



Biomechanical study of manual wheelchair propulsion by elderly suffering or not from shoulder pain

Imen Khelia

► To cite this version:

Imen Khelia. Biomechanical study of manual wheelchair propulsion by elderly suffering or not from shoulder pain. Humanities and Social Sciences. Arts et Métiers ParisTech, 2003. English. NNT : . pastel-00000446

HAL Id: pastel-00000446

<https://pastel.hal.science/pastel-00000446>

Submitted on 10 Dec 2004

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.

École Nationale Supérieure d'Arts & Métiers
Centre de Châlons en Champagne

THÈSE

Présentée pour obtenir le grade de

DOCTEUR
de
L'ÉCOLE NATIONALE SUPÉRIEURE
D'ARTS ET MÉTIERS

Spécialité : BIOMÉCANIQUE

par

Imen KHELIA

ÉTUDE BIOMÉCANIQUE DE LA PROPULSION DU FAUTEUIL ROULANT MANUEL
PAR LES PERSONNES ÂGÉES SOUFFRANT OU NON DE DOULEURS
D'ÉPAULES

soutenue le 04 juillet 2003 devant le jury composé de

Mr.	J-P. CLARYS	Doyen, Professeur, Vrije universiteit. Bruxelles	Rapporteur
Mr.	F.X. LEPOUTRE	Professeur, U.V.H.C., Valenciennes	Rapporteur
Mme.	L. CHÈZE	Maître de conférences, L.M.A.L., Lyon	Examineur
Mr.	J. DE GUISE	Professeur, L.I.O., Montréal. Québec	Examineur
Mr.	J-J. LABOISSE	Maître de conférences, E.N.S.A.M., Châlons en Champagne	Examineur
Mr.	F. LAVASTE	Professeur, E.N.S.A.M., Paris	Directeur

*"When I was young,
my ambition was to be one of the people
who made a difference in this world.
My hope still is to leave the world
a little bit better for my having been here. "*
*Jim Henson (1936-1990),
The Muppet Show creator.X*

REMERCIEMENTS

Rédiger les remerciements est toujours un exercice difficile ... Mais je m'y attelle avec d'autant plus de plaisir que l'occasion m'est ainsi donnée de mettre en avant la richesse des rencontres qui ont jalonné ces années de travail de thèse.

Je tiens tout d'abord à remercier le Directeur de cette thèse, le Professeur François Lavaste, pour m'avoir accepté dans son laboratoire et pour la confiance qu'il a bien voulu m'accorder malgré mes connaissances initialement légères dans le domaine des Sciences de l'Ingénieur. Je le remercie également pour m'avoir toujours encouragée et conseillée.

Mes remerciements s'adressent ensuite à M. Jean Jacques Labois, mon Codirecteur de thèse. Je lui dois beaucoup et sur nombreux aspects. Pour ses nombreux conseils sur la forme, pour son regard particulier sur le fond, pour ses nombreuses relectures, pour le plaisir qu'il m'a fait d'être dans mon jury, pour toutes les idées qui me sont germées au cours de nos nombreuses réunions ... et enfin pour m'avoir laissé la liberté de conduire mon travail. Qu'il trouve ici l'expression de ma gratitude pour cet investissement.

Je remercie tout particulièrement mon ami et collaborateur le Docteur Michel Pillu, Directeur du Laboratoire de Masso-kinésithérapie de l'Hôpital de Villers-Saint-Denis. Ayant proposé le sujet de ma thèse, c'est avant tout grâce à lui que ce travail de recherche a vu le jour. Son aide me fut précieuse sur plusieurs plans. La co-écriture d'articles n'est qu'un des aspects dont je lui suis redevable. Je tiens à le remercier aussi pour sa sympathie, son éternel dynamisme, sa générosité, sa grande patience, sa disponibilité et le plaisir intellectuel que m'a procuré nos innombrables et enrichissantes discussions.

M. Person, technicien de notre Laboratoire, est sûrement la personne que je ne saurais jamais assez remercier, tant pour ses grandes qualités professionnelles et humaines que pour l'aide inestimable qu'il m'a toujours apportée avec beaucoup de compétence et de gentillesse.

Je tiens à adresser mes remerciements au Professeur Jacques Deguise, Directeur de Recherche du Laboratoire d'Imagerie et d'Orthopédie à Montréal, pour avoir bien voulu franchir l'océan et me faire l'honneur de présider mon jury de thèse. Ses remarquables encouragements qui ont couronné ma soutenance m'ont réellement marquée. J'en garde un excellent souvenir.

Je tiens à exprimer ma profonde gratitude au Professeur Jan Pieter Clarys qui, malgré un emploi du temps surchargé, s'est déplacé de la Belgique et m'a fait l'honneur d'être rapporteur de mon travail. Au-delà de sa bonne humeur et de sa générosité, de l'hospitalité dont il a fait preuve lors des deux stages que j'ai effectués au sein de son laboratoire à Bruxelles, ses apports à mes réflexions furent énormes. J'espère avoir encore le plaisir de le rencontrer à l'occasion de nombreuses réunions de travail professionnelles et amicales. Je cultive grâce à lui, et à toute son équipe que je remercie chaleureusement pour son aide, une petite part de Belgique.

Je remercie également le Professeur François Xavier Lepoutre, Président de la Société de Biomécanique, qui m'a fait l'honneur d'être rapporteur de mon jury. Par ses remarques pertinentes, il a grandement contribué à l'amélioration de ce manuscrit.

Mes remerciements s'adressent aussi au professeur Laurence Chèze qui m'a fait l'honneur de faire partie de mon jury de thèse et qui, par ses observations éclairées, a contribué à une meilleure présentation de mon mémoire.

Je remercie les Professeurs Van der Woude et Veeger, Directeur et Codirecteur du Laboratoire de Human Movement Sciences d'Amsterdam, pour le temps qu'ils m'ont consacré lors de mon stage au sein de leur équipe et pour leurs précieux conseils qui se sont révélés très utiles à la conduite d'une recherche rigoureuse.

Je remercie tout particulièrement M. Daniel Maquin et M. Gérard Hermant, enseignants de l'ENSAM de Châlons en champagne, pour leur aide mais aussi pour leur disponibilité et leur sympathie. Sans eux, de nombreuses expériences n'auraient pas été possibles.

Je remercie également M. René Doucet, Directeur de l'ENSAM de Châlons en Champagne, qui m'a accueillie au sein de son établissement et qui a toujours fait le nécessaire pour que mon séjour à Châlons en Champagne soit le plus agréable possible.

Cette thèse n'aurait pu aboutir sans la générosité de plusieurs organismes. Je tiens à remercier :

- La Renaissance Sanitaire ;
- La Fondation pour la Recherche Médicale ;
- Le Ministère de l'Éducation Nationale Tunisienne ;
- Le Centre d'Études et de Recherche sur l'Appareillage des Handicapés ;
- La région de la Champagne Ardenne ;
- La Direction de Recherche de l'ENSAM, en la personne du Professeur Jean Paul Hautier ;
- La Fondation MAAF Assurances ;
- La Caisse Nationale d'Assurances Maladies des Travailleurs Salariés.

Enfin, ces remerciements ne seraient pas complets sans mentionner :

- Daniel Hussenet et Jérôme Cordiez, élèves en Projet de Fin d'Étude (1999), pour ce qu'ils m'ont apporté en qualité d'amis et de collaborateurs ;
- Les personnes âgées qui ont bien voulu participer à mes lourdes expérimentations ;
- Les kinésithérapeutes de l'Hôpital de Villers-Saint-Denis ;

Je remercie à l'avance ceux qui donneront leurs corps à la science et qui permettront ainsi à des recherches telles que celle-ci de se développer.

Des remerciements particuliers sont dus à tous ceux qui m'ont aidée, accompagnée (et supportée pour certains) durant cette thèse. Je pense notamment au Professeur Wafa Skalli, Codirectrice du Laboratoire de Biomécanique de l'ENSAM et à Madame et Monsieur Pasco (Codirecteur de l'ENSAM d Châlons en Champagne), pour leur aide, leurs encouragements et leur soutien.

Je remercie aussi les différents membres et amis du Laboratoire de Biomécanique, particulièrement Sébastien Laporte, Vincent Poméro, David Mitton, ... Mes remerciements s'adressent aussi à mes sœurs en particulier ma sœur aînée, à mes amis principalement à Ramona Neacsu qui m'a aidée et soutenu jusqu'au jour de ma soutenance, mais aussi à Yannick Panier, à Ali Amiche, à René Rotinat ... pour leur support moral et leur aide aux moments les plus critiques.

Enfin, mes plus chaleureuses pensées vont à mes parents qui m'ont apporté ouverture d'esprit, curiosité et persévérance. Sans eux cette thèse ne serait pas ... Leur image et parcours fut et sera toujours mon guide.

DEDICACE

À mes parents...
En la mémoire de mon oncle M^{ed} Hédi Annabi...

TABLE DES MATIÈRES

TABLE DES MATIÈRES	v
INDEX DES FIGURES	ix
INDEX DES TABLEAUX	xi
GLOSSAIRE	xii
CHAPITRE I : INTRODUCTION GÉNÉRALE : PRÉSENTATION DE L'ÉTUDE.....	1
I.A INTRODUCTION.....	1
I.B BUTS DE CE TRAVAIL	1
I.B.1 LES LACUNES DE LA LITTÉRATURE	1
I.B.2 HYPOTHÈSES	2
I.B.3 OBJECTIFS	3
I.C ARCHITECTURE DU MÉMOIRE	4
CHAPITRE II : REVUE DE LA LITTÉRATURE	5
II.A INTÉRÊT DE L'ÉTUDE : ÉTAT DES CONNAISSANCES ET JUSTIFICATION DES OBJECTIFS.....	5
II.A.1 LE MARCHÉ DU FAUTEUIL ROULANT	5
II.A.1.1 PRÉVALENCE DE L'ÉTUDE RELATIVEMENT AU NOMBRE D'UTILISATEURS DU FRM ..	5
II.A.1.2 PRÉVALENCE DE L'ÉTUDE RELATIVEMENT À L'IMPORTANCE DU NOMBRE DES AMPUTÉS.....	7
II.A.2 LES PRÉVISIONS DÉMOGRAPHIQUES, LE HANDICAP ET LA VIEILLESSE	7
II.A.2.1 L'AUGMENTATION DU NOMBRE DES PERSONNES ÂGÉES	7
II.A.2.2 LE VIEILLISSEMENT DE LA POPULATION : LE PHÉNOMÈNE DU PAPY-BOOM....	8
II.A.2.3 LE HANDICAP ET LA VIEILLESSE	8
II.A.2.4 LE VIEILLISSEMENT MONDIAL DEVIENT INQUIÉTANT : LES HANDICAPÉS SERONT DE PLUS EN PLUS NOMBREUX.....	10
II.A.3 LA VIEILLESSE, LE HANDICAP ET LA PAUVRETÉ.....	10
II.A.4 PRÉVALENCE DES DOULEURS D'ÉPAULES CHEZ LES UTILISATEURS DU FRM.....	11
II.A.4.1 LES DOULEURS D'ÉPAULES CHEZ LES HANDICAPÉS DU HANDISPORT.....	12
II.A.4.2 LES DOULEURS D'ÉPAULES CHEZ LES PERSONNES ÂGÉES	12
II.A.5 RESPONSABILITÉ DE L'UTILISATION DU FRM DANS L'APPARITION DES DOULEURS	13
II.A.6 CONCLUSION PARTIELLE	13
II.B QUELQUES ÉLÉMENTS D'ANATOMIE ET DE BIOMÉCANIQUE DE LA PROPULSION DU FRM.....	14
II.B.1 ÉTUDE ANATOMO-PHYSIOLOGIQUE DU MEMBRE SUPÉRIEUR	14
II.B.1.1 INTRODUCTION.....	14
II.B.1.2 ANATOMIE DU MEMBRE SUPÉRIEUR	14
II.B.1.3 CINÉSIOLOGIE ARTICULAIRE DU MEMBRE SUPÉRIEUR	21
II.C L'ANATOMOPATHOLOGIE DE L'ÉPAULE CHEZ LES UTILISATEURS DU FRM.....	25
II.C.1 INTRODUCTION	25
II.C.2 LÉSIONS GÉNÉRÉES AU NIVEAU DES ÉPAULES : SIÈGE, NATURE ET MÉCANISME	25
II.C.3 LES DIFFÉRENTES SÉQUENCES DE L'EXAMEN MÉDICAL	27
II.C.4 LES CARACTÉRISTIQUES CLINIQUES ET LEURS CONSÉQUENCES.....	30
II.C.5 LES SOINS	31
II.C.6 CONCLUSION PARTIELLE.....	32
II.D LES FONDEMENTS BIOMÉCANIQUES DE LA PROPULSION DU FRM.....	33
II.D.1 ÉTAT DES CONNAISSANCES CONCERNANT LA CINÉMATIQUE DE LA PROPULSION	33
II.D.1.1 LE CYCLE DE PROPULSION DU FAUTEUIL ROULANT	33
II.D.1.2 LES DIFFÉRENTS STYLES DE PROPULSION	34
II.D.1.3 LES AMPLITUDES ARTICULAIRES	35
II.D.2 PRINCIPES DE LA DYNAMIQUE DE LA PROPULSION DU FRM.....	36
II.D.2.1 LES PARAMÈTRES DYNAMIQUES.....	36
II.D.2.2 LES CARACTÉRISTIQUES DES PARAMÈTRES DYNAMIQUES.....	37
II.D.2.3 L'EFFICACITÉ DU DÉPLACEMENT DU FRM.....	38
II.D.3 POINT SUR L'ÉTUDE ÉLECTROMYOGRAPHIQUE.....	40
II.D.3.1 SYNTHÈSE DES PRINCIPES DE L'ÉLECTROMYOGRAPHIE	40
II.D.3.2 ÉTUDE DE L'ÉLECTROMYOGRAPHIE RELATIVE À LA PROPULSION DU FRM ..	45
II.D.4 APPORT DE LA LITTÉRATURE : ERGONOMIE ET EFFICACITÉ DE LA PROPULSION	49
II.D.4.1 PARAMÈTRES INFLUENÇANT LES CARACTÉRISTIQUES DE LA PROPULSION ..	49
II.D.4.2 LES DIFFÉRENTS TYPES DE FR : AVANTAGES ET INCONVÉNIENTS.....	57

II.E	LES CIRCONSTANCES ÉTHIOLOGIQUES ET ÉTHIOPATHOGÉNIQUES	60
II.E.1	INTRODUCTION	60
II.E.2	LES FACTEURS FAVORISANT L'APPARITION DES DOULEURS D'ÉPAULES	60
II.E.2.1	FACTEURS DIRECTEMENT LIÉS À L'UTILISATION DU FRM.....	60
II.E.2.2	FACTEURS INDIRECTEMENT LIÉS À L'UTILISATION DU FRM	62
II.E.3	FACTEURS DONT L'IMPLICATION N'A PAS ÉTÉ PROUVÉE OU A ÉTÉ DISCUTÉE	64
II.E.4	FACTEURS INDÉPENDANTS DE L'UTILISATION DU FRM.....	64
II.E.5	CONCLUSION PARTIELLE	65
II.F	CONCLUSION DU CHAPITRE.....	66
II.F.1	LA PRÉVENTION	66
II.F.2	ORIENTATIONS SCIENTIFIQUES POUR LA SUITE DU TRAVAIL.....	67
 CHAPITRE III : UN SYSTEME D'ANALYSE INFORMATISÉ ET SYNCHRONISÉ POUR L'ÉTUDE BIOMÉCANIQUE DE LA PROPULSION DU FAUTEUIL ROULANT MANUEL : MOYENS DE MESURE DES PARAMÈTRES DYNAMIQUES, CINÉMATIQUES ET ÉLECTROMYOGRAPHIQUES		
III.A	INTRODUCTION	69
III.B	PRÉSENTATION DES DISPOSITIFS DE MESURE	69
III.B.1	LE GONIOMÈTRE ÉLECTROMAGNÉTIQUE « FASTRAK® » : ÉTUDE CINÉMATIQUE	70
III.B.1.1	DESCRIPTION.....	70
III.B.1.2	UTILISATION DE L'APPAREIL.....	72
III.B.1.3	PLACEMENT DES RECEVEURS CINÉMATIQUES.....	72
III.B.1.4	AVANTAGES ET LIMITES DE L'APPAREIL	73
III.B.1.5	MODIFICATIONS APPORTÉES AU GONIOMÈTRE	76
III.B.1.6	RECOMMANDATIONS.....	76
III.B.2	L'ERGOMÈTRE À ROULEAUX : ÉTUDE DE LA DYNAMIQUE.....	76
III.B.2.1	ÉTAT DE L'ART CONCERNANT LES SYSTEMES DE MESURE UTILISÉS POUR L'ÉTUDE DYNAMIQUE DE LA PROPULSION DU FRM	76
III.B.2.2	PRÉSENTATION GÉNÉRALE DE L'APPAREIL SOUS SA FORME INITIALE	83
III.B.2.3	MODIFICATIONS APPORTÉES À L'ERGOMÈTRE À ROULEAUX.....	89
III.B.3	L'ÉLECTROMYOGRAPHE : ÉTUDE DE L'ACTIVITÉ ÉLECTRIQUE DUE À LA CONTRACTION MUSCULAIRE	98
III.B.3.1	DESCRIPTION DE L'ÉLECTROMYOGRAPHE : LE MYODATA®.....	98
III.B.3.2	MODIFICATIONS APPORTÉES AU MYODATA®	100
III.B.3.3	LIMITES DU MYODATA®	101
III.B.4	LE CARDIOFRÉQUENCEMÈTRE	102
III.C	SYNCHRONISATION DES DIFFÉRENTS APPAREILS DE MESURES ET TRAITEMENT DES DONNÉES.....	103
III.C.1	L'ACQUISITION DES DONNÉES	103
III.C.2	LE TRAITEMENT DES DONNÉES.....	103
III.C.3	VÉRIFICATION DE LA SYNCHRONISATION DES DIFFÉRENTS APPAREILS DE MESURE	108
III.D	ÉTUDE DE LA COHABITATION ENTRE LES APPAREILS.....	109
III.D.1	COHABITATION ENTRE LE FASTRAK® ET LE MYODATA®	109
III.D.2	COHABITATION ENTRE LE FASTRAK® ET L'ERGOMÈTRE À ROULEAUX.....	109
III.D.3	COHABITATION ENTRE LE MYODATA® ET LE FASTRAK®	109
III.D.4	COHABITATION ENTRE LE MYODATA® ET L'ERGOMÈTRE À ROULEAUX	112
III.D.5	CONCLUSION PARTIELLE.....	113
III.E	CONCLUSION DU CHAPITRE	113
 CHAPITRE IV : ÉTUDE BIOMÉCANIQUE DE LA PROPULSION DU FAUTEUIL ROULANT MANUEL : INCIDENCE DE L'UTILISATION DE CE MATÉRIEL SUR L'INTÉGRITÉ DES ÉPAULES DES PERSONNES ÂGÉES AMPUTÉES VASCULAIRES.....		
IV.A	INTRODUCTION	115
IV.B	OBJECTIFS.....	115
IV.C	HYPOTHÈSES.....	115
IV.D	MATÉRIEL	116
IV.E	MÉTHODES.....	116
IV.E.1	EMPLACEMENT DES CAPTEURS	116
IV.E.2	POPULATION.....	117
IV.E.2.1	SÉLECTION DES PATIENTS	117
IV.E.3	PROTOCOLE	119

