrit dans le cadre du projet SACR-FRM (TecSan 2006). Ce projet propose d'adapter la configuration matérielle à l'usage du FRM et à l'usager. Cette adaptation du matériel aux besoins de l'usager a pour objectif de réduire le risque de traumatisme et ainsi de conserver les fonctionnalités des membres supérieurs. Le préalable à cette adaptation est d'évaluer l'impact de la configuration matérielle sur le mouvement produit. Le travail présenté dans ce mémoire a montré que les paramètres biomécaniques choisis permettent l'évaluation du mouvement de transfert latéral en appui sur les mains de la personne paraplégique.

Deux principales contributions de ce travail peuvent être dégagées. D'une part, une plateforme expérimentale instrumentée et ajustable permettant la mesure des composantes cinématiques et dynamiques du mouvement de transfert a été conçue. D'autre part, les mesures cinématiques étant difficiles pour le mouvement de transfert de la personne paraplégique, en raison, entre autres, de la perte de marqueurs, une reconstruction du mouvement de transfert. Cette étape est réalisée au moyen d'un mannequin humanoïde et d'un suivi de trajectoires. Ces contributions donnent accès aux paramètres biomécaniques utiles à l'analyse et l'évaluation du mouvement.

Le chapitre 1 a présenté une revue de littérature quant aux connaissances sur la mesure et l'analyse des données biomécaniques relatives au mouvement de transfert de la personne paraplégique. La surutilisation des membres supérieurs par les personnes paraplégiques crée un risque de TMS. Un ensemble de paramètres biomécaniques sont réputés permettre d'évaluer ce risque. L'obtention de ces paramètres nécessite des mesures cinématiques et dynamiques. Pour pallier les difficultés à mesurer la cinématique du mouvement de transfert l'utilisation d'un mannequin humanoïde s'avère nécessaire.

Le chapitre 2 a présenté les différentes étapes de l'estimation de paramètres biomécaniques du mouvement du transfert latéral de la personne paraplégique. L'évaluation des trajectoires articulaires est faite à l'aide d'un mannequin humanoïde, dont les dimensions sont adaptées automatiquement à l'anthropométrie de la personne, et d'un processus de suivi, par le mannequin, des trajectoires cartésiennes des mires mesurées. Ce processus

repose sur une optimisation non-linéaire sous contraintes. La méthode de la dynamique inverse est alors utilisée pour estimer les efforts articulaires. La projection des moments articulaires sur les repères articulaires permet leur interprétation clinique. La contribution au mouvement des moments articulaires est évaluée grâce à la puissance articulaire et au caractère propulsif, stabilisateur ou résistant du moment articulaire net.

Le chapitre 3 a présenté les différentes étapes de la constitution de la base de mouvements de transfert. Une plateforme expérimentale ajustable et instrumentée a été conçue. Le protocole expérimental mis en place a permis la mesure des composantes cinématiques, mécaniques et dynamiques des mouvements de transfert latéral de personnes paraplégiques. De nombreuses difficultés ont été rencontrées lors de ces expériences avec notre population paraplégique et, en particulier, des pertes de marqueur. Pour compenser ces pertes de marqueur, une méthode d'estimation originale a été mise en œuvre et validée. Cette méthode consiste à construire un mouvement d'un mannequin humanoïde similaire au mouvement enregistré. Ce mouvement similaire est obtenu au moyen d'un algorithme d'optimisation non-linéaire sous contraintes.

Le chapitre 4 a présenté les résultats de notre étude du mouvement de transfert latéral de la personne paraplégique. Le découpage automatisé des mouvements permet de différencier les trois phases du transfert. Les efforts aux appuis des mains ont été caractérisés. Les résultats de la reconstruction du mouvement ont été évalués au niveau cinématique et au niveau dynamique. L'interprétation des paramètres biomécaniques des articulations des membres supérieurs permet l'expertise du mouvement de transfert. Des différences inter-individuelles entre un sujet novice et expert ont été caractérisées. La variation d'un paramètre géométrique de la plateforme expérimentale a des répercussions sur les paramètres biomécaniques du mouvement permettant d'invoquer un risque potentiel de TMS pour l'articulation de l'épaule du côté de la barre de transfert lorsque celle-ci est fixée à la borne supérieure des normes recommandées par l'AFNOR (2005).

Le chapitre 5 a présenté les améliorations possibles et les perspectives de ce travail. L'amélioration de la méthode de reconstruction du mouvement et son application à d'autres mouvements est possible. L'analyse de la totalité des mouvements de la base de données permettra d'avancer vers des recommandations ergonomiques et cliniques et vers la création d'indices objectifs d'évaluation du mouvement. L'exploitation de la plateforme expérimentale peut permettre d'élargir les connaissances sur les mouvements de soulèvement et de transfert et d'évaluer différentes configurations matérielles ou aides techniques. La combinaison d'indices objectifs d'évaluation du mouvement et de simulations de mouvement permettra de réduire la quantité d'expérimentations nécessaires et d'augmenter le potentiel de l'outil SACR-FRM.

Bibliographie

AFNOR (2005). Règles d'accessibilité pour les personnes handicapées. (Recueil 2005). ISBN 2-12-169621-0.

AGARWAL, S., TRIOLO, R. J., KOBETIC, R., MILLER, M., BIERI, C., KUKKE, S., ROHDE, L. et DAVIS, J. A. J. (2005). Long-term user perceptions of an implanted neuroprosthesis for exercise, standing, and transfers after spinal cord injury. *Journal of Rehabilitation Research & Development*, 42(2):241–252.

AIT EL MENCEUR, M. O. (2009). *Modélisation, Analyse et Simulation du Mouvement d'Entrée dans des Véhicules Automobiles à Géométrie Variable : Application au mouvement d'entrée des personnes âgées et/ou ayant des déficiences motrices.* Thèse de doctorat en automatique industrielle et humaine, Université de Valenciennes et du Hainaut-Cambrésis.

ALLARD, P., BLANCHI, J., GAUTIER, G. et AÏSSAOUI, R. (1990). Technique de lissage et de filtrage de données biomécaniques. *Science & Sports*, 5(1):27–38.

ALLARD, P. et BLANCHI, J.-P. (2000). *Analyse du mouvement humain par la biomécanique.* 2e édition.

ARABI, H., VANDEWALLE, H., KAPITANIAK, B. et MONOD, H. (1999). Evaluation of wheelchair users in the field and in laboratory : Feasibility of progressive tests and critical velocity tests. *International Journal of Industrial Ergonomics*, 24(5):483–491.

ARLT, F. et MARACH, A. (1998). Cad modelling of a human 3d child body. *International Journal of Industrial Ergonomics*, 22(4-5):333–341.

BARIN, K. (1989). Evaluation of a generalized model of human postural dynamics and control in the sagittal plane. *Biological Cybernetics*, 61:37–50. 10.1007/BF00204758.

BAYLEY, J., COCHRAN, T. et SLEDGE, C. (1987). The weight-bearing shoulder. the impingement syndrome in paraplegics. *Journal of Bone and Joint Surgery*, 69:676–678.

BEGON, M. (2006). *Analyse et simulation tridimensionnelle de mouvements cycliques sur un ergomètre spécifique au kayak.* Biomécanique et bio-ingénierie, Université de Poitiers.

BEGON, M., WIEBER, P.-B. et YEADON, M. R. (2008). Kinematics estimation of straddled movements on high bar from a limited number of skin markers using a chain model. *Journal of Biomechanics*, 41(3):581–586.

BELL, A. L., PEDERSEN, D. R. et BRAND, R. A. (1990). A comparison of the accuracy of several hip center location prediction methods. *Journal of Biomechanics*, 23(6):617–621.

BENDAHAN, P. (2006). *Analyse Biomécanique et simulation du mouvement de préhension en milieu encombré.* Biomécanique du mouvement, Université de Paris XI Orsay - Paris Sud.

BERNARD, B. P. (1997). *Musculoskeletal disorders and workplace factors : A Critical review of epidemiologic evidence for work-related musculoskel*, ntis édition. DHHS (NIOSH) Publication No. 97-141.

BRÁT, V., STEJSKAL, V. et OPICKA, F. (1979). The derivation of general kinematic equations of spatial constrained mechanical systems with the aid of a computer. *Mechanism and Machine Theory*, 14(5):341–347.

CALAIS-GERMAIN, B. (1984). *Anatomie pour le mouvement : introduction à l'analyse des techniques corporelles.*

CAMOMILLA, V., CEREATTI, A., VANNOZZI, G. et CAPPOZZO, A. (2006). An optimized protocol for hip joint centre determination using the functional method. *Journal of Biomechanics*, 39(6):1096–1106.

CAPPOZZO, A., CATANI, F., DELLA CROCE, U. et LEARDINI, A. (1995). Position and orientation in space of bones during movement : anatomical frame definition and determination. *Clinical Biomechanics*, 10(4):171–178.

CAPPOZZO, A., CATANI, F., LEARDINI, A., BENEDETTI, M. et DELLA CROCE, U. (1996). Position and orientation in space of bones during movement : experimental artefacts. *Clinical Biomechanics*, 11(2):90–100.

CHATEAUROUX, E. (2009). *Analyse du mouvement d'accessibilité au poste de conduite d'une automobile en vue de la simulation - Cas particulier des personnes âgées.* Thèse de doctorat en génie mécanique - option biomécanique, Institut National des Sciences Appliquées de Lyon.

CHÈZE, L. (2000). Comparison of different calculations of three-dimensional joint kinematics from video-based system data. *Journal of Biomechanics*, 33(12):1695–1699.

CHÈZE, L., FREGLY, B. J. et DIMNET, J. (1995). A solidification procedure to facilitate kinematic analyses based on video system data. *Journal of Biomechanics*, 28(7):879–884.

Consortium for SPINAL CORD MEDICINE CLINICAL PRACTICE GUIDELINES, . (2005). Preservation of upper limb function following spinal cord injury : A clinical practice guideline for health-care professionals, 1e ed. Paralyzed Veteran of America, Washington, DC. ISBN : 0-929819-17-9.

Consortium for SPINAL CORD MEDICINE CLINICAL PRACTICE GUIDELINES, . (2008). Preservation of upper limb function : What you should know a guide for people with spinal cord injury. Paralyzed Veteran of America, Washington, DC. ISBN 0-929819-21-7.

DÉCOUFOUR, N. (2010). *Adaptations du geste du rameur expert à l'augmentation de la cadence sur ergomètre.* Thèse de doctorat en sciences et techniques des activités physiques et sportives, Université de Valenciennes et du Hainaut-Cambrésis.

de LEVA, P. (1996). Adjustments to zatsiorsky-seluyanov's segment inertia parameters. *Journal of Biomechanics*, 29(9):1223–1230.

DEBRIL, J.-F., AIT EL MENCEUR, M. O., PUDLO, P., GORCE, P. et LEPOUTRE, F. X. (2007). Articular efforts developed by a disabled subject during the automobile vehicle accessibility movement – a discomfort index? *Digital Human Modeling for Design and Engineering Conference*, (2007-01-2462).

DEBRIL, J.-F., PUDLO, P., GORCE, P. et LEPOUTRE, F. X. (2008a). Joint moment determination for ergonomic simulation of reaching movement : Pid controllers contribution. *Computer Methods in Biomechanics and Biomechanical Engineering*. XXXIIIe Congrès de la Société de Biomécanique.

DEBRIL, J.-F., PUDLO, P., GORCE, P. et LEPOUTRE, F. X. (2008b). Plate-forme expérimentale pour analyser les mouvements de soulever en appui sur les mains. *XXI Entretiens Annuels de la Fondation Garches.*

DEBRIL, J.-F., PUDLO, P., GORCE, P. et LEPOUTRE, F. X. (2009a). Experimental platform to assess the sitting pivot transfer movements. *Computer Methods in Biomechanics and Biomechanical Engineering*, 12(1 supp 1):93–94. XXXIVe Congrès de la Société de Biomécanique.

DEBRIL, J.-F., PUDLO, P., GORCE, P. et LEPOUTRE, F. X. (2009b). Experimental platform to assess the weight relief lifting and sitting pivot transfer movements. *Dans 7th IFAC Symposium on Modelling and Control in Biomedical Systems*, pages 431–436, Aalborg, Denmark.

DEBRIL, J.-F., PUDLO, P., SIMONEAU, E., GORCE, P. et LEPOUTRE, F. X. (Acceptée le 15 décembre 2010). A method for calculating the joint coordinates of paraplegic subjects during the transfer movement despite the loss of reflective markers. *International Journal of Industrial Ergonomics.*

DELCEY, M. (2002). *Déficiences motrices et situations de handicaps : Aspects sociaux, psychologiques, médicaux, techniques et législatifs, troubles associés*, chapitre Physiopathologie des déficiences motrices, pages 113–130. Association des Paralisés de France, 2e édition.

DESROCHES, G., DUMAS, R., PRADON, D., VASLIN, P., LEPOUTRE, F.-X. et CHÈZE, L. (2010). Upper limb joint dynamics during manual wheelchair propulsion. *Clinical Biomechanics*, 25(4):299–306.

DIONYSSIOTIS, Y., PETROPOULOU, K., RAPIDI, C.-A., PAPAGELOPOULOS, P., PAPAIOANNOU, N., GALANOS, A., PAPADAKI, P. et P. LYRITIS, G. (2008). Body composition in paraplegic men. *Journal of Clinical Densitometry*, 11(3):437–443.

DORIOT, N. (2001). *Modélisation du membre inférieur pour l'estimation des forces articulaires et musculaires mises en jeu pendant le phase d'appui de la marche.* Thèse de doctorat en mécanique, Université Claude Bernard Lyon 1.

DÉSERT, J.-F. (2002). *Déficiences motrices et situations de handicaps : Aspects sociaux, psychologiques, médicaux, techniques et législatifs, troubles associés*, chapitre Les lésions médullaires traumatiques et médicales (paraplégies et tétraplégies, pages 235–245. Association des Paralisés de France, 2e édition.

DUMAS, R. et CHEZE, L. (2008). Hip and knee joints are more stabilized than driven during the stance phase of gait : An analysis of the 3d angle between joint moment and joint angular velocity. *Gait & Posture*, 28(2):243–250.

DUMAS, R., NICOL, E. et CHEZE, L. (2007). Influence of the 3d inverse dynamic method on the joint forces and moments during gait. *Journal of Biomechanical Engineering*, 129(5):786–790.

ECKRICH, K. M. et PATTERSON, P. E. (1991). Dynamic interface pressure between seated users and their wheelchairs. *International Journal of Industrial Ergonomics*, 8(1):115–123.

EL MAKSSOUD, H. (2005). *Modélisation et identification des muscles squelettiques sous Stimulation Electrique Fonctionnelle.* Thèse en systèmes automatiques et microélectroniques, Université Montpelier II.

FAUPIN, A. (2005). *Analyse biomécanique de la propulsion en fauteuil roulant à manivelles.* Thèse de doctorat en sciences et techniques des activités physiques et sportives, Université du droit et de la santé de Lille 2.

FAUPIN, A., GORCE, P. et THEVENON, A. (2008). A wheelchair ergometer adaptable to the rear-wheel camber. *International Journal of Industrial Ergonomics*, 38(7-8):601–607.

FINLEY, M. A., MCQUADE, K. J. et RODGERS, M. M. (2005). Scapular kinematics during transfers in manual wheelchair users with and without shoulder impingement. *Clinical Biomechanics*, 20(1):32–40.

FORSLUND, E. B., GRANSTROM, A., LEVI, R., WESTGREN, N. et HIRSCHFELD, H. (2007). Transfer from table to wheelchair in men and women with spinal cord injury : coordination of body movement and arm forces. *Spinal Cord*, 45:41–48.

GAGNON, D., KOONTZ, A. M., BRINDLE, E., BONINGER, M. L. et COOPER, R. A. (2009a). Does upper-limb muscular demand differ between preferred and nonpreferred sitting pivot transfer directions in individuals with a spinal cord injury ? *Journal of Rehabilitation Research and Development*, 46(9):1099–1108.

GAGNON, D., KOONTZ, A. M., MUIROY, S. J., NAWOCZENSKI, D. A., BUTIER-FORSIUND, E., GRANSTROM, A., NADEAU, S. et L., B. M. (2009b). Biomechanics of sitting pivot transfers among individuals with a spinal cord lnjury : A review of the current knowledge. *Spinal Cord lnj Rehabil*, 15(2):33–58.

GAGNON, D., NADEAU, S., DESJARDINS, P. et NOREAU, L. (2008a). Biomechanical assessment of sitting pivot transfer tasks using a newly developed instrumented transfer system among long-term wheelchair users. *Journal of Biomechanics*, 41(5):1104–1110.

GAGNON, D., NADEAU, S., GRAVEL, D., NOREAU, L., LARIVIERE, C. et MCFADYEN, B. (2004). Movement patterns and muscular demands during posterior transfers toward an elevated surface in individuals with spinal cord injury. *Spinal Cord*, 43(2):74–84.

GAGNON, D., NADEAU, S., GRAVEL, D., NOREAU, L., LARIVIÈRE, C. et GAGNON, D. (2003). Biomechanical analysis of a posterior transfer maneuver on a level surface in individuals with high and low-level spinal cord injuries. *Clinical Biomechanics*, 18(4): 319–331.

GAGNON, D., NADEAU, S., NOREAU, L., DEHAIL, P. et GRAVEL, D. (2008b). Quantification of reaction forces during sitting pivot transfers performed by individuals with spinal cord injury. *Journal of Rehabilitation Medicine*, (40)(6):468–476.

GAGNON, D., NADEAU, S., NOREAU, L., DEHAIL, P. et PIOTTE, F. (2008c). Comparison of peak shoulder and elbow mechanical loads during weight-relief lifts and sitting pivot transfers among manual wheelchair users with spinal cord injury. *Journal of Rehabilitation Research & Development*, 45(6):863–874.

GAGNON, D., NADEAU, S., NOREAU, L., ENG, J. J. et GRAVEL, D. (2008d). Trunk and upper extremity kinematics during sitting pivot transfers performed by individuals with spinal cord injury. *Clinical Biomechanics*, 23(3):279–290.

GAGNON, D., NADEAU, S., NOREAU, L., ENG, J. J. et GRAVEL, D. (2009c). Electromyographic patterns of upper extremity muscles during sitting pivot transfers performed by individuals with spinal cord injury. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, 19(3):509–520.

GAMAGE, S. S. H. U. et LASENBY, J. (2002). New least squares solutions for estimating the average centre of rotation and the axis of rotation. *Journal of Biomechanics*, 35(1): 87–93.

GARG, A. et OWEN, B. (1994). Prevention of back injuries in healthcare workers. *International Journal of Industrial Ergonomics*, 14(4):315–331.

GILLET, C. (2004). *Analyse biomécanique de la marche et proposition de classes de marcheurs - application au portage de sacs à dos.* Thèse de doctorat en sciences et techniques des activités physiques et sportives, Université de Valenciennes et du Hainaut-Cambrésis.

GROOD, E. S. et SUNTAY, W. J. (1983). A joint coordinate system for the clinical description of three-dimensional motions : Application to the knee. *J. Biomech. Eng.*, 105(2):136–144.

GUELTON, K. (2003). *Estimation des caractéristiques du mouvement humain en station debout. Mise en oeuvre d'observateurs flous sous forme descripteur.* Thèse de doctorat en automatique et informatique des systèmes industriels et humains, Université de Valenciennes et du Hainaut-Cambrésis.

HAMILTON, W. R. (1848). Researches respecting quaternions : First series. *Transactions of the Royal Irish Academy*, 21:199–296.

HARS, M. (2007). *Contribution à l'étude du contrôle de l'équilibre à la poutre lors de la réalisation de mouvements acrobatiques de renversement par des gymnastes expertes.* Thèse de doctorat en sciences et techniques des activités physiques et sportives, Université de Valenciennes et du Hainaut-Cambrésis.