IV.E.3.1	DÉTERMINATION DE LA « PROPULSION HABITUELLE ».....	119
IV.E.3.2	DÉTERMINATION DE LA « SOUPLESSE ARTICULAIRE DE L'ÉPAULE »	120
IV.E.3.3	ACQUISITION DES DONNÉES BIOMÉCANIQUES DE LA PROPULSION DU FRM	121
IV.E.4	MÉTHODOLOGIE D'ANALYSE DES DONNÉES	122
IV.E.4.1	SÉLECTION DES DONNÉES	122
IV.E.4.2	ANALYSE STATISTIQUE.....	122
IV.F	RÉSULTATS ET DISCUSSION.....	123
IV.F.1	LA DYNAMIQUE.....	123
IV.F.1.1	COMPARAISON DES PARAMÈTRES DYNAMIQUES DES PATIENTS GsD et GaD.....	123
IV.F.1.2	LA SYNCHRONISATION ENTRE LES MEMBRES DROIT ET GAUCHE	125
IV.F.1.3	PARTICULARITÉ DES PARAMÈTRES DYNAMIQUES CHEZ LES PERSONNES ÂGÉES	126
IV.F.1.4	L'ÉVOLUTION TEMPORELLE DU COUPLE ET DE LA VITESSE	127
IV.F.2	LA CINÉMATIQUE.....	129
IV.F.2.1	LE CYCLE DE PROPULSION.....	129
IV.F.2.2	LE STYLE DE PROPULSION.....	130
IV.F.2.3	LES PARAMÈTRES TEMPORELS.....	132
IV.F.2.4	LES ANGLES ARTICULAIRES.....	133
IV.F.3	L'ÉLECTROMYOGRAPHIE.....	143
IV.F.3.1	L'ÉTUDE QUALITATIVE.....	143
IV.F.3.2	L'ÉTUDE QUANTITATIVE.....	153
IV.F.3.3	CONCLUSION PARTIELLE	157
IV.G	CONCLUSION DU CHAPITRE	158
IV.G.1	CARACTÉRISTIQUES DE LA TECHNIQUE DE PROPULSION CHEZ LES PERSONNES ÂGÉES	158
IV.G.2	CAUSES ET/OU CONSÉQUENCES POSSIBLES DES DOULEURS D'ÉPAULES CHEZ LES PERSONNES ÂGÉES UTILISATRICES DU FRM	159
IV.G.2.1	RELATION POSSIBLE ENTRE LES CARACTÉRISTIQUES DE LA TECHNIQUE DE PROPULSION ET LES DOULEURS	159
IV.G.2.2	PART DE L'IMPLICATION DU FRM DANS L'APPARITION DES DOULEURS	160
IV.G.2.3	LES AUTRES PHÉNOMÈNES	161
IV.G.3	LE PROCESSUS DE PRÉVENTION : Apport au clinicien.....	161
IV.G.3.1	LA TECHNIQUE DE PROPULSION : L'ÉDUCATION DU PATIENT	161
IV.G.3.2	L'EXAMEN DE L'INTÉGRITÉ DES ÉPAULES.....	161
IV.G.3.3	LA RÉÉDUCATION	162
IV.H	PERSPECTIVES.....	162
CHAPITRE V : EFFET DE L'UTILISATION D'UNE MAIN COURANTE À LIAISON ÉLASTIQUE SUR LA BIOMÉCANIQUE DE LA PROPULSION DU FAUTEUIL ROULANT MANUEL PAR LES PERSONNES ÂGÉES.....		165
V.A	INTRODUCTION.....	165
V.B	OBJECTIFS.....	165
V.C	HYPOTHÈSES.....	166
V.D	MATÉRIEL ET MÉTHODES.....	167
V.D.1	MATÉRIEL.....	167
V.D.1.1	LE NOUVEAU SYSTÈME DE PROPULSION DU FRM	167
V.D.1.2	DISPOSITIFS DE MESURE	168
V.D.2	MÉTHODES	169
V.D.2.1	L'EMPLACEMENT DES CAPTEURS	169
V.D.2.2	NORMALISATION DES ESSAIS	169
V.D.2.3	POPULATION.....	169
V.D.2.4	PROTOCOLE	171
V.D.2.5	MÉTHODOLOGIE D'ANALYSE DES DONNÉES	172
V.E	RESULTATS :.....	173
V.E.1	RÉSULTATS DYNAMIQUES.....	173
V.E.1.1	ANALYSE DE L'ÉVOLUTION EN FONCTION DU TEMPS DES PARAMÈTRES DYNAMIQUES.....	173
V.E.1.2	ANALYSE STATISTIQUE RELATIVE AUX PARAMÈTRES DYNAMIQUES : COMPARAISON ENTRE LE FRM-R ET LE FRM-SS.....	174
V.E.1.3	CORRÉLATION ENTRE LES PARAMÈTRES DYNAMIQUES DES CÔTÉS DROIT ET GAUCHE RELATIFS AUX SYSTÈMES FRM-R ET FRM-SS	177
V.E.1.4	LA RESTITUTION D'ÉNERGIE.....	181
V.E.2	RÉSULTATS CINÉMATIQUES	181

V.F CONCLUSION.....	184
V.F.1 LE FRM-SS MIS À L'ÉPREUVE : QUESTIONNAIRE	184
V.F.2 APPORT CLINIQUE.....	184
V.F.3 APPORT AU FABRICANT ET PERSPECTIVES	185
CHAPITRE VI : CONCLUSION GÉNÉRALE ET PERSPECTIVES.....	187
RÉFÉRENCES BIBLIOGRAPHIQUES	191
A	191
B	191
C	193
D	194
E	195
F	195
G	195
H	196
I	197
J	197
K	197
L	198
M	198
N	199
O	199
P	200
R	200
S	201
T	201
V	202
W	204
Y	204
Z	204
ANNEXES.....	209
ANNEXE I : SQUELETTE DE LA CEINTURE SCAPULAIRE ET DU MEMBRE SUPÉRIEUR.....	205
ANNEXE II : MUSCLES DU MEMBRE SUPÉRIEUR ET DU TRONC	209
ANNEXE III : LE GONIOMÈTRE FASTRAK®	215
ANNEXE VI : LES COMMANDES DU FASTRAK®	215
ANNEXE V : FONCTIONNEMENT DU PROGRAMME « Acquire ».....	218
ANNEXE VI : LA MACRO DE STOCKAGE ET DE REPRÉSENTATION GRAPHIQUE DES DONNÉES.....	219
ANNEXE VII : LE PROGRAMME « CMC » VISUAL DESIGNER®	220
ANNEXE VIII : LE CÂBLAGE	221
ANNEXE IX : LA NOUVELLE MÉTHODE DE SYNCHRONISATION DES APPAREILS	224
ANNEXE X : CONSIDÉRATIONS ÉTHIQUES	225
ANNEXE XI : DOCUMENT DE CONSENTEMENT ÉCRIT DU PATIENT.....	226
ANNEXE XII : NOTE COMPLÉMENTAIRE AU CONSENTEMENT ÉCRIT DU PATIENT	227
ANNEXE XIII : LA FICHE INDIVIDUELLE	228
ANNEXE XIV : LA FICHE TEST.....	229
ANNEXE XV : LE QUESTIONNAIRE.....	230
ANNEXE XVI : ADRESSE DES FOURNISSEURS.....	231
APPORT DE CE TRAVAIL DE THÈSE	233
LISTE DES PUBLICATIIONS ET COMMUNICATIONS	234

INDEX DES FIGURES

Figure II-1 : Pourcentage de la population âgée de 60 ans et plus : à gauche en 2002 et à droite en 2050. http://www.un.org/esa/population/unpop.htm	7
Figure II-2 : Vieillesse de la structure de la population âgée.....	8
Figure II-3 : Les déficiences classées par type et par âge.....	9
Figure II-4 : Espérance de vie et invalidité.....	9
Figures II-5 : La ceinture scapulaire.....	14
Figures II-6 : L'articulation scapulo-humérale.....	15
Figures II-7 : Les surfaces articulaires de l'articulation scapulo-humérale.....	15
Figures II-8 : Les moyens d'union de la ceinture scapulaire.....	16
Figure II-9 : L'articulation acromio-claviculaire.....	17
Figure II-10 : Modèle musculaire de l'épaule.....	19
Figure II-11 : Muscles de l'épaule pouvant être impliqués dans la propulsion en FRM.....	19
Figure II-12 : Muscles de la coiffe des rotateurs.....	20
Figure II-13 : Les pathologies de l'épaule chez l'utilisateur du FRM. (a : lésion de la coiffe ; b : rupture de la coiffe ; c : bursite).....	26
Figure II-14 : Les manœuvres spécifiques à l'examen des épaules.....	28
Figure II-15 : Les phases de la propulsion.....	33
Figure II-16 : Les différentes techniques de propulsion : (a) Arc ; (b) : Circulaire ou Semi-Circulaire, SLOP, (c) : SLOP, (d) : DLOP. Vue latérale de la trajectoire de la 3ème articulation métacarpo-phalangienne (MCIII).....	34
Figure II-17 : Forces et couples impliqués durant la propulsion d'un FRM.....	36
Figure II-18 : Trajectoires typiques des forces appliquées à un FRM.....	38
Figure II-19 : Normalisation du signal EMG.....	44
Figure II-20 : Le FRMD.....	57
Figure II-21 : Le FR à levier (FRL).....	58
Figure II-22 : Le tricycle (FRT).....	58
Figure II-23 : Configuration du FRME.....	59
Figure III-1 : Le goniomètre électromagnétique 3D Fastrak®.....	70
Figure III-2 : Position et orientation des repères R_e et R_c	71
Figure III-3 : Placement des récepteurs cinématiques.....	73
Figure III-4 : Disposition du repère R_e par rapport au FRM et à l'ergomètre.....	74
Figure III-5 : Configuration de l'ergomètre à rouleaux.....	83
Figure III-6 : Emplacement des capteurs de vitesse et des masses additionnelles sur l'ergomètre.....	84
Figure III-7 : Le TM.2000.....	85
Figure III-8 : 1 ^{er} cas : Déplacement sur un sol horizontal.....	86
Figure III-9 : 2 ^{ème} cas : Équipage mobile sur l'ergomètre.....	87
Figure III-10 : Schéma du dispositif de mesure du couple.....	89
Figure III-11 : Disposition et système d'attache du FRM sur l'ergomètre.....	90
Figure III-12 : Disposition des nouveaux capteurs de couple.....	91
Figure III-13 : Schéma du nouveau dispositif de mesure du couple.....	92
Figure III-14 : Étalonnage du capteur de couple.....	93
Figure III-15 : Courbe d'étalonnage des capteurs de couple.....	93
Figure III-16 : Le rétrocontrôle visuel (« Feedback ») : Visualisation des paramètres dynamiques côtés droit et gauche.....	95
Figure III-17 : Schéma de la chaîne de mesure : la connectique électronique-informatique.....	97
Figure III-18 : Le Myodata®.....	98
Figure III-19 : Différentes parties du Myodata®.....	99
Figure III-20 : Les électrodes autocollantes.....	99
Figure III-21 : Placement des capteurs EMG.....	100
Figure III-22 : La télécommande filaire.....	101
Figure III-23 : Le cardiofréquencemètre.....	102
Figure III-24 : Position du poignet au début et la fin de chaque cycle de propulsion du FRM.....	104
Figure III-25 : Détermination des différentes phases d'un cycle de propulsion en FRM.....	105
Figure III-26 : Exemples de différents profils de courbes de couples enregistrés chez le même sujet utilisant différents types de FRM.....	106
Figure III-27 : Kinogramme 3D de la propulsion en FRM.....	107
Figure III-28 : Vérification de la synchronisation des appareils de mesure.....	108
Figure III-29 : Essais avec les résistances.....	111
Figure III-30 : Cage de Faraday ouverte et bloc d'alimentation du Fastrak® sous tension.....	111
Figure III-31 : Résultats des essais de simulation de mesures EMG.....	112
Figure III-32 : Différentes grandeurs biomécaniques mesurées en synchrone chez un patient type propulsant un FRM : 3 cycles.....	113

Figure IV-1 : Les positions extrêmes déterminant la souplesse articulaire de l'épaule.	120
Figure IV-2 : Étude de la synchronisation inter-membres supérieurs (droit et gauche) et de la différence inter-groupes (GsD en comparaison au GaD) concernant les paramètres dynamiques : (couple max., vitesse max., puissance max. et travail par poussée.	124
Figure IV-3 : Homogénéité des résultats des paramètres dynamiques droit et gauche : comparaison entre le GsD et le GaD (pour chaque paramètre, les valeurs sont classées par ordre croissant).	125
Figure IV-4 : Les paramètres dynamiques droit et gauche : exemple de courbes relatives à deux sujets types appartenant au GsD (A_1 et A_2) et au GaD (B_1 et B_2).	126
Figure IV-5 : Comparaison de l'évolution temporelle du couple et de la vitesse du GsD (a) par opposition au GaD (b).	128
Figure IV-6 : Technique de propulsion typique d'un sujet âgé utilisateur du FRM.	129
Figure IV-7 : Caractéristiques de l'angle de poussée : comparaison entre les patients du GsD et du GaD. (a) : patient du GsD : petit angle de poussée, (b) : patient du GaD.	130
Figure IV-8 : Cinématique de la propulsion du FRM chez les sujets âgés amputés : 5 cycles successifs de propulsion (a : plan sagittal ; b : plan frontal ; c : plan transversal ; d : vue 3D).	131
Figure IV-9 : Les paramètres temporels : comparaison entre le GsD et le GaD.	132
Figure IV-10 : Flexion-Extension min. et max. du tronc par rapport au plan frontal passant par le coccyx (Idem pour l'épaule).	134
Figure IV-11 : Flexion/Extension du tronc.	134
Figure IV-12 : Angles d'antéposition-rétroposition de l'épaule.	134
Figure IV-13 : Différentes techniques d'oscillation du tronc durant la phase propulsive. GsD (à gauche) : avance du tronc en phase avec l'oscillation du poignet. GaD (à droite) : recul du tronc et contrainte en traction de l'épaule en fin de poussée.	135
Figure IV-14 : Oscillations de l'épaule calculées selon l'axe horizontal Y : (a) : par rapport au plan frontal passant par le coccyx et (b) : par rapport au plan frontal passant par le dos.	137
Figure IV-15 : Évolution temporelle des angles articulaires chez deux sujets types du GsD (a) et du GaD (b).	138
Figure IV-16 : L'adduction-abduction du bras.	140
Figure IV-17 : L'antépropulsion-rétropropulsion du bras.	140
Figure IV-18 : La flexion-extension du coude.	140
Figure IV-19 : Les repères considérés pour le calcul des mouvements du bras. (a) vue de côté ; (b) : vue de face.	141
Figure IV-20 : Chronologie typique du biceps brachii au cours de 5 cycles (Cyc) de propulsion d'un FRM.	143
Figure IV-21 : Chronologie typique du triceps brachii au cours de 5 cycles (Cyc) de propulsion d'un FRM.	144
Figure IV-22 : Chronologie typique du deltoïdeus anterior (Da) au cours de 5 cycles (Cyc) de propulsion d'un FRM par deux sujets âgés. (a) Da se contractant en phases de poussée et de retour ; (b) : atténuation de la contraction du Da en phase de poussée.	145
Figure IV-23 Chronologie typique du deltoïdeus medialis au cours de 5 cycles (Cyc) de propulsion d'un FRM par trois sujets âgés. (a) : GsD ; (b) : Sujet Sp ; (c) : GaD.	146
Figure IV-24 : Chronologie typique du pectoralis major au cours de 5 cycles (Cyc) de propulsion d'un FRM. (a) : GsD ; (b) : GaD.	147
Figure IV-25 : Chronologie typique du trapezius medialis au cours de 5 cycles (Cyc) de propulsion d'un FRM. (a) : GsD ; (b) : GaD.	148
Figure IV-26 : Chronologie typique du deltoïdeus posterior au cours de 5 cycles (Cyc) de propulsion d'un FRM.	150
Figure IV-27 : Chronologie typique du brachio radialis au cours de 5 cycles (Cyc) de propulsion d'un FRM.	150
Figure IV-28 : Chronologie typique de la contraction des muscles étudiés au cours de 5 cycles de propulsion du FRM : exemple chez un patient âgé typique.	152
Figure IV-29 : L'intensité de l'activité musculaire en pourcentage de l'EMGiMax calculée par cycle de propulsion : comparaison entre le GsD et le GaD.	154
Figure IV-30 : L'intensité de l'activité musculaire en pourcentage de l'EMGiMax calculée par phase de propulsion : comparaison entre le GsD et le GaD.	156
Figure V-1 : Liaison rigide entre la main courante et le cerceau. A : FRM habituel ; B : FRM expérimental.	167
Figure V-2 : Les nouveaux systèmes de liaison entre la main courante et la roue.	168
Figure V-3 : Résultats dynamiques issus d'essais réalisés avec un FRM dont la flexibilité de la liaison est la même à droite et à gauche chez un patient âgé typique de la population étudiée.	173
Figure V-4 : Les paramètres dynamiques : comparaison entre le FRM-R et le FRM-SS sur les bases des calculs statistiques.	176
Figure V-5 : Couples et vitesses : Dissymétrie entre les côtés droit et gauche : système FRM-R.	177
Figure V-6 : Couples et vitesses : Symétrie entre les côtés droit et gauche : systèmes FRM-SS.	177
Figure V-7 : Puissances et travaux : Dissymétrie entre les côtés droit et gauche : système FRM-R.	178
Figure V-8 : Puissances et travaux : Symétrie entre les côtés droit et gauche : système FRM-R.	178
Figure V-9 : Comparaison des couples et des puissances droite et gauche : systèmes FRM-S et FRM-SS.	180
Figure V-10 : Comparaison des couples droit et gauche : systèmes FRM-S et FRM-SS.	180
Figure V-11 : Comparaison des vitesses droite et gauche : systèmes FRM-S et FRM-SS.	180
Figure V-12 : Comparaison des distances droite et gauche parcourues par cycle et par phase de propulsion : systèmes FRM-S et FRM-SS.	180
Figure V-13 Évolution en fonction du temps des valeurs du couple $C(t)$ enregistrée chez un patient type.	181
Figure V-14 : Kinogramme de propulsion chez un sujet typique utilisateur d'un FRM (10 cycles). A : FRM-R ; B : FRM-SS.	183