HARVEY, L. A. et CROSBIE, J. (2000). Biomechanical analysis of a weight-relief maneuver in c5 and c6 quadriplegia. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, 81(4):500–505.

HATZE, H. (1980). A mathematical model for the computational determination of parameter values of anthropomorphic segments. *Journal of Biomechanics*, 13(10):833–843.

HOF, A. L. (1996). Scaling gait data to body size. *Gait & Posture*, 4(3):222–223.

JAROSZ, E. (1996). Determination of the workspace of wheelchair users. *International Journal of Industrial Ergonomics*, 17(2):123–133.

KAPANDJI, A. I. (2005). *Anatomie fonctionnelle - Membre supérieur*, volume I. 6e édition.

KAPANDJI, A. I. (2007). *Physiologie articulaire*, volume III. 6e édition.

KAPANDJI, A. I. (2009). *Anatomie fonctionnelle - Membre inférieur*, volume II. 6e édition.

KOONTZ, A. et DRUIN, E. (2009). Transfer techniques. *Dans* SISTO, S. A., PT, MA, PHD, DRUIN, E., MPT, SLIWINSKI, M. M., PT, MA et PHD, éditeurs : *Spinal Cord Injuries*, chapitre 8, pages 185–209. Mosby, Saint Louis, 1e édition.

KOONTZ, A. M., COOPER, R. A., BONINGER, M. L., SOUZA, A. L. et FAY, B. T. (2004). Scapular range of motion in a quasi-wheelchair push. *International Journal of Industrial Ergonomics*, 33(3):237–248.

KOZEY, J. W. et DAS, B. (2004). Determination of the normal and maximum reach measures of adult wheelchair users. *International Journal of Industrial Ergonomics*, 33(3):205–213.

LEARDINI, A., CAPPOZZO, A., CATANI, F., TOKSVIG-LARSEN, S., PETITTO, A., SFORZA, V., CASSANELLI, G. et GIANNINI, S. (1999). Validation of a functional method for the estimation of hip joint centre location. *Journal of Biomechanics*, 32(1):99–103.

LEGNANI, G., CASALO, F., RIGHETTINI, P. et ZAPPA, B. (1996a). A homogeneous matrix approach to 3d kinematics and dynamics–ii. applications to chains of rigid bodies and serial manipulators. *Mechanism and Machine Theory*, 31(5):589–605.

LEGNANI, G., CASOLO, F., RIGHETTINI, P. et ZAPPA, B. (1996b). A homogeneous matrix approach to 3d kinematics and dynamics – i. theory. *Mechanism and Machine Theory*, 31(5):573–587.

LEMPEREUR, M. (2006). *Simulation du mouvement d'entrée dans un véhicule automobile*. Thèse de doctorat en automatique et informatique des systèmes industriels et humains, Université de Valenciennes et du Hainaut-Cambrésis.

LU, T. W. et O'CONNOR, J. J. (1999). Bone position estimation from skin marker coordinates using global optimisation with joint constraints. *Journal of Biomechanics*, 32(2):129–134.

MAREY (1998). Pli cacheté no 3914 (2 février 1885) par e.-j. marey. *Comptes Rendus de l'Académie des Sciences - Series III - Sciences de la Vie*, 321(5):349–350.

MAVRIKIOS, D., KARABATSOU, V., ALEXOPOULOS, K., PAPPAS, M., GOGOS, P. et CHRYSSOLOURIS, G. (2006). An approach to human motion analysis and modelling. *International Journal of Industrial Ergonomics*, 36(11):979–989.

MAVRIKIOS, D., KARABATSOU, V., PAPPAS, M. et CHRYSSOLOURIS, G. (2007). An efficient approach to human motion modeling for the verification of human-centric product design and manufacturing in virtual environments. *Robotics and Computer-Integrated Manufacturing*, 23(5):533–543.

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.

MILLER, J. J. et JENKINS, G. (2002). The development of a functional visualization system for the creation of digital human models. *Dans ACM SIGGRAPH 2002 conference abstracts and applications*, pages 197–201, San Antonio, Texas. ACM.

MONNIER, G., RENARD, F., CHAMEROY, A., WANG, X. et TRASBOT, J. (2006). A motion simulation approach integrated into a design engineering process. *SAE International conference and exposition of Digital Human Modeling for Design and Engineering*, (SAE Paper 2006-01-2359):2006–01–2359.

MORROW, M. M., HURD, W. J., KAUFMAN, K. R. et AN, K.-N. (2010a). Shoulder demands in manual wheelchair users across a spectrum of activities. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, 20(1):61–67.

MORROW, M. M., KAUFMAN, K. R. et AN, K.-N. (2010b). Shoulder model validation and joint contact forces during wheelchair activities. *Journal of Biomechanics*, 43(13):2487–2492.

MUYBRIDGE, E. (1887). Animals in motion. 8.

NADEAU, S., DESJARDINS, P., BRIERE, A., ROY, G. et GRAVEL, D. (2008). A chair with a platform setup to measure the forces under each thigh when sitting, rising from a chair and sitting down. *Medical and Biological Engineering and Computing*, 46(3):299–306.

NAWOCZENSKI, D. A., CLOBES, S. M., GORE, S. L., NEU, J. L., OLSEN, J. E., BORSTAD, J. D. et LUDEWIG, P. M. (2003). Three-dimensional shoulder kinematics during a pressure relief technique and wheelchair transfer. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, 84(9):1293–1300.

NGUYEN, S. H., BOUROUINA, R. et ALLIN-PFISTER, A.-C. (2010). *Manuel d'anatomie et de physiologie (5 Éd.)*. ISBN 978-2-7573-0180-7.

PASCHOARELLI, L. C., de OLIVEIRA, A. B. et GIL COURY, H. J. C. (2008). Assessment of the ergonomic design of diagnostic ultrasound transducers through wrist movements and subjective evaluation. *International Journal of Industrial Ergonomics*, 38(11-12):999–1006.

PERRY, J., GRONLEY, J. K., NEWSAM, C. J., REYES, M. L. et MULROY, S. J. (1996). Electromyographic analysis of the shoulder muscles during depression transfers in subjects with low-level paraplegia. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, 77(4):350–355.

PRADON, D. (2004). *Modélisation cinématique 3D du membre supérieur et du rachis : Etude de l'influence du réglage de l'assise sur la propulsion du fauteuil roulant manuel.* Thèse de doctorat en mécanique, Université Claude Bernard - Lyon 1.

PUDLO, P. (1999). *Contribution à l'analyse et à l'optimisation du geste du rameur en aviron.* Thèse de doctorat en automatique et informatique des systèmes industriels et humains, Université de Valenciennes et du Hainaut-Cambrésis.

RAHMATALLA, S., XIA, T., CONTRATTO, M., KOPP, G., WILDER, D., FREY LAW, L. et ANKRUM, J. (2008). Three-dimensional motion capture protocol for seated operator in whole body vibration. *International Journal of Industrial Ergonomics*, 38(5-6):425–433.

REINBOLT, J. A., SCHUTTE, J. F., FREGLY, B. J., KOH, B. I., HAFTKA, R. T., GEORGE, A. D. et MITCHELL, K. H. (2005). Determination of patient-specific multi-joint kinematic models through two-level optimization. *Journal of Biomechanics*, 38(3):621–626.

REYES, M. L., GRONLEY, J. K., NEWSAM, C. J., MULROY, S. J. et PERRY, J. (1995). Electromyographic analysis of shoulder muscles of men with low-level paraplegia during a weight relief raise. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, 76(5):433–439.

ROBERT, T. (2006). *Analyse biomécanique du maintien de l'équilibre debout suite à une accélération transitoire de la surface d'appui - Application à l'amélioration de la protection des passagers de transports en commun.* Thèse de doctorat en mécanique - option biomécanique, Institut National des Sciences Appliquées de Lyon.

ROUX, E., BOUILLAND, S., GODILLON-MAQUINGHEN, A. P. et BOUTTENS, D. (2002). Evaluation of the global optimisation method within the upper limb kinematics analysis. *Journal of Biomechanics*, 35(9):1279–1283.

ROY, G., NADEAU, S., GRAVEL, D., MALOUIN, F., MCFADYEN, B. J. et PIOTTE, F. (2006). The effect of foot position and chair height on the asymmetry of vertical forces during sit-to-stand and stand-to-sit tasks in individuals with hemiparesis. *Clinical Biomechanics*, 21(6):585–593.

SAMSON, W., DESROCHES, G., CHEZE, L. et DUMAS, R. (2009). 3d joint dynamics analysis of healthy children's gait. *Journal of Biomechanics*, 42(15):2447–2453.

SCHMIDT, R., DISSELHORST-KLUG, C., SILNY, J. et RAU, G. (1999). A marker-based measurement procedure for unconstrained wrist and elbow motions. *Journal of Biomechanics*, 32(6):615–621.

SEITZ, T., BALZULAT, J. et BUBB, H. (2000). Anthropometry and measurement of posture and motion. *International Journal of Industrial Ergonomics*, 25(4):447–453.

SPAEPEN, A. J., VANLANDEWIJCK, Y. C. et LYSENS, R. J. (1996). Relationship between energy expenditure and muscular activity patterns in handrim wheelchair propulsion. *International Journal of Industrial Ergonomics*, 17(2):163–173.

STOKDIJK, M., NAGELS, J. et ROZING, P. M. (2000). The glenohumeral joint rotation centre in vivo. *Journal of Biomechanics*, 33(12):1629–1636.

TANIMOTO, Y., NANBA, K., TOKUHIRO, A., UKIDA, H. et YAMAMOTO, H. (2008). Measurement system of transfer motion for patients with spinal cord injuries. *IEEE Transactions on Instrumentation and Measurement*, 57(1):213–219.

TOSHIHARU, M. (2010). New robot to reduce burden on care facilities. *Industrial Robot : An International Journal*, 37(1).

van der BEEK, A. J., HOOZEMANS, M. J. M., FRINGS-DRESEN, M. H. W. et BURDORF, A. (1999). Assessment of exposure to pushing and pulling in epidemiological field studies : an overview of methods, exposure measures, and measurement strategies. *International Journal of Industrial Ergonomics*, 24(4):417–429.