INDEX DES TABLEAUX

Tableau II-1 : Enquête de vente des FRM des sociétés adhérentes SNITEM (groupes INVACARE, SUNRISE MÉDICAL, DUPONT MÉDICAL, MEYRA, VERMEREIN, VIAULGO et OTTO BOCK). [Esnee, 1997]	6
Tableau II-2: Répartition des âges des utilisateurs de FR. Les handicapés moteurs sont classés par : lieu, âge et/ou type de FR.	6
Tableau II-3 : Prévalence des déficiences motrices chez les personnes âgées à domicile et celles en institution en France. D'après Mormiche (2001). Source : Enquêtes HID 98 et 99N.	9
Tableau II-4 : Évolution du nombre de personnes âgées dépendantes de 60 ans ou plus selon les différents scénarii.	10
Tableau II-5 : Pourcentage des douleurs d'épaules chez les blessés médullaires [d'après Nadeau, 1997]	11
Tableau II-6 : Arthrologie du membre supérieur	18
Tableau II-7 : Topographie et fonctions des muscles de la coiffe des rotateurs.	20
Tableau II-8 : Angles de confort pour le membre supérieur [Cail et coll., 1996 ; d'après INRS, 2001]	24
Tableau II-9 : Résumé des amplitudes articulaires durant la propulsion d'un FRM.	35
Tableau II-10 : Activité musculaire maximale (max.) et moyenne (moy) en pourcentage de l'activité isométrique maximale (MVC) durant la propulsion du FRM [d'après Mulroy et coll., 1996]	47
Tableau II-11 : Effet de l'entraînement sur les paramètres temporels.	51
Tableau III-1 : Étude de la répétabilité des mesures du Fastrak®	71
Tableau-III-2 : Les systèmes de mesure utilisés pour l'étude dynamique la propulsion en FRM.	77
Tableau III-3 : Étalonnage des capteurs de couple . Chacune des valeurs C_d et C_g est une moyenne des valeurs obtenues pour une même charge lors de plusieurs essais.	93
Tableau IV-1 : Récapitulatif des principales caractéristiques des sujets sélectionnés pour cette étude.	118
Tableau IV-2 : Récapitulatif des mesures relatives à la souplesse de l'épaule.	121
Tableau IV-3 : Les paramètres : comparaison entre le groupe témoin (GsD) et le groupe souffrant de douleurs (GaD).	123
Tableau IV-4 : Corrélation entre les paramètres dynamiques des côtés droit et gauche.	125
Tableau IV-5 : Comparaison des données dynamiques de l'étude actuelle avec celles de la littérature.	127
Tableau IV-6 : L'angle de poussée (PP) : début et fin par rapport à la verticale passant par le centre du cerceau et sa variation par cycle de propulsion.	129
Tableau IV-7 : Aspects de la propulsion du FRM chez les personnes âgées étudiées.	130
Tableau IV-8 : Durée du cycle de propulsion du FRM et de ses phases : comparaison entre les patients GsD et GaD.	132
Tableau IV-9 : Amplitudes angulaires des oscillations du tronc et de l'épaule dans le plan sagittal YZ : début et fin de poussée, maximales et minimales par cycle (Cyc) et angles par phase propulsive (PP).	134
Tableau IV-10 : Amplitudes des oscillations de l'épaule (en mètre) calculées selon l'axe horizontal Y et par rapport au plan frontal passant par le coccyx : début et fin de poussée (PP), maximales et minimales par cycle (Cyc) et déplacement par phase propulsive.	137
Tableau IV-11 : Amplitudes angulaires du bras (dans les plans frontal XY et sagittal YZ) et du coude (dans le plan sagittal YZ) : début et fin de poussée (PP), maximales et minimales par cycle et angle par phase propulsive.	140
Tableau IV-12 : Corrélation entre les mouvements segmentaires calculés en début de poussée (PP).	141
Tableau IV-13 : Corrélation entre les mouvements segmentaires calculés en fin de poussée (PP).	142
Tableau IV-14 : Quantification de l'intensité de l'activité musculaire en pourcentage de l' $EMGi_{Max}$ calculée par cycle de propulsion : comparaison entre le GsD et le GaD.	153
Tableau IV-15 : Quantification de l'intensité de l'activité musculaire en pourcentage de l' $EMGi_{Max}$ calculée par phase de propulsion : comparaison entre le GsD et le GaD.	156
Tableau V-1 : Récapitulatif des principales caractéristiques des sujets sélectionnés pour cette étude.	170
Tableau V-2 : Les paramètres dynamiques : comparaison entre le FRM-R et le FRM-SS.	175
Tableau V-3 : Résultats statistiques relatifs à l'étude de la symétrie des paramètres dynamiques entre les côtés droit et gauche : comparaison entre le FRM-R et le FRM-SS.	179

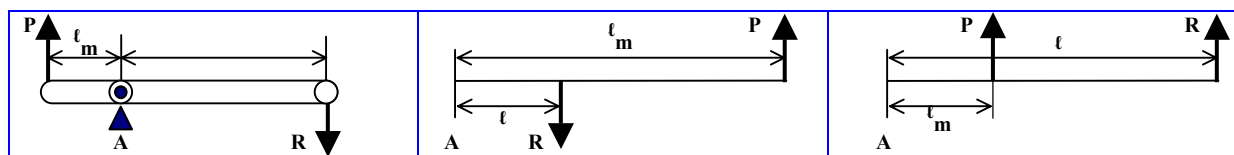
LISTE DES ABRÉVIATIONS

♀ : femme ; ♂ : homme.
AB : personnes non dépendantes de l'utilisation du FRM.
Abd. (abd.) : abduction.
Acquire : programme informatique destiné à synchroniser le lancement de l'acquisition des divers appareils de mesures.
Add. (add) : adduction.
ANAES : Agence Nationale d'Accréditation et d'Évaluation en Santé.
anim : programme Matlab® de création des kinogrammes et des simulations de propulsion sous forme de fichier vidéo (animations).
Ant. (ant.) : antérieur.
Ar : style en arc.
Arr. (arr.) : arrière.
Art. (art) : articulation.
Av. (av.) : avant.
Bb : biceps brachii.
Br : brachioradialis.
C max. (C min.) : couple maximum (minimum).
C : Mr3 : Fm : couple appliqué par la main courante à la roue.
C.C.N.E. : Comité Consultatif National d'Ethique pour les sciences de la vie et de la santé.
C(t) : couple en fonction du temps.
Cd ou CD (Cg ou CG) : couple droit (gauche).
CMC : programme de rétrocontrôle visuel des données (Visual Designer®).
Cyc (cyc) : cycle.
Da : deltoïdeus anterior.
Déb : début.
DentA : serratus anterior.
Dist : distance.
Dist / cyc (Dist / pous ; Dist / ret) : distance parcourue par cycle (par phase de poussée ; par phase de retour).
DLOP : double looping over propulsion : style en double boucle à propulsion supérieure.
Dm : deltoïdeus medialis.
DP : phase de traction ou phase tirante ou phase de début de poussée.
Dp : deltoïdeus posterior.
DSP : densité spectrale de puissance.
Ec : extenseur du carpe.
ECG : électrocardiogramme.
EMG : électromyographie ou électromyographique.
EMGB : EMG brut.
EMGi : EMG intégré.
EMGi_{max} : EMG intégré maximal : pic le plus élevé de l'EMGi.
EMGM : moyenne glissante de l'EMG.
EMGm : EMG moyenne.
EMGR : EMG rectifié ou redressé
Ext. (ext.) : extension.
F_{max} : fréquence cardiaque.
FEF : fraction de force efficace.
Feff : force effective: valeur absolue de Smθ.
FG : sujets dont la flexion du dos est supérieure à 10°.
Fk (Fk®) : Fastrak.
Flex. (flex.) : flexion.
Fm : Mr3 : C : Force efficace (C : couple appliqué par la main courante à la roue).
FP : phase de poussée proprement dite ou phase fin de poussée.
FR : fauteuil roulant.
FRL : FRM de type à levier.
FRM : fauteuil roulant à propulsion manuelle.
FRM-R : fauteuil roulant manuel à liaison rigide entre le cerceau et la roue.
FRM-S : fauteuil roulant manuel à liaison souple entre le cerceau et la roue.
FRM-SS : fauteuil roulant manuel à liaison semi-souple entre le cerceau et la roue.
FRP : FRM de type pédalier-poignée.
FRT : FRM de type tricycle.
E_{tot} : force totale.
GaD : groupe avec douleurs.
Gd : latissimus dorsi.
Gp : pectoralis major.
GsD : groupe sans douleurs.
I.F.A. : Fédération Internationale du Vieillessement.
Inf. (inf.) : inférieur.
Lat. (lat.) : latéral (e).
LE : l'enveloppe de l'EMG : "linear envelop".
Lig. (lig) : ligament.
MA : Avantage mécanique.
Max. (max.) : maximum.
ME : efficacité mécanique. Elle est calculée en fonction de consommation d'oxygène.
Med. (med.) : medial (e).
Mh : Mm3 : la composante sur e₃ du couple appliqué par le patient à la main courante.
Min. (min.) : minimum.
Mm3 : Mh : la composante sur e₃ du couple appliqué par le patient à la main courante.
Mr3 : Fm : C : Force efficace (C : couple mesuré par le capteur construit au laboratoire : couple appliqué par la main courante à la roue).
MVC : contraction isométrique maximale.
NFG : sujet dont la flexion du dos ne dépasse pas 10°.
O.N.U. : Organisation des Nations Unies.
P max. (P min.) : puissance maximale (minimale).
P : puissance utile.
PAPAW : FRME : FRM dont le moyeu de chaque roue motrice est équipé d'un système d'entraînement sous forme de motorisation électrique auxiliaire à batterie rechargeable.
POMax : puissance maximale moyenne.
Post. (post.) : postérieur.
Pous (pous) : poussée.
PP : phase de poussée ou propulsive ou phase d'appui.
PPC : phase de prise de contact avec le cerceau.
PR : phase de récupération ou phase de retour.

R_c : repère lié à un des receveurs du Fastrak® et dont les axes sont **eX**, **eY**, **eZ**.
R_e : repère lié à l'émetteur du Fastrak® et dont les axes sont **E_x**, **E_y**, **E_z**.
ret : retour.
R_m : rayon de la main courante.
RMS : la puissance électrique de l'EMG : « root mean square ».
RR : résistance au roulement.
R_g : rayon de la roue.
SC : style circulaire dit aussi semi-circulaire.
Scvc : la surface située sous la courbe EMGi
seb : programme Matlab® de calcul des début et fin de cycle.
SLOP : single looping over propulsion : style en boucle unique à propulsion supérieure.
Sm : en valeur absolue correspond à de la force totale **F_{tot}**.
Smθ : Feff : force effective.
So-é : infraspinatus.
S-s : subscapularis.
Su-é : supraspinatus.
Sup. (sup.) : supérieur.
Tb : triceps brachii.
Ti : trapezius inférieur.
Tm : trapezius medialis.
TS : trapezius supérieur.
V_{max} (V min.) : vitesse maximale (minimale).
V : vitesse.
VC7 : septième vertèbre cervicale (processus épineux).
VO₂ : consommation d'oxygène
VSD : Villiers-Saint-Denis.
W / pous : travail par poussée.
W : travail.
WCD : personnes dépendantes de l'utilisation du FRM.
Wd (Wg) : travail droit (gauche).
Ω_R : vitesse de rotation angulaire de la roue.
Ω_g : vitesse de rotation angulaire des galets.

DÉFINITIONS DES MOTS TECHNIQUES

Arthrodies : dites également planes : sont des articulations de type diarthroses mobiles dans 1 plan. Elles bougent par glissements de très faible amplitude
Articulation : une articulation est un point de contact entre différents os. La fonction essentielle de l'articulation est la mobilité du squelette. La fonction secondaire est la protection de certaines structures.
Bursite : Est une inflammation des bourses des tendons à cause des frottements excessifs. Les bourses perdent de leur liquide synovial. Le liquide se répand et fait gonfler l'articulation.
Caput longum : longue portion.
Deltoïdeus : deltoïde.
Anterior deltoïdeus : Dentelé antérieur ou grand dentelé
Diarthrose ou **abarthrose** : est une articulation "classique simple" mobile, par opposition aux articulations semi-mobiles (ex : articulations vertébrales) ou fixes (ex : sutures crâniennes). Elle est constituée d'une cavité articulaire, limitée par la capsule ligamentaire et la synoviale et les extrémités ou épiphyses osseuses, recouvertes de cartilage articulaire. Ce type d'articulation permet en général des mouvements de grande amplitude.
Enarthroses : sont des articulations de type diarthroses sont mobiles dans 3 plans. Elles sont sphériques.
Impingement : écrasement.
Infraspinatus : infra-épineux.
Labrum : cavité glénoïde.
Lever osseux : est une barre rigide mobile autour d'un point fixe nommé point d'appui. Ce point est soumis à 2 forces qui tendent à le faire tourner en sens opposés. Par convention, on appelle ces forces la puissance et la résistance. La distance entre la force de puissance et le point d'appui correspond au bras de puissance (dp). Le bras de résistance (dr) est la distance entre la force de résistance et le point d'appui. On détermine l'avantage mécanique ainsi : $AM = dp/dr$. La valeur de cette quantité dépend donc de la position des forces par rapport au point d'appui. Selon la position des forces, on distingue trois genres de leviers (Voir figure ci-dessous).



Léviér du 1^{er} genre ou inter-appui.
Leviers du 2^{ème} genre ou inter-résistant.
Leviers du 3^{ème} genre ou inter-puissant.
Légende : **m** : force musculaire ; **ℓ_m** : longueur du bras du levier à partir de l'axe articulaire ; **F** : force de gravité (de résistance (R)) ; **ℓ** : distance du point d'application de la force à l'axe de l'articulation. http://www.qprtools.com/sport/staps_performance/ReglesMecaFondamental.pdf

Pectoralis major (minor) : grand (petit) pectoral.

Points détente (zone détente, point gâchette) : zone d'hyperexcitabilité dans un tissu qui, lorsqu'on lui applique une pression, est localement sensible, et, en cas de d'hyperexcitabilité suffisante, donne naissance à une douleur et à des phénomènes neurovégétatifs référés et troubles proprioceptifs.

Points détente latents : zone d'hyperexcitabilité dans un muscle ou son fascia, cliniquement silencieuse; c'est à dire sans douleur spontanée; elle ne devient douloureuse qu'à la palpation.

Poutre : c'est un solide engendré par une aire plane S dont le centre de gravité G décrit une courbe C, le plan de S restant normal à la courbe C. L'aire S est appelée section droite, ou section normale de la poutre. La courbe C est appelée fibre moyenne de la courbe.

Rhizarthrose : Pathologie articulaire de type arthropathie rhumatismale et spécialement rhumatisme dégénératif.

Subclavius : sous-clavier.

Subscapularis : sous-scapulaire.

Supraspinatus : supra-épineux.

Synoviale (articulation) ou **diarthrose** : c'est une articulation présentant des surfaces articulaires de forme variable et encroûtées de cartilage hyalin, une cavité articulaire et une capsule articulaire constituée de 2 membranes fibreuses.

Syssarcose : un espace cellulaire disposé de part et d'autre du muscle grand dentelé

Tendinite : C'est une inflammation des gaines de tendons, à cause d'une utilisation excessive des tendons, avec une mauvaise récupération.

Ténosite ou **ténosynovite** : tendinite.

Teres major (minor) : grand (petit) rond.

Trapezius : trapèze.

Triceps Brachii : triceps brachial.

Trochléennes : dites également en chamière : sont des articulations de type diarthroses mobiles dans 2 plan. Elles sont mobiles dans le plan sagittal

Trochoïde : ou à pivot, est une articulation de type diarthrose mobile dans 1 plan (plan sagittal). Elle met en présence deux segments de cylindre, l'un plein et l'autre creux. Elle possède un axe de mouvement permettant des rotations interne et externe.

Viellissement : les articulations sont très fonctionnelles jusqu'à l'âge de 50 ans. Au delà de cet âge, une raideur et une usure du système articulaire apparaît provoquant une perte d'amplitude dans les mouvements. La pratique d'une activité physique retarde les effets du vieillissement au niveau des articulations, à condition que l'activité soit pratiquée correctement. En effet, une pratique trop intense peut engendrer l'usure des articulations. Les activités aquatiques sont recommandées aux personnes âgées pour éviter cette usure.



CHAPITRE I

INTRODUCTION GÉNÉRALE : PRÉSENTATION DE L'ÉTUDE



TABLE DES MATIÈRES

CHAPITRE I :	INTRODUCTION GÉNÉRALE : PRÉSENTATION DE L'ÉTUDE.....	1
I.A	INTRODUCTION.....	1
I.B	BUTS DE CE TRAVAIL.....	1
I.A.1	LES LACUNES DE LA LITTÉRATURE.....	1
I.A.2	HYPOTHÈSES	2
I.A.3	OBJECTIFS	3
I.C	ARCHITETURE DU MÉMOIRE	4

CHAPITRE I : INTRODUCTION GÉNÉRALE : PRÉSENTATION DE L'ÉTUDE

I.A INTRODUCTION

À l'instar des jeunes et/ou des athlètes handicapés, l'usage quotidien du fauteuil roulant manuel (FRM) entraîne chez un grand nombre de personnes âgées un surmenage de la structure myo-tendineuse et ostéo-articulaire de la ceinture scapulaire [Curtis, 1999.b ; Nichols et coll., 1979.b ; Stainier, 1996 ; Khelia, et coll., 2000 ; Rodgers et coll., 2000 ; Boninger et coll., 2002]. Ce fait est plus fréquent chez les personnes âgées [Curtis et coll., 1995 ; Nadeau, 1997]. Il est responsable, parfois après un à deux mois d'utilisation du FRM, de phénomènes dégénératifs et douloureux affectant l'articulation scapulo-humérale et les structures adjacentes (50 à 73 % tous types d'utilisateurs confondus) [Stainier, 1996 ; Nadeau, 1997]. À la longue, ce surmenage entraîne l'apparition de pathologies dont la plus courante est la rupture des tendons de la coiffe des rotateurs [Bayley et coll., 1987 ; Stainier, 1996 ; Nadeau, 1997 ; Reinold et Ohanna, 1997]. Il en résulte de nouvelles prescriptions médicales, des traitements de kinésithérapie et finalement un séjour hospitalier plus long que prévu.

Tel est le cas de certains patients âgés de l'Hôpital de Villiers-Saint-Denis (VSD) qui, amputés du ou des membres inférieurs, se déplacent essentiellement en FRM pendant leur période de rééducation.

La guérison des épaules, souvent partielle [Vecchio et coll., 1993 ; Subbarao et coll., 1995 ; Nadeau, 1997 ; ANAES, 2001], demande en moyenne une période de trois à six mois [ANAES, 2001]. Source de souffrance supplémentaire à celles engendrées par leur handicap et leur récente amputation, les douleurs des épaules et des structures adjacentes limitent les capacités d'indépendance de ces sujets [Moberg, 1978 ; Wylie et Chakera, 1988].

En conclusion, ces pathologies ont un coût humain et financier important. C'est de cette constatation qu'est né ce travail. Les recherches engagées visent à réduire le travail de la ceinture scapulaire de manière à prévenir le développement des douleurs d'épaules consécutives à l'utilisation du FRM chez la population âgée.

I.B BUTS DE CE TRAVAIL

I.B.1 LES LACUNES DE LA LITTÉRATURE

Bien qu'en pratique clinique les plaintes des patients utilisateurs de FRM soient fréquentes, les désordres qui en sont la cause n'ont été jusqu'à présent qu'incomplètement étudiés [Nadeau, 1997].

Les quelques données tirées de la littérature suggèrent que si certains désordres sont la rançon inévitable du gain de liberté apporté par le FRM, la fréquence des douleurs qui découlent de l'utilisation de ce matériel pourrait néanmoins être réduite par une démarche systématique de prévention. Or la majorité des chercheurs qui se sont penchés sur le problème des pathologies du membre supérieur dues à l'utilisation du FRM ne font que citer les causes de ces désagréments. Le peu d'études effectuées à propos de la prévention, proposent des solutions qui ne résolvent qu'incomplètement le problème car elles ne concernent que le choix du fauteuil roulant [Van der Woude, et coll., 1999]. À titre d'exemples on peut citer :

1) Le fauteuil roulant électrique. Simple d'utilisation mais souvent partiellement remboursé par la sécurité sociale, il présente l'inconvénient d'être trop cher pour la majorité des handicapés. Par ailleurs, il nécessite un entretien régulier [Guillon B. et Laffont, 2002 ; Jacquot et coll., 1997] ;

2) Le fauteuil roulant à cerceaux équipé de moteurs d'entraînement (FRME). Il n'est pas agréé par la sécurité sociale et présente les mêmes inconvénients que le fauteuil roulant électrique [Guillon B. et Laffont, 2002]. D'autre part, sa configuration actuelle expose son utilisateur à de sérieux risques de bascule arrière ;

3) Le fauteuil roulant à manivelle ou à levier (FRL) et le fauteuil tricycle (FRT). Ces fauteuils n'ont pas eu un grand succès et sont restés peu populaires. Pour des raisons pratiques, de portabilité, de manœuvrabilité, de liberté de mouvement et de transferts lors des activités journalières mais aussi pour des raisons psychologiques de confort et d'esthétique, 90 % des utilisateurs permanents des chaises roulantes préfèrent le fauteuil à propulsion manuelle [Ravaud, et coll., 1994 ; Jacquot et coll., 1997 ; Van der Woude, et coll., 1999 ; Bontout et coll., 2002]. D'autre part, les FRL et les FRT, dont les coûts sont élevés par rapport au prix du FRM, ne sont pas, ou sont incomplètement remboursés par la sécurité sociale.

À ma connaissance, en matière de prévention, aucune investigation n'a conduit à proposer de solutions par une action au niveau de la technique de propulsion. Mes efforts pour réunir des éléments de bibliographie concernant la prévention des contraintes générées par l'utilisation du FRM par les personnes âgées, ont été souvent vains.

On s'aperçoit que, si la littérature fait état de nombreux travaux dans le domaine du déplacement en fauteuil roulant, elle reste muette à propos de la biomécanique de la propulsion du FRM par les personnes âgées. Bien que les analystes s'accordent pour dire que le nombre de personnes âgées utilisatrices d'un fauteuil roulant manuel va en croissant [Bloomquist, 1986 ; Gabrielle et coll., 1996 ; Mormiche, 2001 ; Bontout et coll., 2002], force est de constater que les recherches effectuées dans le domaine du déplacement en FRM ne concernent pour l'essentiel que des infirmes jeunes et/ou sportifs [Van der Woude, 1989.d ; Vanlandewijck et coll., 1997 ; Dallmeijer, 1998].

La technique de propulsion du FRM est en relation étroite avec les caractéristiques des utilisateurs de ce matériel. On citera par exemple l'âge, la condition physique, les causes du handicap, etc. [Sawka et coll., 1981 ; Sanderson et Sommer, 1985 ; Veeger et coll., 1989.b ; Bednarczyk et Sanderson, 1994 ; Burnham et coll., 1993 ; Dallmeijer, 1998 ; Rodgers et coll., 2001 ; Cf. paragraphe II.D.4.1.2]. Malgré cela, la littérature ne cite que peu de cas d'utilisation de ce matériel par les amputés vasculaires des membres inférieurs. En réalité, les études s'intéressent principalement aux blessés médullaires qui, contrairement à la plupart des patients concernés par la recherche envisagée, sont des utilisateurs extrêmement actifs du FRM qui par ailleurs, utilisent leur fauteuil depuis deux voire trois décennies.

Apparemment, en termes de propulsion du FRM, aucune équipe ne prend en compte la population étudiée ici dont les caractéristiques peuvent se résumer ainsi : âge avancé et espérance de vie limitée.

Cette étude a pour ambition de combler ces lacunes par une approche alliant analyse du mouvement et analyse des efforts. Mon souhait est de contribuer à l'enrichissement des connaissances dans le domaine de la biomécanique du déplacement en FRM mais aussi à la diminution des douleurs d'épaules des personnes âgées utilisatrices du FRM.

I.B.2 HYPOTHÈSES

Plusieurs hypothèses ont été émises :

1) La technique de propulsion d'un FRM adoptée par les personnes âgées est purement spontanée. En effet, pendant la période de rééducation, l'intervention des kinésithérapeutes est concentrée sur l'apprentissage de la marche à l'aide des jambes prothétiques et des cannes. Celle relative à l'éducation spécifique du déplacement en FRM est peu importante voire

inexistante [Rey, et coll., 1997]. De ce fait, une utilisation non rationnelle du FRM est probablement une des causes du surmenage des articulations de l'épaule ;

2) Le FRM proposé au sein de l'hôpital est généralement un modèle standard. Il est lourd et n'est pas toujours adapté à la population à laquelle il s'adresse. Celle-ci est âgée, fatigable et polypathologique. Elle a souvent des moyens financiers limités. Ce dernier point interdit aux patients l'accès aux gammes de fauteuils élaborés qui, offrent de multiples options de réglage et de confort.

Il est clair que l'étude envisagée nécessite une exploration fonctionnelle et descriptive du mouvement de propulsion du FRM en vue d'une compréhension parfaite du fonctionnement du membre supérieur et du tronc des patients (trajectoire des articulations sollicitées, puissance développée, activité musculaire, etc.). Cet acquis est indispensable pour parvenir à :

- ↳ Classer, par ordre d'importance le degré d'intervention des muscles effecteurs les plus sollicités, voire des chefs musculaires essentiellement impliqués lors de la mobilisation du chaînon articulaire de la ceinture scapulaire ;
- ↳ Porter un jugement sur les diverses situations et/ou les techniques d'exécution de la propulsion d'un fauteuil roulant.

Et par conséquent, en fonction des phases de la propulsion, trouver des éléments pour évaluer :

- ↳ Le plan de la coopération musculaire (synchronisation des muscles agonistes) par une étude électromyographique ;
- ↳ Le plan d'entrée en activité des muscles effecteurs ;
- ↳ La coordination des mouvements inter segmentaires du membre supérieur.

Les dispositifs mis en œuvre sont les suivants :

- 1) Un ergomètre à rouleaux pour l'étude dynamique ;
- 2) Un goniomètre électromagnétique pour les mesures cinématiques ;
- 3) Un électromyographe pour l'étude de la contraction musculaire.

Ils permettent de développer une étude biomécanique pluridisciplinaire du déplacement en FRM.

1.B.3 OBJECTIFS

Mon action a pour but de réduire le travail de la ceinture scapulaire. Elle est avant tout préventive. Pour satisfaire cette ambition, compte tenu du matériel disponible, quatre étapes ont été définies :

- 1) Constituer une chaîne de mesure fiable et adaptée aux besoins des investigations ;
- 2) Étudier les caractéristiques biomécaniques de la propulsion du FRM par les personnes âgées souffrant ou non de douleurs d'épaules ;
- 3) Donner au clinicien les moyens d'optimiser la procédure de rééducation des patients et d'enseigner une technique rationnelle de propulsion.
- 4) Proposer aux fabricants des évolutions des règles de conception et de fabrication du FRM de base, ce dernier restant accessible aux personnes à faibles revenus.

L'aboutissement d'un tel programme implique, au préalable, la connaissance approfondie de la littérature dans les domaines cités ci-dessus mais aussi dans le domaine de la gériatrie. C'est de l'acquisition de ce savoir que traite le prochain chapitre (Cf. Chapitre II).

I.C ARCHITETURE DU MÉMOIRE

L'architecture de ce mémoire est divisée en six chapitres :

I- Le premier chapitre introduit et présente l'étude menée ici.

II- Le deuxième chapitre concerne l'étude bibliographique. Il est composé de cinq parties :

A- Première partie : Étendue et prévalence des douleurs des épaules liées à l'utilisation du FRM par les personnes âgées. Cette partie met en évidence les intérêts humains et économiques d'une telle recherche.

B- Deuxième partie : Étude anatomo-pathologique du membre supérieur et principalement du complexe articulaire de l'épaule. Les circonstances étiologiques et étiopathogéniques liées à l'utilisation du FRM apportent des éléments complémentaires qui justifient le choix des objectifs.

C- Troisième partie : Étude bibliographique relative à la biomécanique de la propulsion du FRM. Elle expose pour chacun des domaines de la biomécanique (cinématique, dynamique, électromyographie) :

↳ Les principes généraux et spécifiques à la biomécanique de propulsion d'un FRM ;

↳ L'état des connaissances acquises dans les disciplines concernées par cette activité.

D- Quatrième partie : Étude de l'implication du FRM dans l'apparition des douleurs du membre supérieur.

E- Cinquième partie : Quelques réflexions à propos de la prévention de ces désordres.

III- Le troisième chapitre est consacré à la description des étapes franchies pour aboutir à une chaîne de mesure opérationnelle, fiable et adaptée aux besoins expérimentaux de ce travail.

Les développements d'une méthodologie et d'une nouvelle approche alliant analyse du mouvement, analyse des efforts à l'arceau de propulsion et analyse de l'activité électrique des muscles sont exposés.

IV- Dans le quatrième chapitre, sont décrites les caractéristiques du schéma moteur de la propulsion du FRM par des personnes âgées souffrant ou non de douleurs d'épaule. Les résultats sont confrontés à ceux de la littérature concernant les utilisateurs jeunes et/ou sportifs du FRM.

V- Dans le cinquième chapitre sont exposées les investigations visant à atteindre l'objectif à long terme. L'effet de l'utilisation de nouveaux prototypes de FRM sur la biomécanique de la propulsion des personnes âgées est étudié. Une conception nouvelle respectant la faisabilité technique et la viabilité économique est proposée.

VI- Dans le sixième chapitre, un bilan des résultats est présenté et les perspectives sont évoquées.





CHAPITRE II

REVUE DE LA LITTÉRATURE



TABLE DES MATIÈRES

CHAPITRE II : REVUE DE LA LITTÉRATURE	5
II.A INTÉRÊT DE L'ÉTUDE : ÉTAT DES CONNAISSANCES ET JUSTIFICATION DES OBJECTIFS	5
II.A.1 LE MARCHÉ DU FAUTEUIL ROULANT	5
II.A.1.1 PRÉVALENCE DE L'ÉTUDE RELATIVEMENT AU NOMBRE D'UTILISATEURS DU FRM ..	5
II.A.1.2 PRÉVALENCE DE L'ÉTUDE RELATIVEMENT À L'IMPORTANCE DU NOMBRE DES AMPUTÉS	7
II.A.2 LES PRÉVISIONS DÉMOGRAPHIQUES, LE HANDICAP ET LA VIEILLESSE	7
II.A.2.1 L'AUGMENTATION DU NOMBRE DES PERSONNES ÂGÉES	7
II.A.2.2 LE VIEILLISSEMENT DE LA POPULATION : LE PHÉNOMÈNE DU PAPY-BOOM....	8
II.A.2.3 LE HANDICAP ET LA VIEILLESSE	8
II.A.2.4 LE VIEILLISSEMENT MONDIAL DEVIENT INQUIÉTANT : LES HANDICAPÉS SERONT DE PLUS EN PLUS NOMBREUX	10
II.A.3 LA VIEILLESSE, LE HANDICAP ET LA PAUVRETÉ	10
II.A.4 PRÉVALENCE DES DOULEURS D'ÉPAULES CHEZ LES UTILISATEURS DU FRM	11
II.A.4.1 LES DOULEURS D'ÉPAULES CHEZ LES HANDICAPÉS DU HANDISPORT	12
II.A.4.2 LES DOULEURS D'ÉPAULES CHEZ LES PERSONNES ÂGÉES	12
II.A.5 RESPONSABILITÉ DE L'UTILISATION DU FRM DANS L'APPARITION DES DOULEURS	13
II.A.6 CONCLUSION PARTIELLE	13
II.B QUELQUES ÉLÉMENTS D'ANATOMIE ET DE BIOMÉCANIQUE DE LA PROPULSION DU FRM.	14
II.B.1 ÉTUDE ANATOMO-PHYSIOLOGIQUE DU MEMBRE SUPÉRIEUR	14
II.B.1.1 INTRODUCTION	14
II.B.1.2 ANATOMIE DU MEMBRE SUPÉRIEUR	14
II.B.1.3 CINÉSIOLOGIE ARTICULAIRE DU MEMBRE SUPÉRIEUR	21
II.C L'ANATOMOPATHOLOGIE DE L'ÉPAULE CHEZ LES UTILISATEURS DU FRM.....	25
II.C.1 INTRODUCTION	25
II.C.2 LÉSIONS GÉNÉRÉES AU NIVEAU DES ÉPAULES : SIÈGE, NATURE ET MÉCANISME	25
II.C.3 LES DIFFÉRENTES SÉQUENCES DE L'EXAMEN MÉDICAL	27
II.C.4 LES CARACTÉRISTIQUES CLINIQUES ET LEURS CONSÉQUENCES	30
II.C.5 LES SOINS	31
II.C.6 CONCLUSION PARTELLE	32
II.D LES FONDEMENTS BIOMÉCANIQUES DE LA PROPULSION DU FRM.....	33
II.D.1 ÉTAT DES CONNAISSANCES CONCERNANT LA CINÉMATIQUE DE LA PROPULSION...	33
II.D.1.1 LE CYCLE DE PROPULSION DU FAUTEUIL ROULANT	33
II.D.1.2 LES DIFFÉRENTS STYLES DE PROPULSION	34
II.D.1.3 LES AMPLITUDES ARTICULAIRES	35
II.D.2 PRINCIPES DE LA DYNAMIQUE DE LA PROPULSION DU FRM	36
II.D.2.1 LES PARAMÈTRES DYNAMIQUES	36
II.D.2.2 LES CARACTÉRISTIQUES DES PARAMÈTRES DYNAMIQUES	37
II.D.2.3 L'EFFICACITÉ DU DÉPLACEMENT DU FRM	38
II.D.3 POINT SUR L'ÉTUDE ÉLECTROMYOGRAPHIQUE	40
II.D.3.1 SYNTHÈSE DES PRINCIPES DE L'ÉLECTROMYOGRAPHIE	40
II.D.3.2 ÉTUDE DE L'ÉLECTROMYOGRAPHIE RELATIVE À LA PROPULSION DU FRM ..	45
II.D.4 APPORT DE LA LITTÉRATURE : ERGONOMIE ET EFFICACITÉ DE LA PROPULSION	49
II.D.4.1 PARAMÈTRES INFLUENÇANT LES CARACTÉRISTIQUES DE LA PROPULSION ..	49
II.D.4.2 LES DIFFÉRENTS TYPES DE FR : AVANTAGES ET INCONVÉNIENTS	57
II.E LES CIRCONSTANCES ÉTHIOLOGIQUES ET ÉTHIOPATHOGÉNIQUES	60
II.E.1 INTRODUCTION	60
II.E.2 LES FACTEURS FAVORISANT L'APPARITION DES DOULEURS D'ÉPAULES	60
II.E.2.1 FACTEURS DIRECTEMENT LIÉS À L'UTILISATION DU FRM	60
II.E.2.2 FACTEURS INDIRECTEMENT LIÉS À L'UTILISATION DU FRM	62
II.E.3 FACTEURS DONT L'IMPLICATION N'A PAS ÉTÉ PROUVÉE OU A ÉTÉ DISCUTÉE	64
II.E.4 FACTEURS INDÉPENDANTS DE L'UTILISATION DU FRM	64
II.E.5 CONCLUSION PARTIELLE	65
II.F CONCLUSION DU CHAPITRE.....	66
II.F.1 LA PRÉVENTION	66
II.F.2 ORIENTATIONS SCIENTIFIQUES POUR LA SUITE DU TRAVAIL	67

CHAPITRE II : REVUE DE LA LITTÉRATURE

II.A INTÉRÊT DE L'ÉTUDE : ÉTAT DES CONNAISSANCES ET JUSTIFICATION DES OBJECTIFS

II.A.1 LE MARCHÉ DU FAUTEUIL ROULANT

II.A.1.1 PRÉVALENCE DE L'ÉTUDE RELATIVEMENT AU NOMBRE D'UTILISATEURS DU FRM

Selon les statistiques de l'organisation mondiale de la santé, 10 % de la population totale du monde sont physiquement handicapés [Constantine et Gue, 1991]. D'après André et coll. (1997), le fauteuil roulant (FR) constitue l'aide technique la plus utilisée après les cannes. Cependant, il est très difficile d'obtenir des statistiques concernant le nombre d'utilisateurs de FR sur une base nationale ou même régionale. Néanmoins, quelques chiffres ont été donnés par certains organismes. D'après les évaluations de l'office statistique des Nations Unies [Constantine et Gue, 1991], 20 millions de personnes dans le monde ayant besoin d'un FR n'en possèdent pas. Gill (1996) évalue à 3 millions les utilisateurs de FR en Europe. L'organisation mondiale de la santé estime que sur un million d'individus, 20 à 40 personnes développent des dommages du cordon médullaire chaque année, ce qui exige l'utilisation d'un FR. Le groupe consultatif des mines a estimé à 26 000 le nombre de personnes tuées ou handicapées dans les mines souterraines tous les ans [Constantine et Gue, 1991]. Enfin, Morin (2001) a compté sept millions d'amputés à travers le monde auxquels il faut ajouter les 400 000 nouveaux cas chaque année.

En France, environ 600 000 personnes sont para-, tétra- ou hémiplegiques, soit 1 % environ de la population française [Mormiche, 2001]. Dans leur enquête, Ravaut et coll. (1994) dénombrent 41,5 % habitants de la région parisienne présentant un handicap de déplacement soient 349 000 personnes. Parmi elles, 16 800 (4,3 %) utilisent un FR soit un taux de 1,8 % de la population française contre 5 % des 8,7 millions handicapés moteurs en UK [O.N.S et coll., 2002] et 80 000 en Hollande dont 90 % utilisateurs de FRM [Van der Woude et coll., 1999]. Aux États Unis, Kaye et coll. (2000) ont noté que parmi les 6,8 millions usagers d'aides techniques, 1,5 à 2 millions sont des utilisateurs journaliers de FR. Ils ont ajouté que le nombre des utilisateurs non réguliers de FR est amplement supérieur et que parmi ceux-ci 1,4 millions se déplacent à l'aide de FR manuels, 100 000 à l'aide de FR électriques et 60 000 à l'aide de FR scooter.

Dix ans seulement ont été nécessaires pour que ce nombre d'utilisateurs de FR double aussi bien aux États Unis (de 1980 à 1990) qu'en Angleterre (de 1986 à 1996) [Martin et coll., 1989 ; LaPlante et Carlson, 1995 ; Aldersea, 1996 ; Harris et coll., 1997 ; Stewart et coll., 2001].