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.

van der WOUDE, L. H., de GROOT, S. et JANSSEN, T. W. (2006). Manual wheelchairs : Research and innovation in rehabilitation, sports, daily life and health. *Medical Engineering & Physics*, 28(9):905–915.

van der WOUDE, L. H. V., VEEGER, H. E. J., DALLMEIJER, A. J., JANSSEN, T. W. J. et ROZENDAAL, L. A. (2001). Biomechanics and physiology in active manual wheelchair propulsion. *Medical Engineering & Physics*, 23(10):713–733.

van DRONGELEN, S., van der WOUDE, L., JANSSEN, T., ANGENOT, E., CHADWICK, E. et VEEGER, H. (2006). Glenohumeral joint loading in tetraplegia during weight relief lifting : A simulation study. *Clinical Biomechanics*, 21(2):128–137.

van DRONGELEN, S., van der WOUDE, L. H., JANSSEN, T. W., ANGENOT, E. L., CHADWICK, E. K. et VEEGER, D. H. (2005a). Glenohumeral contact forces and muscle forces evaluated in wheelchair-related activities of daily living in able-bodied subjects versus subjects with paraplegia and tetraplegia. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, 86(7):1434–1440.

van DRONGELEN, S., van der WOUDE, L. H., JANSSEN, T. W., ANGENOT, E. L., CHADWICK, E. K. et VEEGER, D. H. (2005b). Mechanical load on the upper extremity during wheelchair activities. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, 86(6):1214–1220.

VAN GEFFEN, P., REENALDA, J., VELTINK, P, H. et KOOPMAN, B, F. J. M. (2010). Decoupled pelvis adjustment to induce lumbar motion : A technique that controls low back load in sitting. *International Journal of Industrial Ergonomics*, 40(11-12):1062–1066.

van SICKLE, D. P., COOPER, R. A., BONINGER, M., ROBERTSON, R. N. et SHIMADA, S. D. (1998). A unified method for calculating the center of pressure during wheelchair propulsion. *Annals of Biomedical Engineering*, 26:328–336.

VEEGER, H. (2000). The position of the rotation center of the glenohumeral joint. *Journal of Biomechanics*, 33(12):1711–1715.

VERRIEST, J.-P., TRASBOT, J. et REBIFFÉ, R. (1991). a functional and geometric model of the human operator for computer aided ergonomic design. *Advances in Industrial Ergonomics and Safety*, pages 901–908.

WANG, Y, T., KIM, Chang, K., FORD, H, T. r. et FORD, H, T. J. (1994). Reaction forces and emg analyses of wheelchair transfers. *Perceptual and Motor Skills*, 79:763–766.

WIEBER, P.-B., BILLET, F., BOISSIEUX, L. et PISSARD-GIBOLLET, R. (2006). The humans toolbox, a homogenous framework for motion capture, analysis and simulation. *Ninth ISB Symposium on 3D analysis of human movement*. Valenciennes, France.

WILLIAMS, M., LISSNER, H. et LE VEAU, Barney, F. (1992). *Biomechanics of human motion*. 3e édition.

WINTER, D. A. (2005). *Biomechanics and motor control of human movement*. ISBN 0-471-44989-X, 3e édition. L'ouvrage a été publié pour la première fois, en 1979, sous le titre : "Biomechanics of human movement".

WU, G. et CAVANAGH, P. R. (1995). Isb recommendations for standardization in the reporting of kinematic data. *Journal of Biomechanics*, 28(10):1257–1261.

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.

WU, G., van der HELM, F. C., (DIRKJAN) VEEGER, H., 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.

ZATSIORSKY, V. M. et SELUYANOV, V. (1983). Estimation of the mass and inertia characteristics of the human body by means of the best predictive regression equations. *Biomechanics IX-B*, pages 233–239.

Annexe A

Cahier des charges SACR-FRM

La plateforme expérimentale doit permettre l'étude du mouvement de transfert latéral de la personne paraplégique entre un FRM et un siège de toilettes pour différentes hauteurs de la barre de transfert.

La plateforme expérimentale sera composée d'une partie mesure, appelée système de capture, et d'une partie simulant la configuration matérielle, appelée maquette.

- La plateforme expérimentale doit être entièrement transportable dans les centres de rééducation (notamment celui de Garches).
- Le système de capture doit permettre la mesure des actions mécaniques exercées par le sujet aux différents points de contact entre le sujet et la plateforme : les mains, les fesses et les pieds.
- Le système de capture doit permettre la mesure des données cinématiques.
- La maquette doit pouvoir s'adapter aux différentes morphologies des sujets tout en garantissant leur sécurité.
- La maquette doit permettre l'étude de différents réglages de FRM.
- La maquette doit permettre l'étude de la configuration matérielle telle que décrite dans les normes en vigueur.

Annexe B

Courbes dynamiques obtenues pour des transferts toilette vers FRM du sujet S02 pour plusieurs hauteurs de barre de transfert

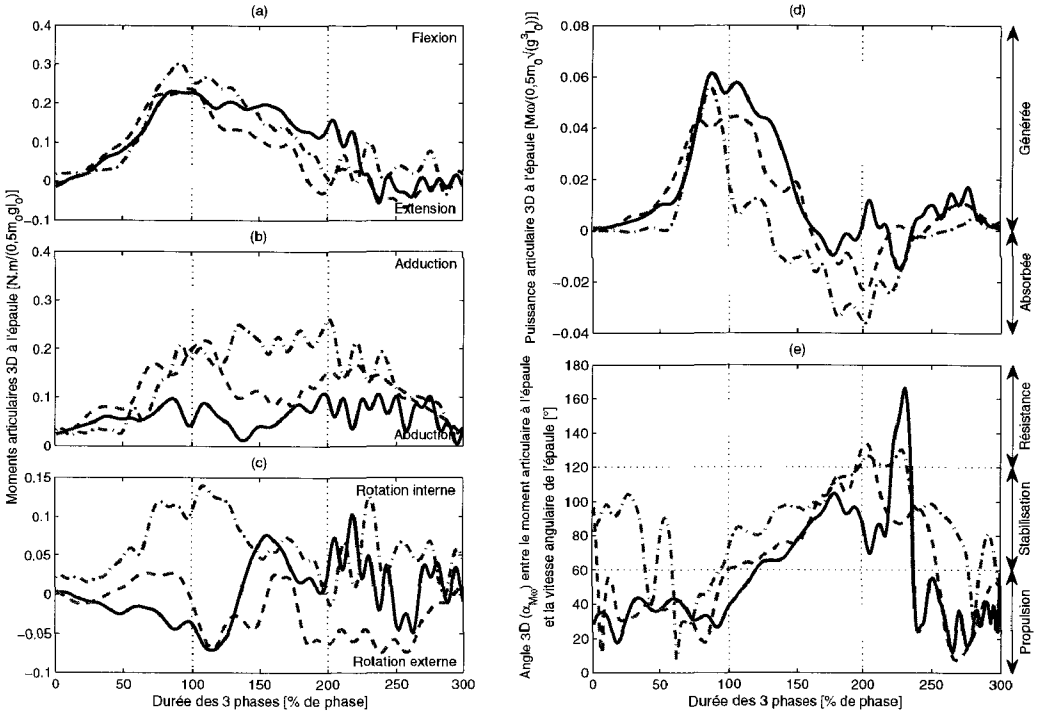


FIG. B.1 – Moments articulaires en (a) flexion-extension, (b) adduction-abduction et (c) rotation interne-externe, (d) puissance articulaire 3D et (e) angle 3D entre les moments articulaires et les vitesses articulaires normalisés pour l'**épaule droite** lors des premiers transferts toilette vers FRM du sujet S02 avec une barre de transfert à $10\,cm$, en trait plein bleu, à $20\,cm$, en trait tiret violet, et à $30\,cm$, en trait pointillé rouge.

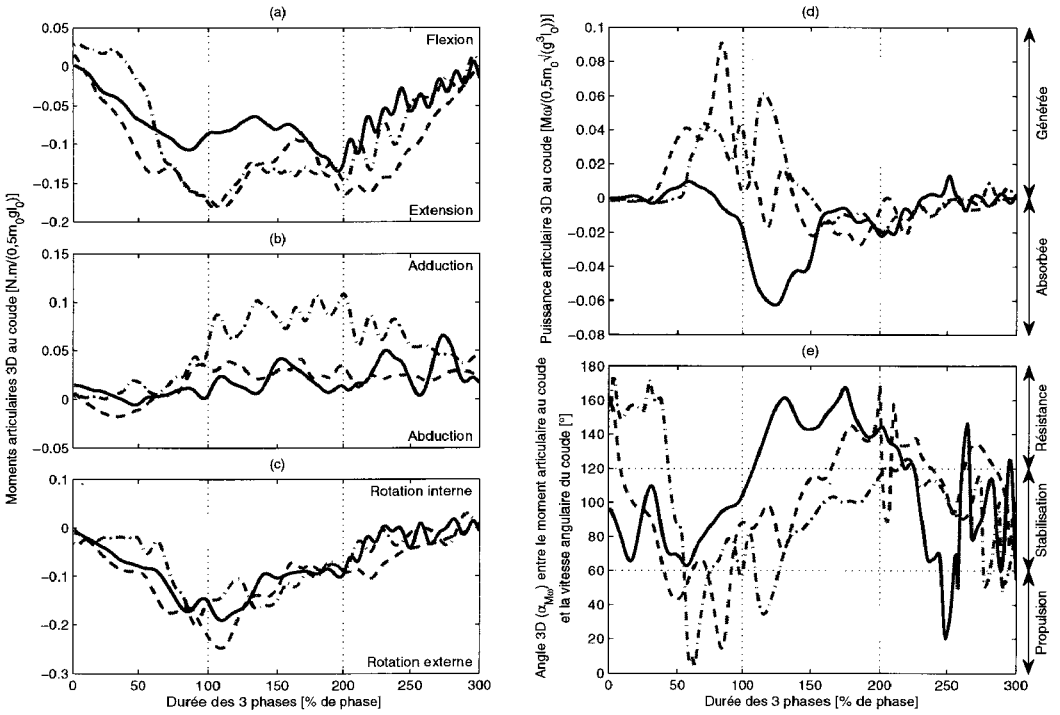


FIG. B.2 – Moments articulaires en (a) flexion-extension, (b) adduction-abduction et (c) rotation interne-externe, (d) puissance articulaire 3D et (e) angle 3D entre les moments articulaires et les vitesses articulaires normalisés pour le **coude droit** lors des premiers transferts toilette vers FRM du sujet S02 avec une barre de transfert à $10\,cm$, en trait plein bleu, à $20\,cm$, en trait tiret violet, et à $30\,cm$, en trait pointillé rouge.