Ce phénomène semble être identique en France. En effet, le marché français du FR a été estimé par les industriels en 1995 à 53 333 unités (Tableau II-1) ce qui correspond à 4 à 5 % [André et coll., 1997] du marché mondial (Europe : 30 à 31 %, USA : 40 à 42 %). 70 % des fauteuils vendus en France seraient des fauteuils dits de base dont le prix est celui fixé par le TIPS (environ 3666 FF TTC en 1999). Une proportion de 80 à 85 % est remboursée par l'Assurance Maladie [André et coll., 1997]. Les industriels [Juranville et coll., 1996] évaluent la croissance annuelle du marché à une moyenne de 5 à 10 %. Cette augmentation massive et rapide du nombre des utilisateurs de FRM est expliquée et argumentée dans le paragraphe II.E.

	1994	1995	1996	1997
Nombre de FRM	49 195	53 333	56 254	61 341
Part des importations	-	24,5 %	38,9 %	38,3 %

Tableau II-1 : Enquête de vente des FRM des sociétés adhérentes SNITEM (groupes INVACARE, SUNRISE MÉDICAL, DUPONT MÉDICAL, MEYRA, VERMEREIN, VIAULGO et OTTO BOCK). [Esnee, 1997]

Les types d'utilisateurs du FRM

Concernant les types d'utilisateurs de FRM, là aussi peu d'études d'ensemble sont disponibles. En outre les données sont anciennes (1992 à 1997), partielles et approximatives. En France des extrapolations montrent que les résultats sont très proches de ceux trouvés aux États Unis et au Royaume-Uni (Tableau II-2), à savoir [André et coll., 1997] :

1) 55 % des utilisateurs du FRM ont plus de 60 ans (Cf. paragraphe II.A.2.3) [Redford, 1993] ;

2) 52 % sont des utilisatrices, ce qui est conforme à l'espérance de vie des femmes (Cf. paragraphe II.A.2.3) ;

3) 19,4 % des utilisateurs du FRM ont des problèmes vasculaires, 17 % sont amputés (Cf. paragraphe II.A.1.2) et 5 % ont une pathologie liée à la sénescence.

4) 89,9 % utilisent des FR manuels et 7,7 % des FR électriques (1995) ;

5) 49 % utilisent le FR quelques heures par semaine, 34 % quelques heures par jour et 17 % toute la journée ;

6) 21 % utilisent le FR uniquement à l'intérieur, 51 % uniquement à l'extérieur et 28 % les deux ;

7) 50 % utilisent rarement le FR. Les raisons expliquant l'utilisation restreinte sont dans 79 % des cas l'activité réduite des sujets ou les problèmes de transferts et dans 19 % des cas un FR non adapté aux capacités ou à l'affection du handicapé.

Lieu	Département	20 ans et moins	20 à 39 ans	40 à 59 ans	60 à 79 ans	80 ans et plus
France et Dom Tom [André et coll., 1997]	Vosges	9,8 %	17 %	18 %	43 %	12,2 %
	Haute-Savoie	8 %	22 %	19 %	51 %	-
	Martinique	12 %	17,3 %	15,8 %	36,1 %	18,8 %
	Extrapolation	9 %	18 %	18 %	40 %	15 %
		9 %	36 %		55 %	
Lieu	Type de fauteuil	18 ans et moins	18 à 64 ans		65 ans et plus	
États Unis [Kaye et coll., 2000]	Tous	5,5 %	38,4 %		56,1	
	Manuels	5,2 %	37,3 %		57,5 %	
	Électriques	11,6 %	58,1 %		30,3 %	
	Scoters	0	54,9		45,1	

Tableau II-2: Répartition des âges des utilisateurs de FR. Les handicapés moteurs sont classés par : lieu, âge et/ou type de FR.

II.A.1.2 PRÉVALENCE DE L'ÉTUDE RELATIVEMENT À L'IMPORTANCE DU NOMBRE DES AMPUTÉS

Comme je l'ai déjà précisé en introduction, la majorité des études concernant la propulsion en FRM ne s'intéressent qu'aux blessés médullaires. Or, le diabète est encore responsable de 5 000 amputations par an en France et de 50 000 aux Etats-Unis. [Eschwege et coll., 1998 ; Grimaldi, 2002].

On compte aujourd'hui environ 100 millions de diabétiques dans le monde, et on prévoit qu'en l'an 2020 ce chiffre aura doublé. En France, il existe entre 1 500 000 et 2 millions de diabétiques, dont 3 à 500 000 qui s'ignorent. [Grimaldi, 2002]. Cinq à 10 % des diabétiques subiront un jour une amputation d'orteil, de pied ou de jambe et auront besoin de se déplacer à l'aide d'un FRM [Eschwege et coll., 1998 ; Grimaldi, 2002].

On notera que les nombres ci-dessus vont en croissant. Ils sont en rapport avec les accidents de la route, les accidents du travail, les accidents du sport mais surtout avec les faits de guerre.

II.A.2 LES PRÉVISIONS DÉMOGRAPHIQUES, LE HANDICAP ET LA VIEILLESSE

II.A.2.1 L'AUGMENTATION DU NOMBRE DES PERSONNES ÂGÉES

Le vieillissement actuel de la population est un phénomène sans précédent, dont on ne connaît pas d'équivalent dans l'histoire de l'humanité. Dans le monde, la proportion des plus de 60 ans était de 8 % en 1950. Elle est passée à 10 % en 2000 ce qui correspond à 629 millions de personnes âgées dans le monde [Reuters et A.F.P., 2002]. Cette population devrait atteindre 21 % (2 milliards) en 2050, a affirmé le secrétaire général des Nations Unies *Annan* (2002) à Madrid lors de l'ouverture de la 2^{ème} assemblée mondiale de l'O.N.U. sur le vieillissement (Figure II.1).

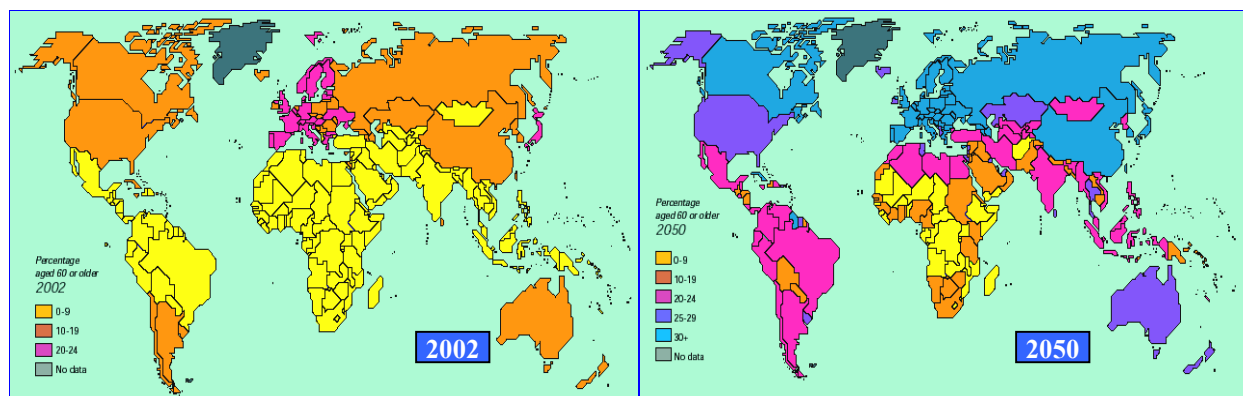


Figure II-1 : Pourcentage de la population âgée de 60 ans et plus : à gauche en 2002 et à droite en 2050.

<http://www.un.org/esa/population/unpop.htm>

À cette date, les plus de 60 ans seront 22,4 millions en France ce qui représente un accroissement de 85 % par rapport à l'an 2000. Cela correspondra à 35 % de la population totale [Gauttieri, 2002].

En 2050, pour la première fois dans l'histoire de l'Humanité, les plus de 60 ans seront plus nombreux que les moins de 15 ans dans le monde, a affirmé le secrétaire général des Nations Unies. Dans les régions développées, ceci était déjà le cas dès 1998 [Chamie, 2002]. L'âge moyen passera de 26 à 36 ans a indiqué *Annan* (2002), en soulignant que le vieillissement de la population n'est plus seulement un problème des pays développés, mais touche également les pays en voie de développement.

II.A.2.2 LE VIEILLISSEMENT DE LA POPULATION : LE PHÉNOMÈNE DU PAPY-BOOM

Non seulement la population vieillit mais sa structure change aussi puisque la population âgée elle-même vieillit. En effet, le groupe d'âge qui progresse actuellement le plus rapidement dans le monde est celui des personnes les plus âgées (80 ans et plus) : il augmente de 3,8 % par an et représente plus du dixième de l'effectif total des personnes âgées. D'ici à 2050, une personne sur cinq aura plus de 60 ans (une personne sur trois en 2150) et un cinquième ou plus des personnes âgées (11 % de la population mondiale) fera partie de ce quatrième âge [Chamie, 2002 ; O.N.U., 2002]. Le nombre de personnes âgées de 100 ans ou plus passera de 210 000 en 2002 à 3,2 millions en 2050 (Figure II.2).

Il en est de même concernant la population française. En 2050, les plus de 75 ans seront trois fois plus nombreux (11,6 millions) qu'en l'an 2000 (4,2 millions) et les plus de 85 ans quatre fois plus nombreux (4,8 millions contre 1,2 millions). Ce phénomène de vieillissement sera très marqué jusqu'en 2035. À cette date, les personnes âgées de plus de 60 ans seront au nombre de 21 millions soit 33 % de la population française totale contre 12 millions (21 % de la population totale), en l'an 2000. [Brutel, 2001 ; Gauttieri, 2002] (Figure II-2).

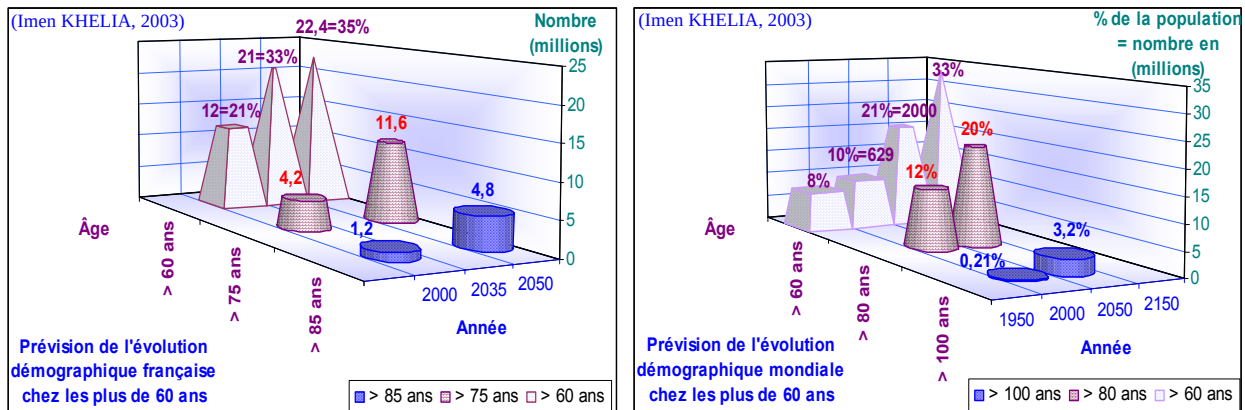


Figure II-2 : Vieillissement de la structure de la population âgée.

Cet accroissement mondial s'explique par l'arrivée à des âges élevés des classes du baby boom avec une espérance de vie qui ne cesse de s'accroître. En 1950 elle a augmenté de 20 ans pour atteindre 66 ans aujourd'hui. Ainsi, l'âge médian de la population mondiale, aujourd'hui de 26 ans, devrait augmenter de 10 années en 2050 [Chamie, 2002].

En France, l'espérance de vie devrait passer de 75,2 ans pour les hommes en 2000 à 81,9 ans en 2035 et de 82,7 ans à 89 ans pour les femmes [Gauttieri, 2002]. Ces chiffres confirment le phénomène qu'on peut qualifier de « féminisation » du vieillissement. En 2000, il y avait 63 millions de femmes de plus que d'hommes dans le groupe des 60 ans et plus, et dans le groupe le plus âgé, elles étaient de deux à cinq fois plus nombreuses [Chamie, 2002 ; O.N.U., 2002].

II.A.2.3 LE HANDICAP ET LA VIEILLESSE : L'ESPÉRANCE DE VIE ET LA DÉPENDANCE MOTRICE

Des progrès spectaculaires ont été réalisés en termes d'allongement de la vie. Mais les chiffres masquent des réalités alarmantes en terme de dépendance et de handicap. En effet, la croissance de l'espérance de vie semble s'accompagner d'une augmentation de l'invalidité.

Il faut bien reconnaître qu'à l'heure actuelle, les personnes âgées forment une population particulièrement vulnérable à la maladie. En vieillissant, hommes et femmes se trouvent confrontés à une détérioration inévitable des facultés physiques et intellectuelles, à l'apparition d'états polypathologiques dus aux conséquences néfastes et cumulatives des incapacités mineures ou des maladies transitoires [Rusting, 1993 ; Gabrielle et coll., 1996 ; C.C.N.E., 1998 ; Chamie, 2002 ; O.N.U., 2002]. La vieillesse est donc dominée par les manifestations limitant les possibilités de déplacement et de participation à la vie sociale. Elles conduisent la personne âgée à l'invalidité et à la dépendance.

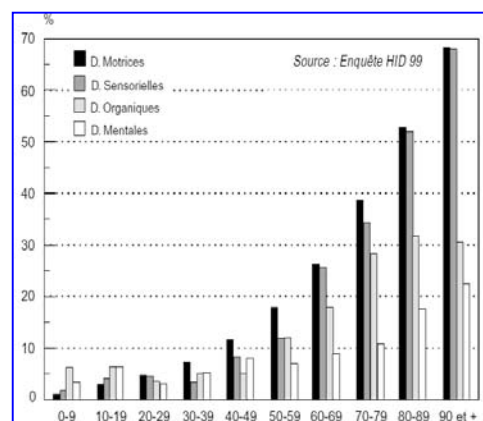


Figure II-3 : Les déficiences classées par type et par âge.

Si les moins de 70 ans gardent pour la plupart leur mobilité, une proportion plus élevée de personnes souffre d'un handicap au-delà de cet âge [Gabrielle et coll., 1996]. Lang (2002) a précisé que les travailleurs âgés sont les plus touchés par l'invalidité [Redford, 1993]. Dans son rapport du 25 mai 1998 sur la vieillesse, la C.C.N.E. a rapporté que le vieillissement a été ressenti chez plusieurs personnes par la perte de la capacité de la marche. Ce phénomène est invoqué en France dans 26 % des cas des personnes de 70 à 74 ans et près de 57 % des plus de 80 ans (Figure II.3). Plus de 30 % des octogénaires restent ainsi confinés chez eux et 8 % ne quittent pas leur fauteuil ou leur lit [Gabrielle et coll., 1996 ; Mormiche, 2001] (Tableau II-3).

Toutefois, ne sont pas considérées ici les personnes qui vivent en institutions (maisons de retraite, maisons d'accueil, hôpitaux) et qui sont beaucoup plus nombreuses à souffrir de troubles fonctionnels.

Part en % de personnes déclarant	Hommes	Femmes	Ensemble
Etre affecté d'une déficience	38,3	42,4	40,4
Recourir à des aides techniques	10,2	13,0	11,6
Etre aidé pour sortir	3,4	5,5	4,4
Etre confiné au lit	0,3	0,7	0,5
Total des personnes dépendantes	60,5	66,9	63,7

Tableau II-3 : Prévalence des déficiences motrices chez les personnes âgées à domicile et celles en institution en France. D'après Mormiche (2001). Source : Enquêtes HID 98 et 99N.

En institution, un tiers des pensionnaires qui font l'objet de l'enquête de Mormiche (2000) ne peuvent se mouvoir ou se déplacer sans aide (Tableau II-3). Les femmes sont les moins autonomes et souffrent davantage de déficiences motrices que les hommes (Figure II.4) : elles entrent en institution avec des handicaps plus prononcés ou à des âges plus avancés. L'avantage des femmes dans l'espérance de vie est donc partiellement effacé par l'invalidité [I.F.A., 2002].

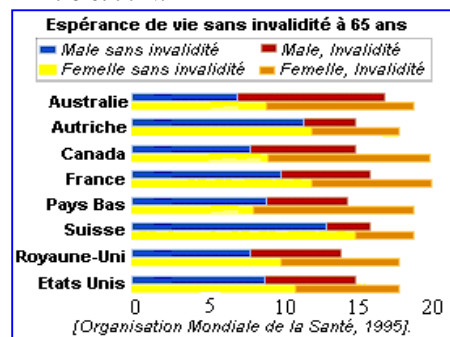


Figure II-4 : Espérance de vie et invalidité.

En conclusion, les déficiences motrices affectent deux tiers des nonagénaires [Mormiche, 2001]. Ces éléments montrent l'intérêt actuel de l'étude menée ici concernant la population âgée. Cette prévalence sera encore d'actualité dans l'avenir. Le paragraphe suivant présente des arguments, à mon avis, convaincants.

II.A.2.4 LE VIEILLISSEMENT MONDIAL DEVIENT INQUIÉTANT : LES HANDICAPÉS SERONT DE PLUS EN PLUS NOMBREUX

Les progrès de la médecine font que la durée de vie actuelle tend vers le maximum biologique infranchissable. On peut regretter que cet accroissement ne s'accompagne pas de l'amélioration de la qualité de vie et de la disparition du handicap.

En effet, en matière de dépendance, selon l'étude statistique des projections à l'horizon de l'année 2040 [Bontout et coll., 2002], dans le cadre de multiples scénarii (Tableau II-4) quelle que soit l'hypothèse envisagée, le nombre de personnes dépendantes de 60 ans ou plus augmenterait au cours des quarante années à venir.

Évolution entre	Outils de mesure	Scénario pessimiste	Scénario central (selon différents groupes d'âge)			Scénario optimiste
			60 à 79 ans	80 ans et plus	Total > 60 ans	
2000 et 2010	GIR 1 à 4	13 %	-9 %	24 %	9 %	6 %
	EHPA 11 à 22	14 %	-5 %	25 %	11 %	7 %
2010 et 2020	GIR 1 à 4	16 %	3 %	17 %	12 %	8 %
	EHPA 11 à 22	17 %	8 %	17 %	13 %	10 %
2000 et 2020	GIR 1 à 4	31 %	-7 %	45 %	13 %	14 %
	EHPA 11 à 22	33 %	2 %	47 %	26 %	18 %
2020 et 2030	GIR 1 à 4	13 %	7 %	10 %	9 %	6 %
	EHPA 11 à 22	13 %	9 %	10 %	10 %	7 %
2030 et 2040	GIR 1 à 4	21 %	-10 %	27 %	15 %	9 %
	EHPA 11 à 22	20 %	-7 %	28 %	14 %	9 %
2020 et 2040	GIR 1 à 4	37 %	-4 %	40 %	25 %	16 %
	EHPA 11 à 22	36 %	1 %	41 %	26 %	17 %
2000 et 2040	GIR 1 à 4	79 %	-10 %	103 %	53 %	32 %
	EHPA 11 à 22	81 %	4 %	106 %	58 %	38 %

Sources : INSEE, enquêtes HID 1998 et 1999 et Projections démographiques 2001 -Calculs DREES. [Bontout et coll., 2002].

GIR : 6 outils multidimensionnels de mesure de l'autonomie. EHPA : 24 outils de mesurer du besoin d'aide lié à la perte de mobilité.

Tableau II-4 : Évolution du nombre de personnes âgées dépendantes de 60 ans ou plus selon les différents scénarii

Selon l'indicateur de dépendance retenu, cette hausse sera de 23 ou 26 % sur la période allant de 2000 à 2020. En termes d'effectifs, on passerait ainsi d'environ 800 000 personnes âgées en 2000 à 980 000 en 2020 selon le scénario central. L'augmentation du nombre de personnes âgées dépendantes s'accélérerait à nouveau à partir de 2030, lorsque les générations nombreuses du baby-Boom auront plus de 80 ans et serait alors de 25 % sur cette seconde période de vingt années. Sur l'ensemble de la période allant de 2000 à 2040, le nombre de personnes dépendantes pourrait ainsi augmenter de 53 % selon le scénario central. Ce sont les tranches d'âge de 80 ans et plus qui devraient bien sûr, très majoritairement, y contribuer (Tableau II-4 ; [Bontout et coll., 2002]).

En France, en 1995 sur huit millions de personnes âgées de 65 ans et plus, près de 700 000 souffrent d'incapacités sévères qui les rendent dépendantes. Jusqu'en 2010 la croissance de cette population devrait être limitée. En 2020 elles seront probablement 100 000 ou 200 000 de plus [Kerjosse et Lebeaupin, 1993 ; C.C.N.E., 1998].

En conclusion, l'accroissement prévisible du nombre d'utilisateurs de FR est particulièrement lié à l'augmentation de l'espérance de vie [Bloomquist, 1986 ; Belhassen et coll., 1997].

II.A.3 LA VIEILLESSE, LE HANDICAP ET LA PAUVRETÉ

Les inégalités sociales sont très remarquables dans le domaine du handicap :

- ↳ Les personnes les plus affectées par la perte d'autonomie (4,5 % en France) cumulent handicap physique et faibles ressources, leurs revenus sont les plus bas des personnes âgées [Gabrielle et coll., 1996] ;
- ↳ Un fils d'ouvrier est deux fois plus souvent atteint d'une déficience qu'un enfant de cadre [Mormiche, 2001].

II.A.4 PRÉVALENCE DES DOULEURS D'ÉPAULES CHEZ LES UTILISATEURS DU FRM

Comme dans toutes les activités répétitives sollicitant de manière intensive les membres supérieurs, l'utilisation au long cours d'un FRM peut occasionner des désordres. Les contraintes générées sont essentiellement des lésions de surmenage des articulations du membre supérieur et des structures adjacentes. Les lésions généralement observées chez les patients portent, par ordre décroissant, sur [Stainier, 1996] :

- ↳ Les membres supérieurs. Ils représentent le siège des pathologies les plus communes [Olenik et coll., 1995]. Le taux des douleurs au niveau des extrémités supérieures chez les utilisateurs de FRM représente le double de celui trouvé chez les valides [Stainier, 1996]. Par ordre d'importance croissante on trouve :
 - Les lésions générées au niveau des épaules ;
 - Les lésions générées au niveau des coudes ;
 - Les lésions générées au niveau des poignets ;
 - Les lésions générées au niveau des mains et des doigts.
- ↳ Les membres inférieurs ;
- ↳ Le siège (site électif de lésions d'escarres) et le rachis cervical et dorsal.

Il semble que Nichols et coll. (1979.b) aient été les premiers à avoir attiré l'attention sur la fréquence des douleurs d'épaules chez le paraplégique, utilisateur intensif du FRM. Les auteurs se sont par la suite accordés pour octroyer aux épaules la première place quant à l'apparition des douleurs chroniques d'hypersollicitation [Nadeau, 1997]. Ce terme, synonyme de surutilisation, « lorsqu'il est associé à l'utilisateur habituel d'un FRM, évoque inmanquablement la pathologie de l'épaule », ont précisé Reinold et Ohanna (1997).

Ces études, pour la plus part nord-américaines, sont présentées dans le Tableau II-5. Majoritairement, elles ne font référence qu'à des blessés médullaires [Nadeau, 1997], utilisant leur FR depuis deux voire trois décennies. Ceci explique les pourcentages nettement plus élevés que ceux dont nous pouvons faire état à l'Hôpital de VSD. De plus, ce sont des utilisateurs extrêmement actifs, contrairement à la moyenne des patients concernés par la recherche décrite ici.

Aucune des études citées dans la littérature ne concerne la population de patients présente à l'Hôpital de VSD caractérisée par l'âge avancé et l'espérance de vie limitée (L'utilisation du FRM ne se prolongera pas en moyenne, au-delà d'une dizaine d'années).

Auteur	Population	Pourcentage des douleurs d'épaules
Nichols et coll. (1979)	Blessés médullaires (94 patients)	51 %
Pentland et Twomey. (1991)	Femmes paraplégiques	73 %
Curtis et coll. (1995)	Blessés médullaires	62 %
Sie et coll. (1992)	Tétraplégiques	46 %
Sie et coll. (1992)	Paraplégiques	36 %
Bayley et coll. (1987)	Blessés médullaires	30 %

Tableau II-5 : Pourcentage des douleurs d'épaules chez les blessés médullaires [Nadeau, 1997]

D'une façon générale, 50 à 73% des paraplégiques utilisant le FRM comme mode principal de déplacement, ont des douleurs significatives dues aux conflits sous-acromiaux prédominants au niveau ou aux alentours des épaules [Curtis, 1999.b ; Stainier, 1996 ; Rodgers et coll., 2000 ; Boninger et coll., 2002].

Ces lésions douloureuses d'épaules chez les patients utilisant le FRM sont plus importantes que celles de la population générale, quel que soit le groupe d'âge [Stainier, 1996].

II.A.4.1 LES DOULEURS D'ÉPAULES CHEZ LES HANDICAPÉS DU HANDISPORT

Bien que n'étant pas, pour la plupart, précises en termes de type de traumatologie, les enquêtes établies dans le domaine du sport témoignent d'un taux globalement élevé d'événements traumatiques. Le nombre de cas d'épaules douloureuses chez cette population varie principalement selon le sport pratiqué [Stainier, 1996 ; Belhassen et coll., 1997 ; Thisse, 1993]. L'athlétisme (60 % selon Thisse, 1993) semble être le principal sport à risques [Belhassen et coll., 1997].

Minnerup [d'après Thisse, 1993] a étudié les lésions survenant chez 41 basketteurs en FRM. Il n'a reporté que de rares désordres des épaules (4 %). Belhassen et coll. (1997) ont en revanche relevé chez 56 basketteuses, 90% souffrant de douleurs d'épaules et des extrémités supérieures. D'autres auteurs ont observé, chez des sportifs handicapés vus lors d'un bilan annuel, 38 % présentant des douleurs au niveau des épaules. Parmi ces athlètes, 36 % utilisaient un FR, 16 % des cannes et 48 % les deux [d'après Thisse, 1993]. Nichols et coll. (1979.b) dans une étude portant sur 517 sportifs, ont observé que 51,4 % des paraplégiques (dont 15 % utilisaient des cannes) présentaient des douleurs d'épaules. Curtis et Dillon (1985) dans une étude portant sur 291 sportifs en FRM, ont relevé que 33 % des sujets blessés, avaient signalé une atteinte d'ordre musculo-tendineuse. Enfin, l'étude synthétique de Thisse (1993) a confirmé la disparité des résultats en précisant que le taux d'apparition des pathologies d'épaules dans le domaine du handisport peut atteindre 72 % en raison du surmenage ostéo-articulaire et myo-tendineux. 42 % des lésions concernent le membre supérieur. L'atteinte de l'épaule est la plus fréquente après le tronc et présente 37 % des atteintes chez le sportif handicapé moteur [Thisse, 1993].

Selon Stainer (1996) les lésions d'épaule surviennent dans plus de la moitié des cas durant la pratique sportive : 62 % des atteintes sont signalées lors des périodes d'entraînement et un peu moins fréquemment en compétition (25 %), le sportif étant à son maximum de préparation physique. Chez les marathoniens utilisant un FRM spécifique, Corcoran et coll. (1980) ont confirmé la sollicitation importante des épaules durant la course mais ne relèvent que très peu de phénomènes douloureux en raison du développement musculaire de la coiffe des rotateurs et de l'absence de mouvements d'abduction et de rotation de l'épaule lors de la propulsion. Par ailleurs, Stainer (1996) a souligné le fait que les douleurs chez le blessé médullaire sportif sont souvent bien tolérées et acceptées. Leurs conséquences sur la vie quotidienne sont discrètes.

II.A.4.2 LES DOULEURS D'ÉPAULES CHEZ LES PERSONNES ÂGÉES

Plusieurs auteurs ont mentionné la croissance de la fréquence des douleurs d'épaules chez les utilisateurs du FRM au fur et à mesure que l'on avance en âge [Curtis et coll., 1995 ; Nadeau, 1997]. Cette corrélation peut s'expliquer par la détérioration inéluctable et progressive des facultés physiques exposée dans le paragraphe II.A.2.3, d'où les altérations bien connues que subissent les structures musculo-squelettiques (le vieillissement musculaire, la dégénérescence tendineuse, la détérioration du cartilage, la diminution de la souplesse articulaire, etc.) et qui prédisposent tout individu à la pathologie d'hypersollicitation de l'appareil locomoteur. La diminution de la force musculaire accélère -elle aussi- l'apparition du surmenage de cette structure.

Ce phénomène semble être plus accentué chez les femmes [Nadeau, 1997]. Pentland et Twomey (1991) ainsi que Bayley et coll. (1987) estiment que 70 % environ de la population de paraplégiques explorée sont de sexe féminin. Nadeau (1997) impute cette distribution statistique des contraintes à la moins bonne capacité physique des femmes mais aussi aux différentes activités journalières de celles-ci telles que les tâches ménagères.

II.A.5 RESPONSABILITÉ DE L'UTILISATION DU FRM DANS L'APPARITION DES DOULEURS D'ÉPAULES

Les désordres d'épaules résultent de la conjonction fortuite de plusieurs facteurs. Cette partie est exposée ultérieurement (Cf. Paragraphe II.E) pour la simple raison que la compréhension des causes de l'apparition de ces lésions nécessite, avant tout, la connaissance approfondie de l'anatomie du membre supérieur et des structures adjacentes. C'est ce que j'exposerai dans le paragraphe ci-dessous. D'autres éléments justifieront alors l'intérêt de la recherche menée ici et les objectifs précisés précédemment.

II.A.6 CONCLUSION PARTIELLE

Le phénomène des douleurs d'épaules chez des utilisateurs du FRM n'est apparemment pas associé à une tranche d'âge bien précise. Accentué chez les personnes âgées, il n'épargne pas les sportifs, quels que soient leurs niveaux de performances, de la dépendance.

En accord avec l'aphorisme de *Moberg (1978)* « Their hands are their life », l'indépendance des personnes utilisatrices de FRM est tributaire de l'intégrité de leur épaules. En conclusion, indépendamment de l'âge et de la condition physique de ces sujets et en raison de l'implication croissante des personnes à mobilité réduite dans la vie active, la réalisation des objectifs visés est d'un grand intérêt pour une grande partie de la population utilisatrice du FRM.

J'ajouterais que la population âgée utilisatrice du FRM mérite une attention soutenue étant donné :

- 1) Le grand nombre des personnes concernées ;
- 2) Les problèmes économiques soulevés au niveau de la Sécurité Sociale en raison des faibles revenus de la plupart d'entre elles [*Lang, 2002*].

Enfin, l'intérêt de ce travail est évident actuellement et le sera encore plus dans l'avenir.

II.B QUELQUES ÉLÉMENTS D'ANATOMIE ET DE BIOMÉCANIQUE DE LA PROPULSION D'UN FRM

II.B.1 ÉTUDE ANATOMO-CINÉSIOLOGIQUE DU MEMBRE SUPÉRIEUR

II.B.1.1 INTRODUCTION

Les études cinématique et électromyographique d'un ou de plusieurs membres et complexes articulaires du corps humain nécessitent une bonne connaissance de la cinésiologie articulaire et de l'anatomie descriptive de ces derniers. En effet, une bonne reproductibilité des tests de mesures est liée au choix judicieux du positionnement des capteurs cinématiques et électromyographiques. À cette fin, des repères osseux palpables sous la peau sont à identifier. La connaissance de la cinésiologie articulaire et musculaire est elle aussi indispensable pour porter un jugement sur les mouvements segmentaires et l'activité musculaire.

Le membre supérieur comporte trois segments squelettiques liés par les articulations du poignet, du coude et de l'épaule. L'épaule étant au centre de nos préoccupations, l'analyse descriptive exposée dans les paragraphes ci-dessous est focalisée principalement sur l'anatomie et la cinésiologie de la ceinture scapulaire.

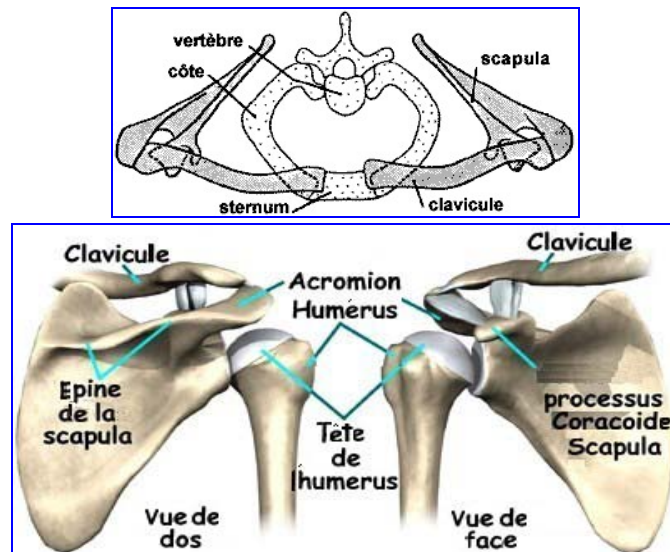
II.B.1.2 ANATOMIE DU MEMBRE SUPÉRIEUR

II.B.1.2.1 Ostéologie

L'anatomie du squelette du membre supérieur est décrite dans le l'ANNEXE.I. Les insertions musculaires y sont représentées.

Remarque : Définition de la ceinture scapulaire

Pour s'unir au reste du corps, les membres supérieurs se joignent au complexe "colonne vertébrale/côtes/sternum" via un anneaux osseux. Cet anneau qui se compose de la scapula, et de la clavicule constitue ce qu'on appelle la ceinture scapulaire (Figures II.5). L'humérus s'emboîte donc dans la ceinture scapulaire qui à son tour s'arc-boute sur le sternum.



Figures II-5 : La ceinture scapulaire [<http://www.jointhealing.com>].

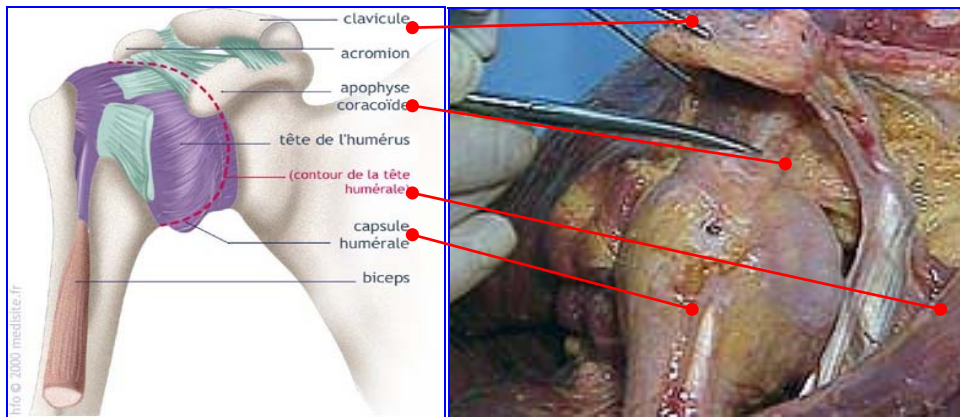
II.B.1.2.2 Arthrologie

La ceinture scapulaire est une chaîne articulaire qui arrime le membre supérieur au corps. L'épaule en est le principal complexe et est l'articulation la plus mobile du corps. Les mouvements complexes de l'épaule sont assurés par l'articulation scapulo-humérale, l'acromio-claviculaire, la sterno-claviculaire et deux plans de glissement que sont la bourse séreuse acromio-deltoïdienne et la syssarcose scapulo-thoracique. Cette dernière assure le glissement de la scapula sur la paroi thoracique. L'articulation scapulo-humérale est la plus concernée quant aux désordres liés à l'utilisation du FRM. Elle sera la plus commentée.

II.B.1.2.2.a L'articulation scapulo-humérale (scapulohumeri)

Définition

Appelée aussi gléno-humérale, elle représente l'articulation proximale du bras et unit la tête humérale à la cavité glénoïde de la scapula (Figures II.6 et II.7). C'est une articulation synoviale (3 degrés de liberté) de type sphéroïde (Diarthrose énarthrose). Elle est très mobile, mais assez fragile comme en témoigne la fréquence des luxations.

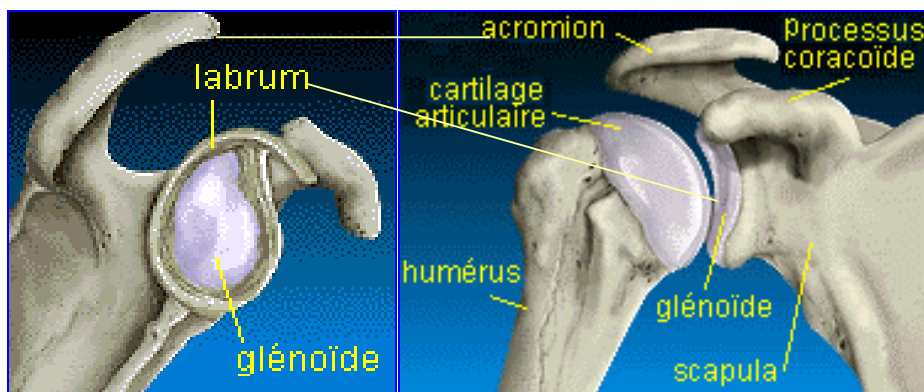


Figures II-6 : L'articulation scapulo-humérale [www.medicite.fr]

Surfaces articulaires en présence

La tête humérale (Figures II.6 et II.7)

- ↳ La tête : 1/3 de sphère, 30mm de rayon, encroûtée de cartilage et regarde en haut, en dedans et en arrière ;
- ↳ L'angle cervico-diaphysaire est de 130°;
- ↳ Présente 2 reliefs : les tubercules majeur et mineur et 2 cols (anatomique et chirurgical).



Figures II-7 : Les surfaces articulaires de l'articulation scapulo-humérale [<http://www.jointhealing.com/>].

La cavité glénoïde (Figures II.7)

- ↳ Est pisiforme : triangulaire à la coupe et peu profonde voire quasi-plane (étendue 3 fois celle de la tête humérale) ;
- ↳ Est située à l'angle supéro-latéral de la scapula. Regarde en dehors, un peu vers l'avant.