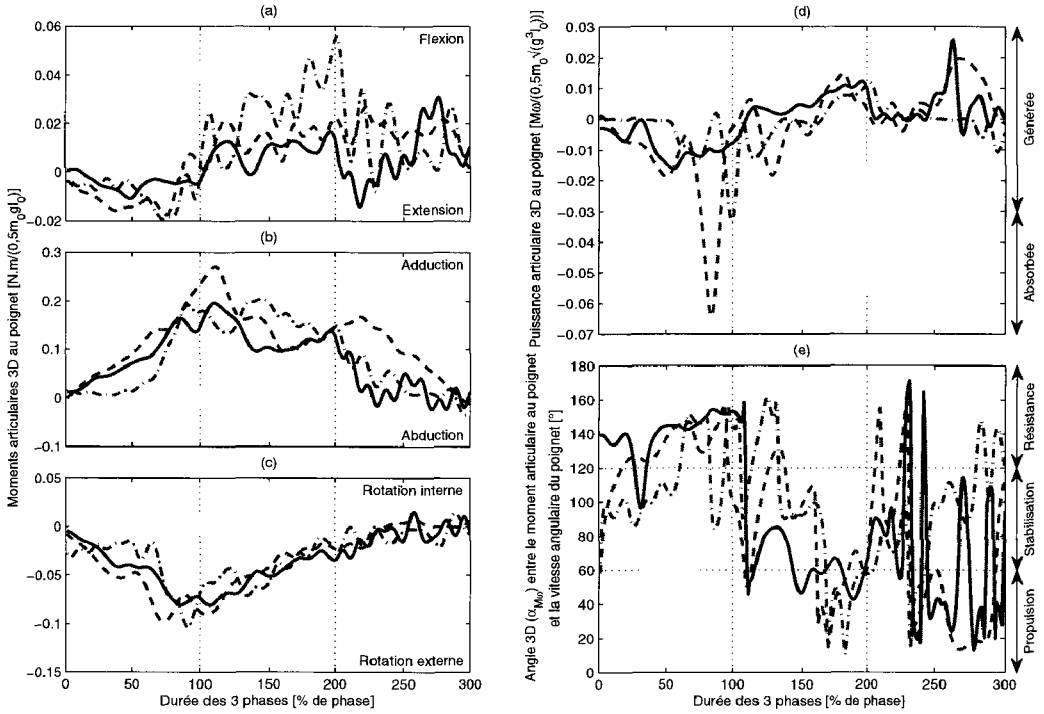


FIG. B.3 – Moments articulaires en (a) flexion-extension, (b) adduction-abduction et (c) rotation interne-externe, (d) puissance articulaire 3D et (e) angle 3D entre les moments articulaires et les vitesses articulaires normalisés pour le **poignet droit** lors des premiers transferts toilette vers FRM du sujet S02 avec une barre de transfert à $10\,cm$, en trait plein bleu, à $20\,cm$, en trait tiret violet, et à $30\,cm$, en trait pointillé rouge.

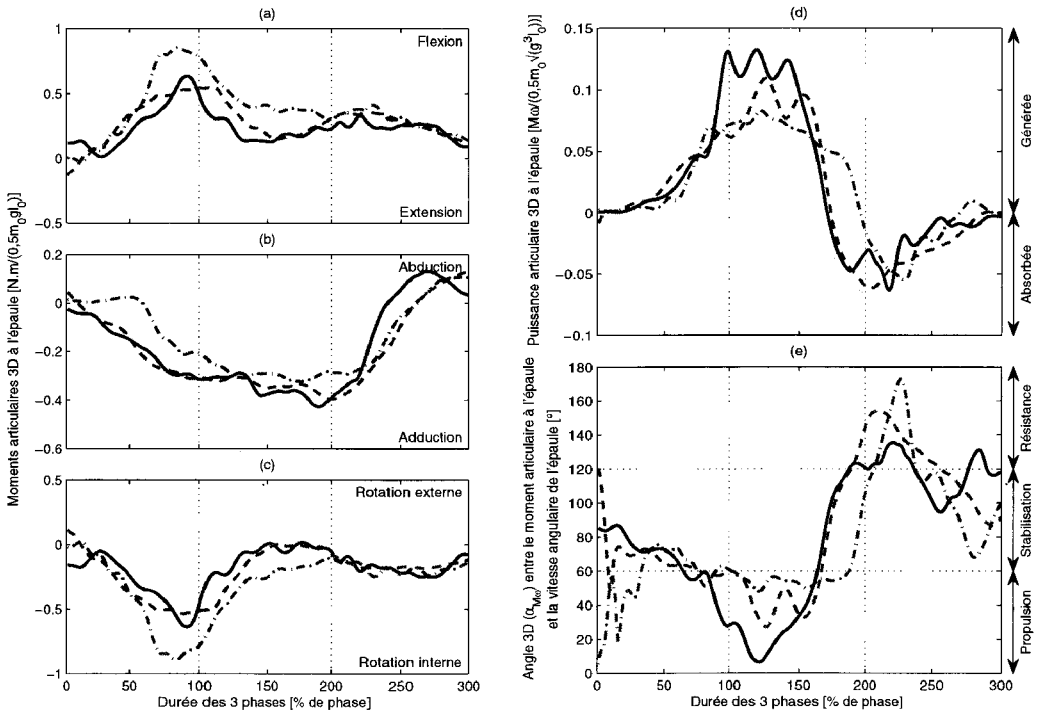


FIG. B.4 – Moments articulaires en (a) flexion-extension, (b) adduction-abduction et (c) rotation interne-externe, (d) puissance articulaire 3D et (e) angle 3D entre les moments articulaires et les vitesses articulaires normalisés pour l'**épaule gauche** lors des premiers transferts toilette vers FRM du sujet S02 avec une barre de transfert à $10\,cm$, en trait plein bleu, à $20\,cm$, en trait tiret violet, et à $30\,cm$, en trait pointillé rouge.

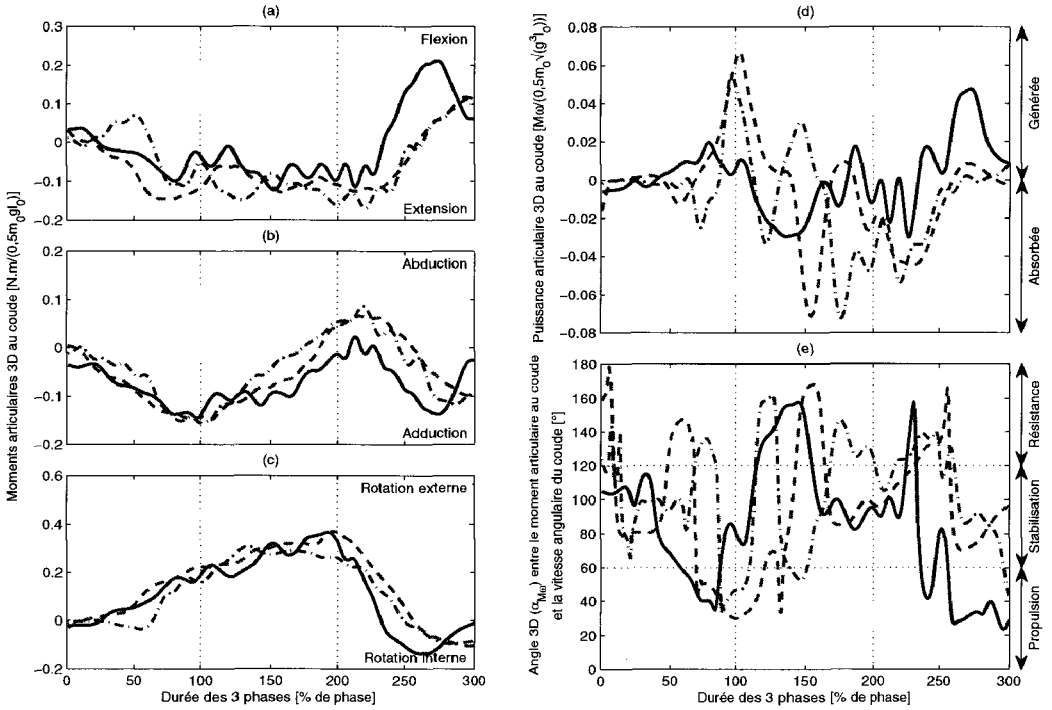


FIG. B.5 – Moments articulaires en (a) flexion-extension, (b) adduction-abduction et (c) rotation interne-externe, (d) puissance articulaire 3D et (e) angle 3D entre les moments articulaires et les vitesses articulaires normalisés pour le **coude gauche** lors des premiers transferts toilette vers FRM du sujet S02 avec une barre de transfert à $10\,cm$, en trait plein bleu, à $20\,cm$, en trait tiret violet, et à $30\,cm$, en trait pointillé rouge.