Le labrum (Figures II.8)

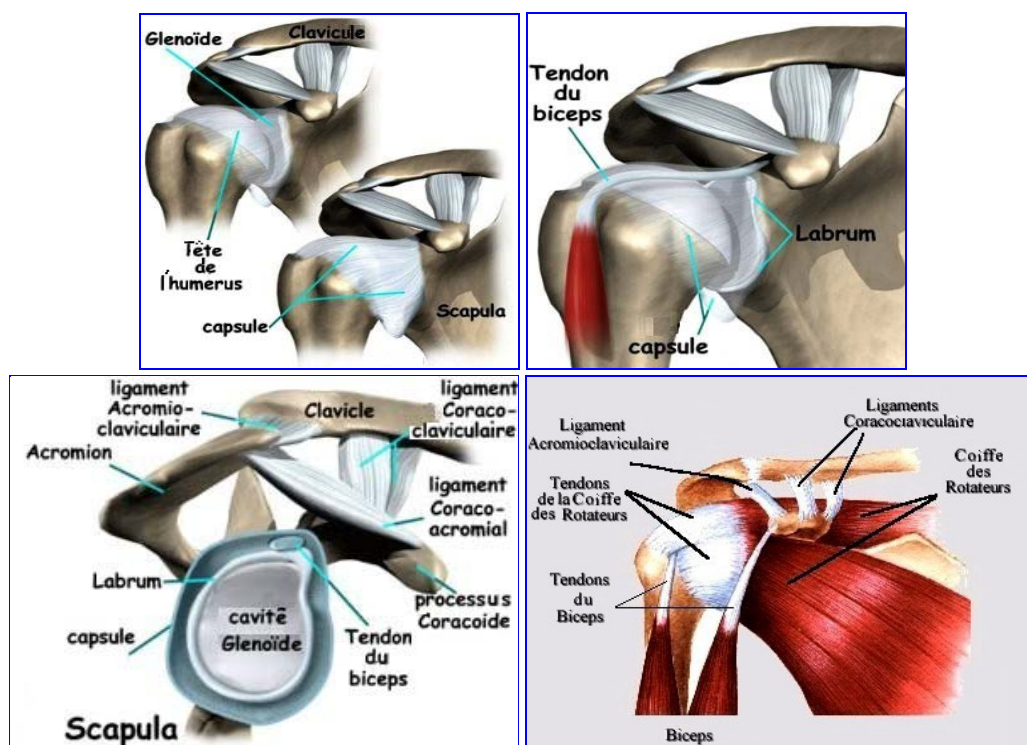
- ↳ En fibrocartilage, s'insère au pourtour de la cavité glénoïde et permet ainsi d'augmenter sa concavité et sa surface ;
- ↳ Ce fibrocartilage présente 3 faces :
 - Une face périphérique : donne insertion à la capsule et se continue par les tendons du biceps brachii (en haut) et du triceps brachii (en bas) ;
 - Une face axiale articulaire ;
 - Une face médiane ou base, adhérente à la périphérie de la cavité glénoïde.

Moyens d'union (Figures II.8)

Passifs

1) La capsule : est un manchon fibreux, mince et très lâche. Elle dispose de deux insertions, une scapulaire sur la face périphérique du bourrelet et sur le rebord osseux de la cavité glénoïde et une humérale en haut du col anatomique et en bas du col chirurgical. Il existe des replis capsulaires à la partie inférieure de la capsule permettant le mouvement d'abduction : freins capsulaires ;

2) Le ligament coraco-huméral : est le seul ligament solide de l'articulation. Son rôle est de suspendre la tête humérale. Il est composé de deux faisceaux, supérieur et inférieur, qui s'étendent de l'apophyse coracoïde aux 2 tubérosités de l'humérus ;



Figures II-8 : Les moyens d'union de la ceinture scapulaire [www.jointhealing.com & www.mosmc.com].

3) Les ligaments gléno-huméraux supérieur moyen et inférieur : le premier, renforcé par le muscle subscapularis, s'étend du pôle supérieur de la glène à la petite tubérosité de

l'humérus. Le second va de la glène pour se terminer comme le ligament scapulo-huméral supérieur à la partie inférieure de la petite tubérosité (point faible de la capsule et site de luxations antérieures). Le ligament inférieur est le plus faible de l'articulation. Sa position (du bord antérieur de la glène au col chirurgical de l'humérus) définit le second point de défaillance de l'articulation ;

4) Le ligament huméral transverse : est formé par les fibres transverses qui transforment la gouttière bicipitale en tunnel ostéo-fibreux.

Actifs

- ↳ Le tendon du caput longum du biceps : intra capsulaire, extra synovial. Il empêche la luxation de l'épaule en avant ;
- ↳ Le deltoïdeus : permet l'abduction ;
- ↳ Le tendon du triceps : fait partie de la bretelle arrière de l'épaule ;
- ↳ La coiffe des rotateurs : principalement le supra et infraspinatus et le teres minor.

Moyens de glissements (Figures II.8)

- ↳ La synoviale : freins capsulaires. La synoviale tapisse la face profonde de la capsule articulaire et se termine à la périphérie du cartilage. Elle entoure complètement la portion intra-articulaire du tendon du long biceps. Ce tendon s'applique sur la tête humérale qu'il contribue à maintenir en place et glisse dans la gouttière bicipitale. Toute lésion de sa gaine retentira sur son fonctionnement.
- ↳ Bourses synoviales péri-articulaires. Il existe plusieurs bourses séreuses qui favorisent le glissement des structures péri-articulaires :
 - La bourse subacromiale (sous-acromiale) ;
 - La bourse subdeltoïdienne (sous-deltoïdienne) ;
 - La bourse subcoracoïdienne (sous-coracoïdienne) ;
 - La bourse du muscle coracobrachialis (coraco-brachial) ;
 - Les bourses des muscles teres major et latissimus dorsi (grand dorsal).

On notera que :

- ↳ Cette articulation est dotée de freins capsulaires et synoviaux pour le mouvement d'abduction ;
- ↳ Les muscles péri-articulaires renforcent la capsule et les ligaments et maintiennent la tête de l'humérus au fond de la cavité glénoïde ;
- ↳ Les ligaments gléno-huméraux (3 parties formant un N horizontal) représentent un épaississement de la capsule ;
- ↳ Les muscles de la coiffe des rotateurs sont : le subscapularis (sous-scapulaire), le supraspinatus (supraspinatus), l'infraspinatus (infraspinatus) et le teres minor (petit rond) ;

II.B.1.2.2.b Les articulations du coude et de la ceinture scapulaire autres que l'articulation scapulo-humérale

Outre l'articulation scapulo-humérale, la description des articulations de la ceinture scapulaire ainsi que ceux et du coude figurent dans le Tableau II-6.

Figure II-9 : L'articulation acromio-claviculaire [www.medicite.fr].

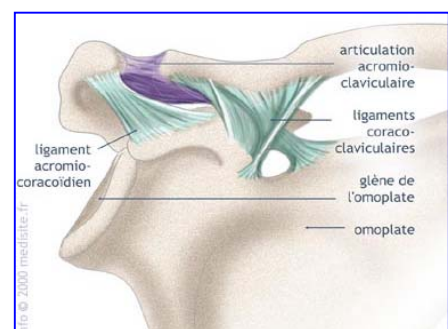


Tableau II-6 : Arthrologie du membre supérieur

Les articulations de l'épaule			
Type	Les surfaces articulaires	Les moyens d'union	Les mouvements
ARTICULATION ACROMIO-CLAVICULAIRE (<i>Acromioclavicularis</i>) Figure II.9			
Diarthrose - arthrodie (plane)	➤ Face plane claviculaire (extrémité ext.) ➤ Surface plane acromiale (bord interne)	➤ Capsule ➤ Lig. acromio-claviculaire & Lig. acromio-coracoïdien ➤ Lig. coraco-claviculaire : lig. trapézoïde (ext.) & conoïde (int.)	Glissement seulement
Notes : Ménisque incomplet (tissu fibro-cartilagineux)			
ARTICULATION SCAPULO-THORACIQUE (<i>Scapulothoracis</i>) Figures II.6			
Syssarcose	➤ Espace de glissement interserrato-scapulaire entre le subscapularis (Subscapularis) en dehors et le serratus anterior (grand dentelé) en dedans ; ➤ Espace de glissement interserrato-thoracique entre le serratus anterior en dehors et le gril costal avec les muscles intercostaux en dedans.	aucun	➤ Elève (hausse l'épaule)/ abaisse la scapula ➤ Abd./add. (éloigne & rapproche la scapula de la ligne médiane) ; ➤ Bascule sup./inf. & sonnette ext./int., de la scapula.
Notes : Fausse articulation créée par 2 espaces			
ARTICULATION STERNO-COSTO-CLAVICULAIRE (<i>Sternoclavicularis</i>) Figures II.6			
Diarthrose en selle ou emboîtement	➤ Clavicule - extrémité interne concave et convexe ➤ Sternum - échancrure claviculaire ➤ Premier cartilage costal	➤ Capsule synoviale lâche et épaisse ➤ Lig. sterno-claviculaires ant. & post. ➤ Lig. interclaviculaire & costoclaviculaire	3 degrés de liberté. Mouvements surtout passifs lors de mouvements des art. scapulo-humérale et scapulo-thoracique
Notes : Fibrocartilage intra-articulaire (ménisque) qui divise la cavité articulaire en 2 parties			
Les articulations du coude			
ARTICULATION HUMÉRO-RADIALE (<i>Humeroradialis</i>)			
Diarthrose - condylienne	➤ Capitulum de l'humérus ➤ La cupule du radius (forme de tasse au-dessus de la tête)	➤ Capsule : mince et lâche et ➤ Lig. Lat. ext. (collatéral radial ou ext.) puissant, engagé dans la capsule. S'étend de l'épicondyle lat. au lig. annulaire	Flexion/extension
Notes : la capsule, commune aux 3 art. du coude (huméro-ulnaire, huméro-radiale et radio-ulnaire) renforcée par de puissants lig. Lat. ext. et int. et fonctionne toujours de façon synchrone avec l'art. huméro-ulnaire			
ARTICULATION HUMÉRO-CUBITALE OU HUMÉRO-ULNAIRE (<i>Humeroulnaris</i>)			
Diarthrose - Trochléenne (charnière uni-axiale)	➤ Trochlée humérale et la grande cavité sigmoïde du cubitus (échancrure trochléaire) ➤ Le bec de l'olécrane (limite les mouvements d'extension) ➤ L'apophyse coronoïde (limitent les mouvements de flexion)	➤ Capsule : mince et lâche ➤ Lig. Lat. int. (collatéral int. ou ulnaire) puissant et engagé dans la capsule. S'étend de l'épicondyle médial jusqu'à l'apophyse coronoïde (ant.) et le bord médial de l'olécrane (post.)	➤ Flexion (135°) /extension (0°-5°)
Notes : la capsule, commune aux 3 articulations du coude, fonctionne toujours de façon synchrone avec l'articulation huméro-radiale et est renforcée par de puissants lig. latéraux externes et internes.			
ARTICULATION RADIO-ULNAIRE (OU RADIO-CUBITALE) PROXIMALE (OU SUPÉRIEURE) (<i>Radioulnaris proximalis</i>)			
Diarthrose - trochoïde (pivot)	➤ Pourtour articulaire (circumferentia articularis) de la tête radiale ➤ Petite cavité sigmoïde (échancrure radiale) du l'ulna.	➤ Capsule : mince et lâche est commune aux 3 art. du coude ➤ Lig. annulaire du coude (autour de la tête du radius, permet le pivotement du radius)	➤ pronation (90°) /supination (90°)
Notes : la capsule est renforcée par de puissants lig. latéraux externes et internes et fonctionne toujours de façon synchrone avec l'articulation radio-ulnaire distale			
ARTICULATION RADIO-ULNAIRE (OU RADIO-CUBITALE) DISTALE (OU INFÉRIEURE) (<i>Radioulnaris distalis</i>)			
Diarthrose - trochoïde (pivot)	➤ Cavité sigmoïde (échancrure ulnaire) de l'extrémité inf. du radius ➤ Tête cubitale	➤ La capsule : lâche et prolongée ➤ Lig. triangulaire : s'étend entre le bord inf. de la cavité sigmoïde et la base de l'apophyse styloïde du cubitus (ulna)	➤ pronation (90°) /supination (90°)
Notes : la capsule fonctionne toujours de façon synchrone avec l'articulation radio-ulnaire proximale			

II.B.1.2.3 Myologie

II.B.1.2.3.a Généralités

Les mouvements du bras mettent en jeu beaucoup de muscles. *Van der Helm et Veenbaas (1991)*, ont précisé que pour mobiliser l'épaule, 24 muscles sont sollicités, lesquels sont formés par 115 chefs musculaires. Selon ces auteurs, 17 muscles seulement gèrent les mouvements de l'épaule et 7 contribuent à ceux du coude. La Figure II.10 représente le modèle musculaire de l'épaule qu'il a conçu. Ce modèle prend en compte 95 chefs musculaires pour représenter 16 muscles (muscle subclavius ou sous-clavier non compris).



Figure II-10 : Modèle musculaire de l'épaule [Van der Helm et Veenbaas, 1991 et 1992]
<http://www.wbmt.tudelft.nl/mms/dsg/duichsg/tud/shouldermodel.html>, 1996].

Les muscles susceptibles d'être directement impliqués dans les mouvements de propulsion d'un FRM (Figures II.11) sont décrits dans l'ANNEXE.II.

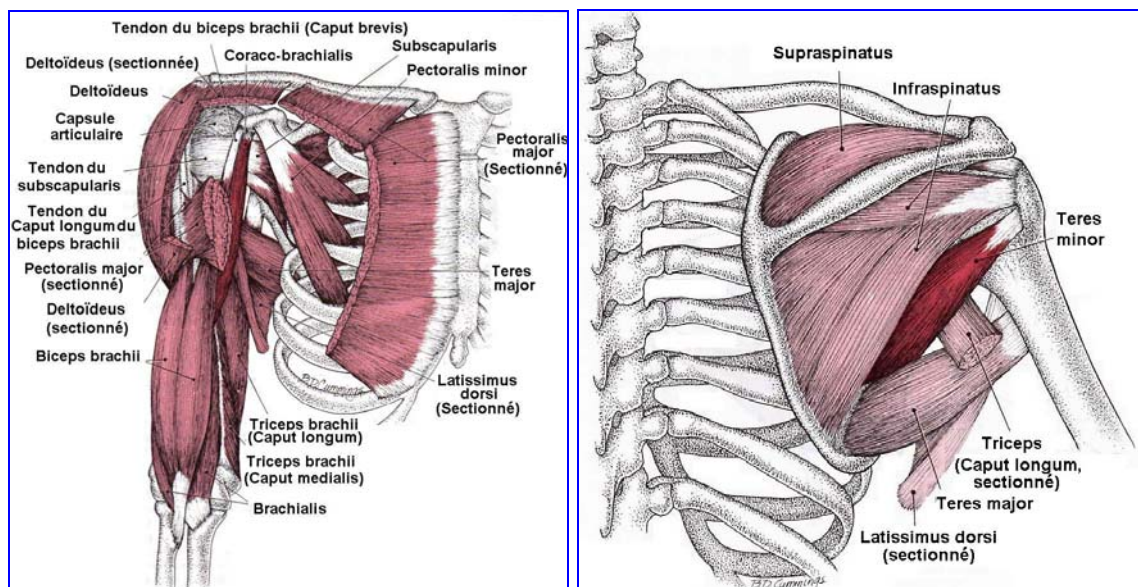


Figure II-11 : Muscles de l'épaule pouvant être impliqués dans la propulsion en FRM [Travell et Simons, 1993].

II.B.1.2.3.b Les muscles de la coiffe des rotateurs

Définition

La coiffe des rotateurs est un groupe de quatre muscles faisant partie des muscles péri-articulaires de l'épaule. Ils sont tendus de la scapula à l'humérus. Avec leurs tendons musculaires plats et fusionnés, ils recouvrent la tête humérale et entourent les faces antérieure, postérieure et supérieure de l'articulation de l'épaule à la manière d'une manche de chemise. Ils conditionnent la mobilité et la statique de la scapulo-humérale et sont en particulier responsables des mouvements de rotation interne et externe. Ce sont (Figure II.12) :

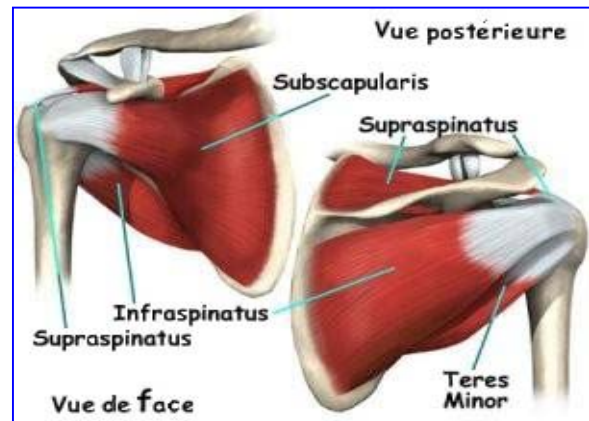


Figure II-12 : Muscles de la coiffe des rotateurs
[www.jointhealing.com/].

- ↪ Le subscapularis (sub-scapulaire) ;
- ↪ Le supraspinatus (supra-épineux) ;
- ↪ Le teres minor (petit rond) ;
- ↪ Le teres major (grand rond) ;
- ↪ Certains auteurs incluent l'infraspinatus (infra-épineux) à ce groupe musculaire.

La coiffe des rotateurs dont la topographie et les fonctions sont rappelées dans le tableau ci-dessous est aussi constituée de l'insertion terminale de quatre tendons :

- ↪ Au sommet, le tendon du muscle supraspinatus ;
- ↪ En avant, le tendon du muscle subscapularis ;
- ↪ En arrière, le tendon du muscle infraspinatus et du teres minor.
- ↪ On y rattache le tendon du caput longum du biceps brachii (long chef du biceps brachial).

Les quatre tendons forment une coiffe tendineuse sur la tête de l'humérus. Entre le subscapularis et le supraspinatus, existe un intervalle constitué uniquement du plan capsulaire. Le caput longum du biceps est intra-articulaire et s'insère sur le sommet de la glène.

Muscles	Insertion (ANNEXE.I : SCAPULA)	Trajets	Terminaisons (ANNEXE.I : HUMÉRUS 2)	Fonctions
Le subscapularis	Fosse subscapularis.	Séparé de la capsule par une bourse synoviale.	Tubercule mineur de l'humérus.	Abducteur du bras (couple deltoïdeus/supraspinatus).
Le supraspinatus	Fosse sus-épineuse de la scapula (scapula).	Vers le dehors, horizontal, il passe sous le Lig. acromio-coracoïdien, il arrive au-dessus de l'articulation de l'épaule. Il colle à la face sup. de la capsule.	Face sup. du tubercule majeur de l'humérus.	Adducteur du bras, rotateur médial du bras.
L'infraspinatus	Fosse sous-épineuse de la scapula.	Vers le haut et le dehors, son tendon glisse sur la face postérieure de l'épaule dont il est séparé par une bourse synoviale.	Face postérieure du tubercule majeur de l'humérus.	Adducteur du bras, rotateur latéral du bras.
Le teres minor	Bord axillaire de la scapula.	Parallèle à l'infraspinatus et oblique vers le haut et le dehors. Il est séparé de la capsule par une bourse synoviale.	Face postérieure du tubercule majeur de l'humérus.	Adducteur, rotateur latéral.
Le teres major	Bord axillaire de la scapula, sous le teres minor.	Parallèle au teres minor, vers le haut et le dehors.	Glisse en av. et se termine sur la lèvre interne de la coulisse bicipitale humérale.	Adducteur, rotateur médial.