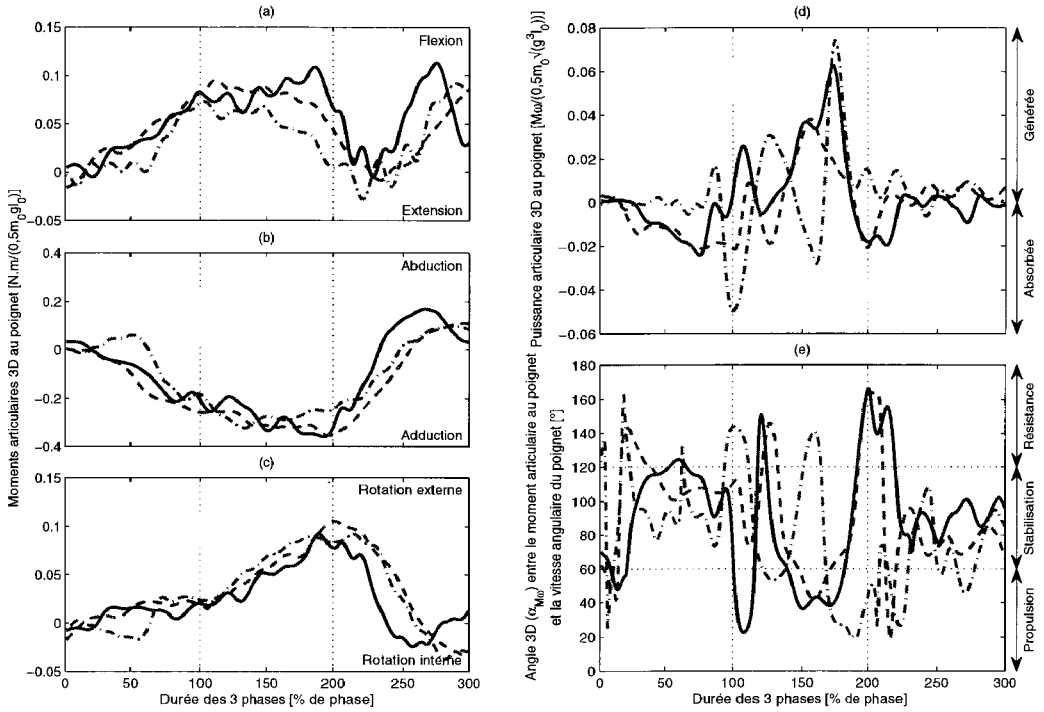


FIG. B.6 – Moments articulaires en (a) flexion-extension, (b) adduction-abduction et (c) rotation interne-externe, (d) puissance articulaire 3D et (e) angle 3D entre les moments articulaires et les vitesses articulaires normalisés pour le **poignet gauche** lors des premiers transferts toilette vers FRM du sujet S02 avec une barre de transfert à $10\,cm$, en trait plein bleu, à $20\,cm$, en trait tiret violet, et à $30\,cm$, en trait pointillé rouge.

Annexe C

Prévalence des blessures des membres supérieurs chez les blessés médullaires

Reference First author (year)	Population Studied (n)	Diagnostic Technique	Diagnosis	Prevalence
Aljure et al., 1985*	Paraplegia (47)	History & examination Electrodiagnostic testing	• CTS • MND • Ulnar mononeuropathy	40% 63% 45%
Ballinger et al., 2000*	Mixed paraplegia & tetraplegia (89)	Questionnaire, examination, & radiographs	• Shoulder pain • Joint narrowing • Osteophytes	30% 31% 16%
Bayley et al., 1987*	Paraplegia (94)	Questionnaire, examination, & arthrography	• Shoulder pain during transfers • Rotator cuff tear	33% 16%
Boninger et al., 2001	Paraplegia (28)	Questionnaire, examination, & MRI	• Shoulder pain • Shoulder degenerative changes • Rotator cuff tear	32% 68% 4%
Dalyan et al., 1999	Paraplegia (68) Tetraplegia (62)	Symptom survey	• Upper limb pain	59%
Davidoff et al., 1991	Paraplegia (31)	Electrodiagnostic testing	• MND • Ulnar mononeuropathy	55% 22%
Gellman, 1987 Gellman et al., 1988b	Paraplegia (84)	History & examination	• Shoulder pain • Elbow pain • Wrist pain • CTS	35% 5% 5% 64%
Gellman et al., 1988a*	Paraplegia (77)	History & examination	• CTS	49%
Lal, 1998	Paraplegia (20) Tetraplegia (33)	X-rays	• Shoulder degenerative changes	75% 70%
Nichols et al., 1979	Mixed paraplegia & tetraplegia (491)	Symptom survey	• Shoulder pain	51%
Pentland & Twomey, 1994	Paraplegia (52)	Symptom survey	• Shoulder pain • Elbow pain • Wrist pain	39% 31% 40%
Schroer et al., 1996*	Paraplegia (162)	Symptom survey	• Daily wrist and hand pain	48%
Ste et al., 1992*	Paraplegia (103) Tetraplegia (136)	History & examination	• Shoulder pain • Elbow pain • Wrist pain • CTS pain • Shoulder pain • Elbow pain • Wrist pain	36% 16% 13% 66% 46% 15% 15%
Silfverskiold, 1986 (Silfverskiold & Waters, 1991)	Paraplegia (20) Tetraplegia (40) 6 months after SCI	Questionnaire (during first 18 months)	• Shoulder pain	35% 78%
Subbarao et al., 1994	Mixed paraplegia & tetraplegia (451)	Symptom survey	• Wrist pain • Shoulder pain	46% 60%
Wylie & Chakera, 1988	Paraplegia (37)	X-rays	• Shoulder degenerative changes	31%

** Indicates that prevalence was found to increase with duration.*

FIG. C.1 – Études montrant la prévalence des blessures des membres supérieurs chez les personnes blessées médullaires, tiré du Consortium for Spinal Cord Medicine Clinical Practice Guidelines (2005).

Annexe D

Étude de la quasistaticité du mouvement de transfert latéral

Lorsque les mouvements sont lents – quasistatiques –, il est possible de négliger, dans le calcul des efforts articulaires, l'action des masses en mouvement. C'est ce que l'on appelle le Principe Fondamental de la Statique (PFS[1]). L'utilisation du PFS en lieu et place du PFD permet de simplifier les calculs de dynamique inverse entre autres.

Les mouvements de transfert latéral réalisés par certains sujets sont relativement lents, comme par exemple pour le sujet S12 qui réalise ses mouvements de transfert en $5,7 \pm 0,6\,s$ cf. tableau 4.1. Il apparait donc légitime de se poser la question d'une étude quasistatique du mouvement de transfert latéral.

Hypothèse : L'influence de l'accélération des masses est négligeable dans le calcul de la dynamique inverse.

Par rapport à l'utilisation du PFD, le PFS consiste à négliger les efforts $[\Gamma_s]_0$ dus à l'accélération du segment s, voir équation 2.13.

L'itérativité de la méthode de la dynamique inverse, voir section 2.6.3, permet d'exprimer les efforts articulaires de l'épaule $\left[\phi_{clavicule/bras}\right]_0$ en fonction des accélérations de la main, $[\Gamma_{main}]_0$, de l'avant-bras, $[\Gamma_{avant-bras}]_0$, et du bras, $[\Gamma_{bras}]_0$, suivant l'équation 2.26 dérivée de l'équation D.1.

$$\begin{aligned}\left[\phi_{clavicule/bras}\right]_0 = &[\Gamma_{bras}]_0 + [\Gamma_{avant-bras}]_0 + [\Gamma_{main}]_0 \cdots \\ &- \left[\phi_{g/bras}\right]_0 - \left[\phi_{g/avant-bras}\right]_0 - \left[\phi_{g/main}\right]_0 \cdots \\ &- \left[\phi_{appui/main}\right]_0\end{aligned} \tag{D.1}$$

[1]PFS : Le Principe Fondamental de la Statique est équivalent au PFD avec des accélérations nulles.

L'estimation des efforts à l'épaule par le PFS, $\left[\widetilde{\phi}_{clavicule/bras}\right]_0$, suit quant à elle l'équation D.2.

$$\left[\widetilde{\phi}_{clavicule/bras}\right]_0 = -\left[\phi_{g/bras}\right]_0 - \left[\phi_{g/avant-bras}\right]_0 - \left[\phi_{g/main}\right]_0 - \left[\phi_{appui/main}\right]_0 \qquad \text{(D.2)}$$

La figure D.1 présente les différences maximales entre les forces et moments nets aux épaules, contenus $\left[\phi_{clavicule/bras}\right]_0$ et $\left[\widetilde{\phi}_{clavicule/bras}\right]_0$, pour les mouvements de transfert du sujet S09.

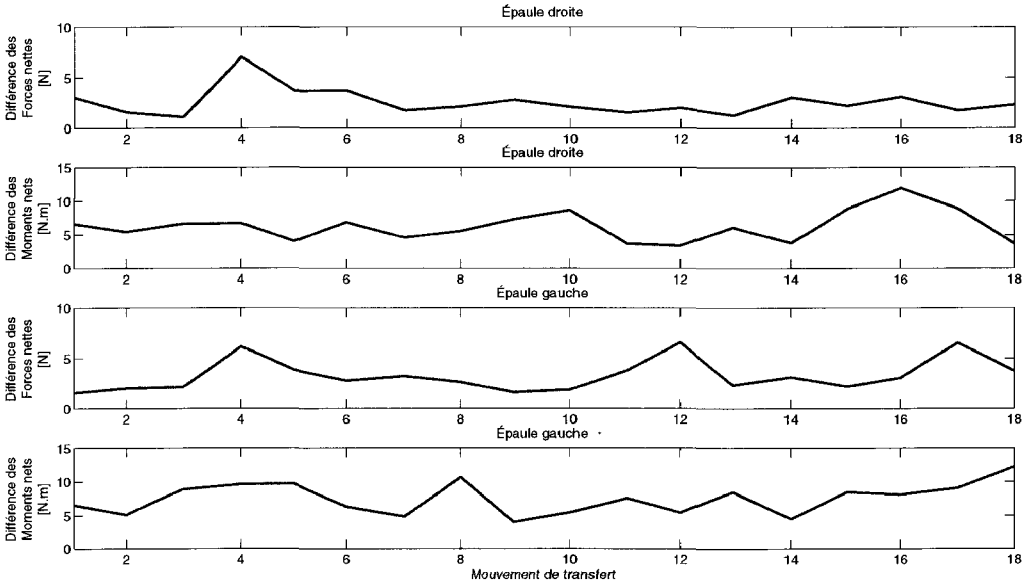


FIG. D.1 – Différences maximales entre les efforts ariculaires obtenus en appliquant le PFS et le PFD pour l'ensemble des mouvements du sujet S09.

Le tableau D.1 détaille les différences maximales observées entre les efforts dans les épaules, exprimés au centre articulaire de l'épaule O_{10} à droite et O_{14} à gauche, pour l'application du PFD et du PFS.

Dans leur ensemble, les différences obtenues sont supérieures à celles obtenues entre les reconstructions utilisant E_{34} et E_{46}, voir tableau 4.8.

Une différence maximale de force de $23,9\,N$ est obtenue pour l'épaule droite du sujet S03. Cette valeur correspond à $4,6\%$ du demi-poids du sujet alors que les forces mises en jeu pendant le mouvement de transfert sont de 100% du demi-poids du corps, voir section 4.3. Les différences obtenues pour les sujets S03, S08 et S14 sont les plus conséquentes. Ces différences pourraient s'expliquer par le surpoids du sujet S03, l'œdème du membre inférieur gauche du sujet S08 et le fait que le sujet S14 ne soit pas blessé médul-

	Fd	Md	Fg	Mg
S02	4,7	11,8	6,9	8,0
S03	23,9	24,9	21,8	17,2
S04	3,5	9,9	4,0	4,8
S08	14,4	13,7	10,7	18,8
S09	7,2	11,9	6,6	12,8
S11	4,6	9,5	4,3	8,7
S12	2,7	7,2	3,8	9,0
S13	6,3	18,2	4,4	24,9
S14	15,7	25,4	15,1	25,8

TAB. D.1 – Différences maximales des forces (en Newton) et des moments (en Newton mètre) nets observés dans les épaules entre l'application du PFS et PFD.

laire.

Une différence maximale de moment de $25,8\,N.m$ est obtenue dans l'épaule gauche du sujet S14. Cette valeur est obtenue pour le deuxième transfert toilette vers FRM avec la barre de transfert à $10\,cm$. Bien que cette valeur soit inférieure à celle obtenue section 4.4.4, l'observation pour ce mouvement des moments nets à l'épaule gauche issus des PFS et PFD présente des différences, voir figure D.2.

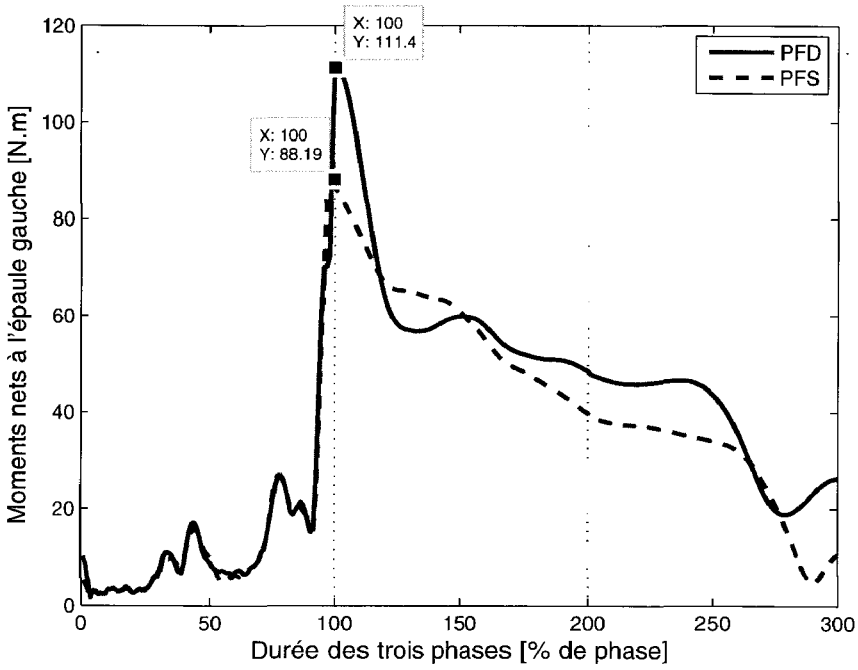


FIG. D.2 – Moments nets, en $N.m$, de l'épaule gauche du sujet S14, lors du deuxième transfert toilette vers FRM avec une barre de transfert à $10\,cm$, issus des PFD, trait plein, et PFS, trait hachuré.

Pour ces courbes, bien que la corrélation de $0,985$ lors du pré-soulèvement soit correcte, il n'en est pas de même lors du soulèvement et de post-soulèvement avec des corrélations

de respectivement $0,856$ et $0,888$. De plus, le pic du moment net entre le pré-soulèvement et le soulèvement est sous-évalué d'environ 20% par l'utilisation du PFS.

Ces différences ne permettent pas une interprétation correcte du mouvement en vue de l'évaluation du risque de TMS.

Conclusion : L'utilisation du PFD est nécessaire au calcul des efforts articulaires du transfert latéral.

Annexe E

Différentes techniques de transfert

La mobilité de l'utilisateur de FRM tient à sa capacité, non seulement à se propulser, mais aussi à se transférer. Plusieurs possibilités existent pour changer de modalité (FRM, fauteuil, lit, baignoire, voiture,...). Si la personne a la capacité de se tenir sur les membres inférieurs, le « sit to stand » ou le 3/4 debout est possible. Ce sujet largement référencé n'est pas l'objet de ce mémoire. Si la personne n'a pas la capacité d'utiliser ses membres inférieurs et supérieurs, une ou deux personnes tierces et des matériels spécifiques sont nécessaires à la réalisation du transfert. Si la personne a la capacité d'utiliser ses membres supérieurs, un transfert autonome est envisageable.

E.1 Transfert aidé

Lorsque la personne n'a pas la capacité de se mettre sur les membres inférieurs ou d'utiliser ses membres supérieurs pour se transférer, une tierce assistance est nécessaire. Une personne extérieure peut aider l'utilisateur de FRM à se transférer en la faisant basculer et glisser à l'aide de ceintures de transfert, voir figure E.1.

Bien que les ceintures de transfert soient une aide appréciable, elles n'en restent pas moins peu sécurisantes et rassurantes pour l'aidant et l'aidé. L'utilisation d'un lève-malade, voir figure E.2, permet des transferts plus aisés et moins traumatisants pour l'aidant (Garg et Owen, 1994).

L'utilisation d'un lève-malade nécessite cependant toujours une participation active de l'aidant, pour passer les sangles sous la personne par exemple. Pour pouvoir permettre le transfert quelque soit l'aidant, un robot nommé Rena a récememnent été mis sur le marché (Toshiharu, 2010), voir figure E.3. Même s'il ne permet pour l'instant que de soulever 61 kg, ce type d'aide devient une réalité. Cependant, ce type de système a ses limites : besoin d'un aidant, coût, surface du sol plane.

Plusieurs aides techniques existent pour faciliter le transfert de la personne vers la

FIG. E.1 – Techniques manuelles de transfert aidé Garg et Owen (1994). *En haut à gauche : transfert par deux personnes. En haut à droite : gait belt. En bas à gauche : walking belt. En bas à droite : sling.*

voiture, la plus simple restant la planche de transfert reliant le FRM et le siège automobile. Une fois la personne dans la voiture, il est nécessaire de charger le FRM dans sa voiture. Même si certains FRM sont légers et démontables un risque pour les membres supérieurs existe. Une large gamme d'aides au transfert de la personne et au chargement du FRM, pour certaines robotisées, sont répertoriées (ceremh.org). Ces aides techniques nécessitent un investissement pour aménager le véhicule rendant la personne dépendante de celui-ci.

E.2 Transfert autonome

E.2.1 Transfert debout

Lorsque la lésion médullaire est incomplète, il peut être possible pour l'usager de se mettre sur ses jambes et de réaliser quelques mouvements vers une assise cible. Lors de ce type de transfert, le poids du corps est supporté par les membres inférieurs. Les membres supérieurs étant utilisés uniquement pour maintenir l'équilibre, ce type de transfert n'est pas aussi contraignant pour les membres supérieurs que les transferts en appui sur les mains qui suivent.

FIG. E.2 – Utilisation de lève-malades Garg et Owen (1994). *Pour le transfert toilette-FRM en haut et lit-FRM en bas.*

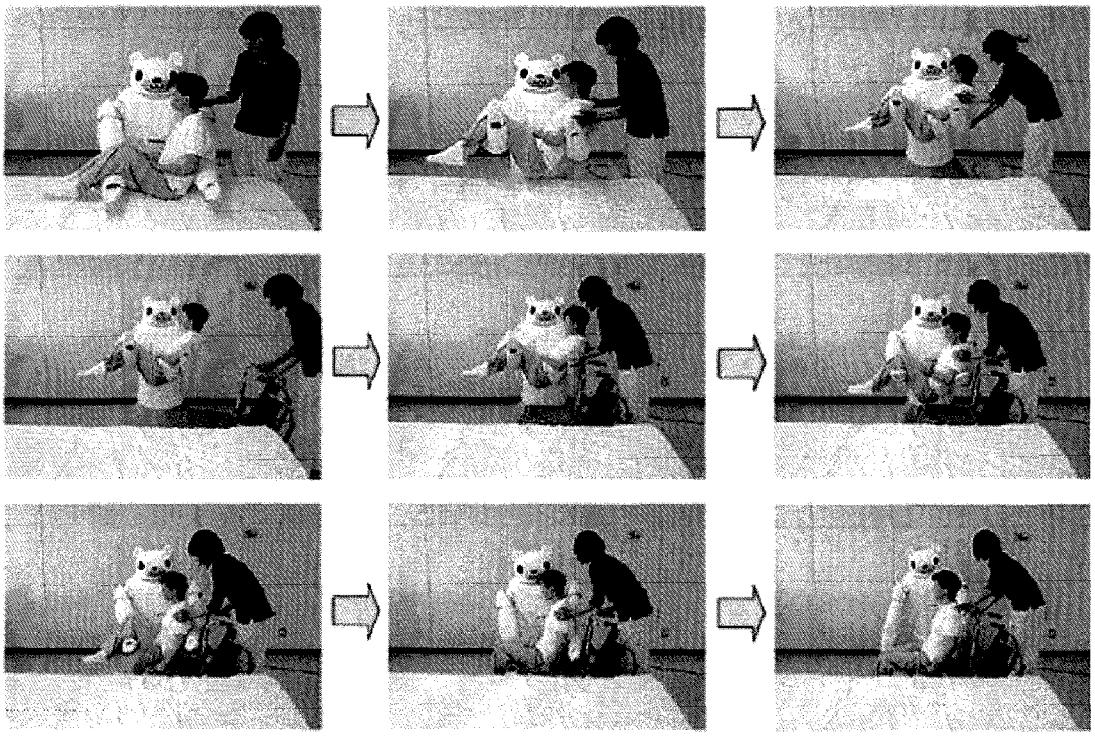


FIG. E.3 – Transfert lit vers FRM réalisé à l'aide du robot humanoïde Rena.

E.2.2 Transfert dorsal

Le transfert dorsal consiste à se déplacer assis le long de l'axe longitudinal du corps, (Gagnon *et coll.*, 2003, 2004; Koontz et Druin, 2009). Il est par exemple utilisé pour se déplacer au sol ou sur un lit mais aussi pour se transférer sur le siège des toilettes lorsque celles-ci sont exigües, voir figure E.4. Ce transfert nécessite que le dossier du FRM soit amovible et que l'usager soit capable de l'utiliser.

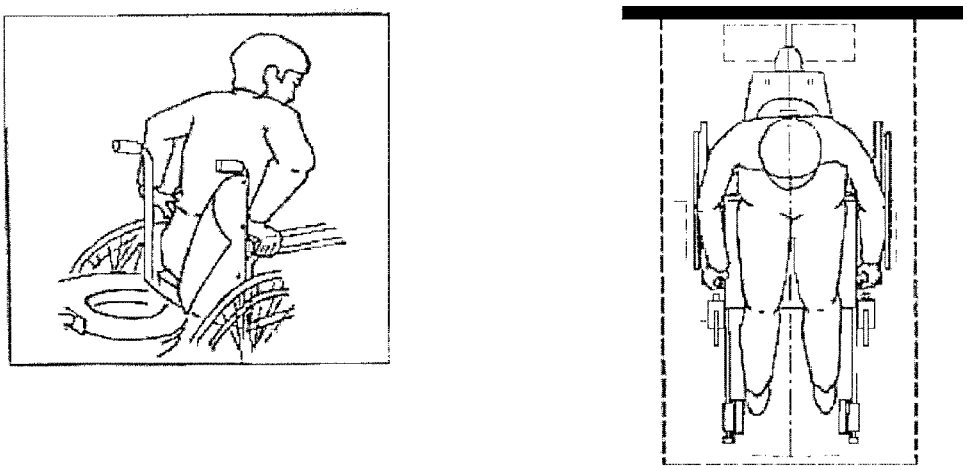


FIG. E.4 – Transfert dorsal.

E.2.3 Transfert de face

Dans la même situation que précédemment, il est possible d'aborder le siège des toilettes non plus de dos mais de face. L'usager réalise alors une rotation de 180° pour se positionner sur le siège des toilettes. Sur la figure E.5, le sujet est à mi-chemin entre son FRM et le siège des toilettes.

Le transfert de face est difficile à réaliser. Le transfert à cheval (décrit ci-après) est une autre solution moins contraignante.

E.2.4 Transfert à cheval

Dans la même configuration que pour le transfert de face, il est possible d'aborder le siège des toilettes non plus en réalisant une rotation de 180° de dos mais en réalisant une translation vers l'avant : l'usager s'avance vers le siège et l'utilise à califourchon. Ce type de transfert nécessite une cuvette non encastrée dans la paroi pour laisser de la place pour les genoux et l'usage des freins du FRM pour faciliter le retour dans le fauteuil.

E.2.5 Transfert oblique

Lorsque les toilettes sont plus larges, le placement du FRM est moins contraint. Il est alors possible de positionner le FRM en oblique du siège des toilettes, voir figure E.6. L'usager réalise une rotation d'environ 135° pour se transférer de son FRM vers le siège des toilettes.

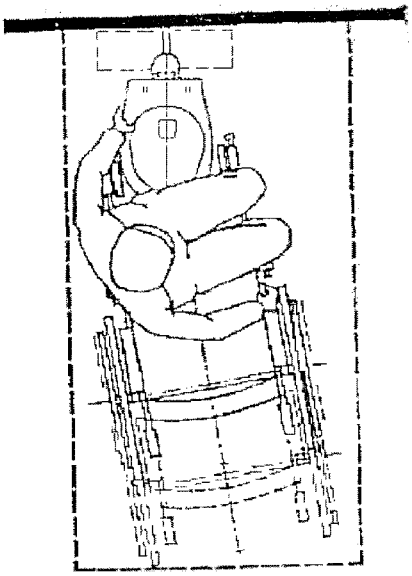


FIG. E.5 – Transfert de face.

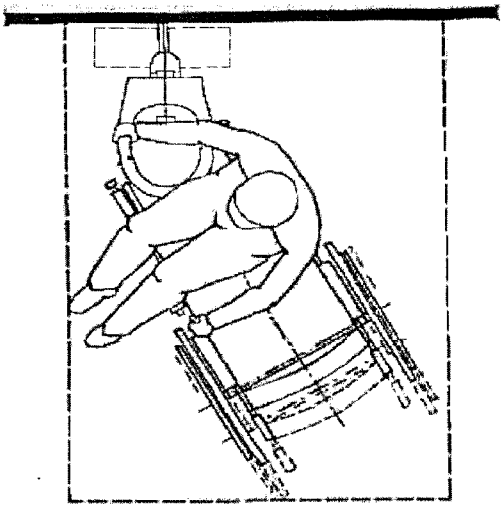


FIG. E.6 – Transfert oblique.

E.2.6 Transfert latéral

Dans le cas de toilettes aménagées (AFNOR, 2005), le transfert latéral est possible. Le transfert latéral consiste à se translater suivant l'axe médio-latéral en prenant appui sur la barre de transfert si celle-ci est présente, voir figure E.7. Bayley *et coll.* (1987) relèvent des pics de pressions intra-articulaires dans l'épaule les plus importants pour les mouvements de transfert latéral.

Hormis le transfert debout, tous les mouvements de transfert sont réalisés en appui sur les mains. Lorsque que l'appui se fait sur une surface plate, trois postures peuvent être prises par la main, voir figure E.8.

L'appui sur la paume de la main en extension peut se révéler traumatisant pour le nerf médian. Un appui sur le poing permet d'éviter la compression de ce nerf mais réduit le polygone de support et donc la stabilité. Une autre solution, aussi utilisée par les personnes aux bras courts, est de prendre appui sur les doigts. Pour éviter le syndrome du canal

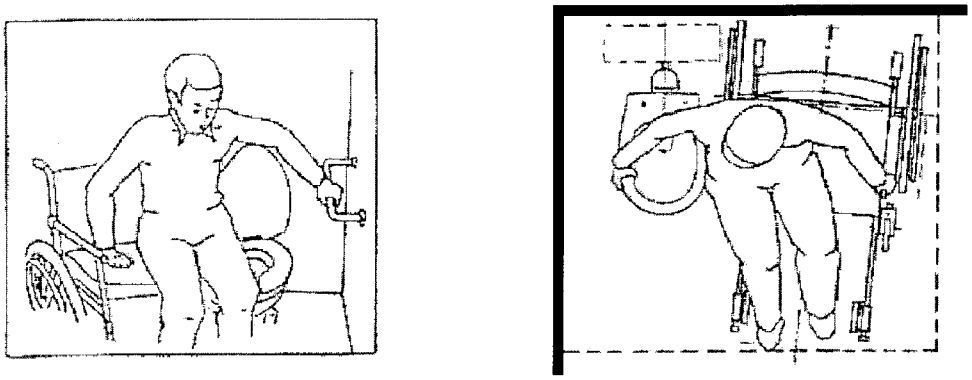


FIG. E.7 – Transfert latéral.

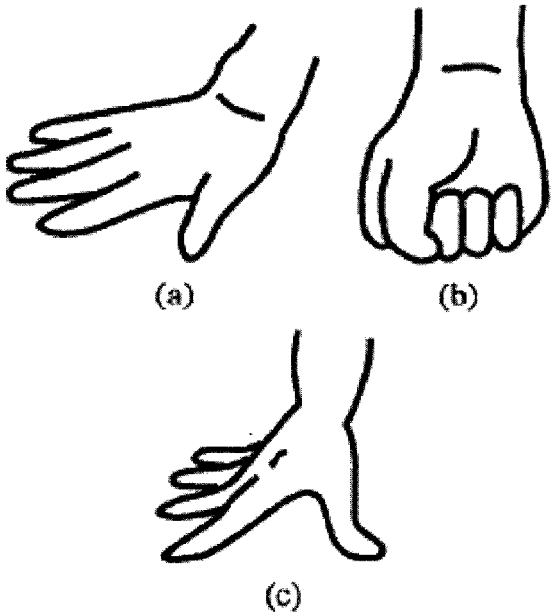


FIG. E.8 – Différentes postures de main pour la réalisation de transfert sur un appui plan (Tanimoto *et coll.*, 2008). *(a) sur la paume, (b) sur le poing et (c) sur les doigts.*

carpien, il est recommandé de prendre appui autour d'une barre quand cela est possible (Consortium for Spinal Cord Medicine Clinical Practice Guidelines, 2005, 2008).

Liste des symboles

FRM Fauteuil Roulant Manuel

IMC Indice de Masse Corporelle. L'IMC vaut la masse du sujet divisée par sa taille au carré.

ISB International Society of Biomechanics

LBMC Laboratoire de Biomécanique et Mécanique des Chocs

PFD Principe Fondamental de la Dynamique

PFS Principe Fondamental de la Statique

SNC Le Système Nerveux Central est composé de l'encéphale et de la moelle épinière.

TMS Troubles Musculo-Squelettiques

Toilette (le) Syllepse grammaticale désignant le siège des toilettes.

Bibliotheque..Universitaire..de..Valenciennes

00900837