Tableau II-7 : Topographie et fonctions des muscles de la coiffe des rotateurs.

Ces muscles provoquent le déplacement des os de l'articulation de l'épaule en tirant sur leurs tendons qui lient l'humérus à la scapula. La contraction des muscles de la coiffe des rotateurs entraîne l'élévation et la rotation du bras d'où leur appellation. La coiffe permet aussi de maintenir la tête humérale centrée sur la glène et coapte activement la tête évitant l'ascension de la tête lors de la contraction du deltoïdeus.

En conclusion, les muscles péri-articulaires et plus particulièrement ceux de la coiffe des rotateurs, sont responsables des mouvements mais aussi de la stabilité de l'articulation. Pour cette raison et à cause de la fragilité et de la minuscule contribution des ligaments à la protection et à la stabilisation de l'articulation de l'épaule, l'ampleur et la largeur du champ des mouvements de l'épaule sont aux dépens de la stabilité de l'articulation. Les pathologies les plus courantes sont décrites dans le paragraphe II.C.2.

II.B.1.3 CINÉSIOLOGIE ARTICULAIRE DU MEMBRE SUPÉRIEUR

II.B.1.3.1 Introduction

L'épaule possède trois degrés de liberté, ce qui lui permet d'orienter le membre supérieur par rapport aux trois plans de l'espace. L'étude de l'anatomie fonctionnelle présentée ci-dessus ne comprend que des chiffres approximatifs des amplitudes maximales relatives au complexe articulaire de l'épaule. Ceci est dû :

- ↳ À la discordance des données de la littérature en terme d'amplitudes maximales des mouvements de l'épaule principalement en raison de la complexité de l'articulation ;
- ↳ À la disparité de la terminologie utilisée par les auteurs pour décrire les mouvements susceptibles d'être effectués par cette articulation ;
- ↳ À la dispersion interindividuelle des amplitudes articulaires maximales mais aussi quelquefois des nombres de chefs par muscle et des lieux d'insertion de chacun.

En tout état de cause, l'analyse de la propulsion d'un FRM, ne nécessite pas obligatoirement la connaissance des amplitudes articulaires maximales du membre supérieur, mais plutôt celles correspondant au mouvement étudié. L'étude de la cinésiologie articulaire est cependant indispensable pour déterminer pour chaque mouvement, les muscles voire les chefs musculaires effecteurs. Pour lever tous les doutes concernant les discordances de la littérature, j'ai effectué des manipulations de dissection sur plusieurs cadavres (14 membres supérieurs et 3 cadavres entiers) ce qui m'a permis de vérifier la fonction de chaque muscle (Laboratoire d'Anatomie Expérimentale, Faculté de Médecine, VUB, Bruxelles, 2000).

Note : La position de référence est définie comme suit : membre supérieur vertical pendant le long du tronc, paume de la main regardant vers l'avant.

II.B.1.3.2 Antépulsion rétropulsion

Exécutées dans le plan sagittal, elles se font autour de l'axe transversal.

II.B.1.3.2.a L'antépulsion

Appelée aussi flexion ou élévation antérieure, dans son premier stade, elle est de 50°. Lorsque la scapula est libre, son glissement porte le bras en avant jusqu'à 160°. 140° sont réalisés dans l'articulation scapulo-humérale. L'inclinaison rachidienne amène le bras en avant en haut jusqu'à la verticale et implique donc une élévation de 180°.

L'antépulsion met en oeuvre les muscles deltoïdeus anterior, pectoralis major et coracobrachialis puis le trapezius et le serratus anterior pour atteindre 180°. Les muscles biceps et subscapularis sont des muscles accessoires de l'antépulsion.

Le deltoïdeus anterior, le pectoralis major et le coracobrachialis sont aussi des muscles adducteurs et rotateurs internes : l'antépulsion est spontanément associée à une adduction et à une rotation interne (mouvement de prise).

II.B.1.3.2.b La rétropulsion

Ou encore extension, est l'élévation en arrière et en haut du bras. Pour certains auteurs, elle est de 25°, pour d'autres, elle atteint 45° à 50°.

Ce mouvement est réalisé par les muscles teres major, deltoïdeus posterior et latissimus dorsi et accessoirement les muscles infraspinatus, triceps et teres minor.

Tous ces muscles sont également adducteurs et la plupart rotateurs internes.

II.B.1.3.3 Abduction adduction

Elles se font autour de l'axe antéro-postérieur appartenant au plan sagittal et dans le plan frontal.

II.B.1.3.3.a L'abduction

C'est une élévation latérale en dehors et vers le haut du bras. Elle passe par trois stades au cours desquels, la scapula bascule au fur et à mesure de l'élévation du bras.

Le premier temps : l'abduction physiologique (de 0° à 90°)

Le premier temps de l'abduction se fait au niveau de l'articulation scapulo-humérale. Quand l'angle d'élévation atteint 90°, l'articulation scapulo-humérale est bloquée. Le mouvement est arrêté par la butée du trochiter (tubercule majeur) sur la voûte acromio-coracoïdienne (le bord supérieur de la glène).

Il résulte de l'action synergique des muscles deltoïdeus et supraspinatus. En effet, l'abduction nécessite une intégrité et une synergie parfaite des muscles deltoïdeus et supraspinatus :

- ↳ Si le deltoïdeus se contractait seul : la résultante de l'action musculaire se décomposerait en 2 forces, l'une de rotation, l'autre de pulsion de la tête vers le haut. La tête humérale glisserait vers la glène (articulation non stabilisée) et la partie supérieure de la capsule et de la coiffe s'écroulerait sur la voûte acromiale.
- ↳ Si le supraspinatus se contractait seul : il appliquerait la tête humérale sur la glène stabilisant ainsi l'articulation de l'épaule. L'action abductrice de ce muscle est peu puissante. En effet, le bras de levier sur lequel il agit est trop court pour que son action abductrice soit efficace.

Note : Une lésion du nerf circonflexe paralysant le deltoïdeus entraîne une impossibilité d'abduction.

Dans une épaule normale les deux muscles se contractent simultanément. Grâce à cette synergie des deux muscles, la tête humérale ne peut glisser sur la glène. C'est le deltoïdeus qui, en « plaquant » la tête contre la glène, permet d'éviter l'ascension de la tête humérale. La puissante composante abductrice de celui-ci peut ainsi devenir efficace en agissant sur une articulation stabilisée.

Le deuxième temps : abduction (de 90° à 150°)

Au-delà de 90°, l'abduction ne peut continuer que grâce à la participation de la ceinture scapulaire. L'espace de glissement subacromial et surtout les déplacements scapulaires (une légère rotation latérale) permettent au geste de se poursuivre jusqu'à un angle de 150°.

Les muscles moteurs de ce deuxième temps sont le trapezius et le serratus anterior. Ils forment le couple de la rotation latérale dans l'articulation scapulo-thoracique.

Le troisième temps : abduction (de 150° à 180°)

L'inclinaison rachidienne permet de mener le bras jusqu'à 180° (bras à la verticale). L'amplitude angulaire maximale (180°) résulte de la mobilisation combinée de l'articulation scapulo-humérale (120°) et scapulo-thoracique. Cette dernière fournit le tiers de l'amplitude totale (60°).

Si seul un bras est en abduction, une inclinaison latérale sous l'action des muscles spinaux du côté opposé est suffisante. Si les deux bras sont en abduction, pour qu'ils atteignent la verticale, il faut alors compléter par une hyperlordose lombaire et une extension thoracique, elle aussi sous la dépendance des muscles spinaux.

II.B.1.3.3.b L'adduction

Elle ne se fait qu'en combinaison avec une antépulsion ou une rétropulsion. Ceci est dû au fait qu'elle est limitée par la présence du tronc. Combinée à une rétropulsion, son amplitude angulaire est de 10°. Associée à une légère antépulsion (flexion), l'adduction peut atteindre 30° à 45°.

L'adduction se fait principalement grâce aux muscles latissimus dorsi et pectoralis major et accessoirement par les muscles teres major, teres minor et subscapularis. Ces muscles sont aussi rotateurs médiaux.

II.B.1.3.4 Rotations médiale et latérale

Elles se font selon l'axe longitudinal de l'humérus. Pour évaluer ces mouvements de rotation, le coude doit être en flexion de 90° afin d'éviter la prono-supination de l'avant-bras. Ce dernier étant ainsi dans le plan sagittal.

II.B.1.3.4.a La rotation médiale

La rotation médiale ou interne est de 90° à 95°. La rotation médiale extrême est obtenue en plaçant l'avant-bras derrière le dos, ce qui entraîne un certain degré de rétropulsion. Elle résulte de l'action des muscles latissimus dorsi, teres major, subscapularis, pectoralis major et deltoïdeus anterior. Ces muscles associent presque tous une action d'adduction à la rotation interne et à l'antépulsion.

II.B.1.3.4.b La rotation latérale

Elle correspond à une rotation externe. Elle est de 60° pour certains auteurs, de 80° pour d'autres. Elle est due principalement aux muscles infraspinatus, teres minor et deltoïdeus posterior et accessoirement au muscle triceps brachii.

II.B.1.3.5 Autres mouvements

II.B.1.3.5.a L'élévation antéro-latérale

Ou élévation tout court, est une référence internationale fort utilisée. C'est une abduction dans le plan de la scapula c'est à dire une abduction située entre l'abduction pure et la flexion. Elle est beaucoup utilisée car la plupart du temps, sa valeur représente la valeur moyenne de l'antéflexion et l'abduction.

II.B.1.3.5.b La circumduction

C'est est un mouvement complexe combinant tous les mouvements élémentaires de l'épaule autour des 3 axes. Au cours de ce mouvement, le membre supérieur décrit un cône irrégulier (le cône de circumduction) dont le sommet est l'articulation scapulo-humérale et dont l'axe est dans le plan de la scapula. On ne mesure pas en pratique l'angle au sommet du cône mais on parle de mouvement complet ou incomplet.

II.B.1.3.6 Le paradoxe de Codman

Lorsque, partant de la position de référence, membre supérieur vertical le long du corps, la paume de la main regardant en dedans, le pouce se dirigeant en avant, on fait effectuer au membre supérieur un mouvement d'abduction de $+180^\circ$ dans le plan frontal puis un mouvement de rétropulsion de -180° dans le plan sagittal, on se trouve dans la position membre supérieur vertical le long du corps, mais paume regardant en dehors et pouce se dirigeant vers l'arrière. C'est au cours du mouvement d'abduction que la paume a changé d'orientation et que s'est produit le mouvement de rotation autour de l'axe longitudinal du bras.

II.B.1.3.7 La position idéale

La sollicitation d'une articulation au-delà d'une certaine amplitude a des effets néfastes sur le membre concerné. Elle peut réduire la circulation sanguine au niveau de l'articulation concernée et soumettre certains tendons à des efforts de compression. Les risques de friction en sont donc accrus.

Il n'existe pas de posture idéale. Toutefois, certains angles permettent de définir, selon les tâches, des postures de moindre inconfort. D'après *Cail et coll. (1996)*, les amplitudes articulaires de confort concernant les articulations du membre supérieur seraient celles présentées dans le tableau ci-dessous.

Articulation	Amplitude acceptable
épaule : antépulsion/ rétropulsion	$20^\circ/0^\circ$
épaule : abduction	20°
coude : flexion/extension	$10^\circ/30^\circ$
poignet : flexion/extension	$10^\circ/30^\circ$

Tableau II-8 : Angles de confort pour le membre supérieur [Cail et coll., 1996 ; d'après INRS, 2001].

II.C L'ANATOMOPATHOLOGIE DE L'ÉPAULE CHEZ LES UTILISATEURS DU FRM

II.C.1 INTRODUCTION

Les atteintes de la ceinture scapulaire associées à l'utilisation d'un FRM surviennent essentiellement à la suite d'un surmenage des articulations du membre supérieur essentiellement celles des épaules et des structures adjacentes. Les désordres musculo-squelettiques ont des dénominations diverses. En France, elles sont appelées « affections péri-articulaires » ou « pathologies d'hypersollicitation » ou encore troubles musculo-squelettiques (TMS) ». Aux USA, elles sont dénommées « cumulative trauma disorders », en Grande-Bretagne « repetitive strain injuries », en Australie et en Nouvelle-Zélande « occupational overuse syndrome » et au Canada « lésions attribuables aux travaux répétitifs ». Le surmenage de l'épaule, quant à lui, correspond à ce que les auteurs anglo-saxons ont nommé « overuse syndrome » ou selon *Nichols et coll. (1979.b)* au syndrome de l'épaule portante : « the wheigt bearing shoulder ».

La diversité des expressions témoigne de la relative méconnaissance des mécanismes mis en jeu dans l'apparition de ces atteintes. Certaines font référence à l'atteinte anatomique, d'autres aux facteurs de risque mais aucune ne s'avère plus pertinente que les autres. En effet, jusqu'à une période récente, la traumatologie du fauteuil roulant n'avait donné lieu qu'à des publications anecdotiques [*Belhassen et coll., 1997*]. Ce n'est que récemment qu'ont commencé à être rapportées de véritables études épidémiologiques [*Bloomquist, 1986 ; Dudley et coll., 1992*]. Enfin, bien qu'en pratique clinique les doléances des patients paraissent fréquentes, ces désordres n'ont été jusqu'à présent qu'incomplètement étudiés [*Nadeau, 1997*].

II.C.2 LÉSIONS GÉNÉRÉES AU NIVEAU DES ÉPAULES : SIÈGE, NATURE ET MÉCANISME DES LÉSIONS

II.C.2.1 SIÈGE ET NATURE DES LÉSIONS

Les contraintes générées au niveau des épaules correspondent à des lésions micro-traumatiques de type dégénératif et chronique [*Boini et coll., 1997 ; Reinold et Ohanna, 1997*] rencontrées parfois chez le patient âgé non-utilisateur de fauteuil roulant. Ces lésions concernent les structures myo-tendineuses, les charpentes ostéo-articulaires et plus encore les tissus mous des membres supérieurs.

La pathologie douloureuse de l'épaule associée à l'utilisation d'un FRM est habituellement rattachée à un conflit sous-acromial. Cette pathologie scapulo-humérale peut aller du conflit acromio-huméral à la rupture de la coiffe des rotateurs [*Reinold et Ohanna, 1997*] et implique par ordre de fréquence décroissante [*Bayley et coll., 1987 ; Stainier, 1996 ; Nadeau, 1997*] :

1) Des lésions de la coiffe des rotateurs : (65% des cas, Figure II.13.a). Selon certains auteurs, les douleurs et l'impotence fonctionnelle évoquent une rupture de la coiffe des rotateurs (figure II.13.b) sur des lésions préexistantes dues au vieillissement ligamentaire [*Burnham et coll., 1993 ; Boini et coll., 1997*].

2) Une arthropathie acromio-claviculaire qui est une affection de l'articulation acromio-claviculaire ;

3) Une bursite (ou un hygroma) sous ou sub-acromiale (Figure II.13.c) [*Bayley et coll., 1987*]. Les bursites sont localisées au niveau des régions sous acromio-deltôidiennes de l'épaule. Elles correspondent à une inflammation due à un épanchement du liquide

synovial des bourses séreuses péri-articulaires. Elles peuvent évoluer sur un mode aigu ou chronique. Une bursite chronique, « organisée » et enkystée correspond à un hygroma.

4) Une tendinite (ou ténosite ou ténosynovite) du long biceps : c'est l'inflammation du tendon du long biceps près de son insertion sur l'os. Sa forme évoluée correspond à une ténosynovite et résulte de l'inflammation du tendon et de sa gaine. Les tendinites et les ténosynovites des membres supérieurs représentent les formes courantes des atteintes dues à des traumatismes répétés. Les principales contraintes mécaniques qui s'exercent sur le tendon sont les forces de traction développées par le muscle lors des efforts musculaires ainsi que des frottements et des compressions contre des tissus adjacents.

5) Les nécroses aseptiques avasculaires de la tête humérale ont également été rapportées [Bayley et coll., 1987 ; Barber et Gall, 1991]. Elles correspondent à un processus de dégénérescence aboutissant à la destruction des cellules ou des tissus dépourvus de vaisseaux sanguins ou lymphatiques.

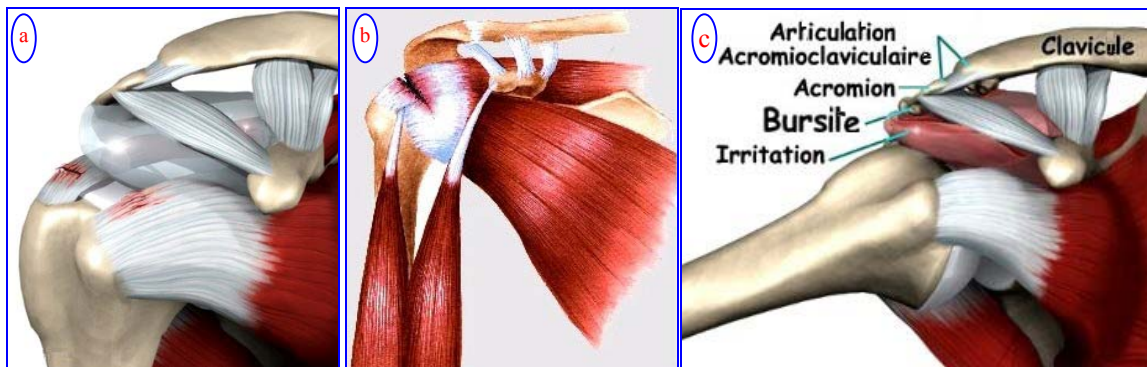


Figure II-13 : Les pathologies de l'épaule chez l'utilisateur du FRM. (a : lésion de la coiffe ; b : rupture de la coiffe ; c : bursite) [www.mosmc.com].

Remarque : Dans ce travail, les douleurs concernées sont aussi bien celles apparues que celles réapparues ou accentuées suite à l'utilisation du FRM.

II.C.2.2 MÉCANISME EVOLUTIF DES LÉSIONS

Le nombre de phases évolutives décrites dans la littérature diffèrent selon les auteurs de trois à six phases. Prenant en compte l'évolution en trois stades, le syndrome de conflit sous-acrominal progresserait ainsi :

II.C.2.2.1 Stade 1

Se caractérise par un œdème et une inflammation de la coiffe et par des hémorragies dans la bourse sous-acromiale et le tendon supraspinatus (véritable tendinite).

II.C.2.2.2 Stade 2

L'œdème et les hémorragies non contrôlés évoluent vers une fibrose et des microruptures tendineuses. Les lésions sont alors irréversibles. On note l'apparition d'une tendinite dans la région du tendon supraspinatus distal.

II.C.2.2.3 Stade 3

La perforation trophique de la coiffe des rotateurs correspond au stade ultime de la détérioration tendineuse. L'accumulation de microlésions intra-tendineuses peut aboutir à la rupture de la coiffe, faisant ainsi communiquer la bourse sous-acromiale avec l'articulation scapulo-humérale. Cette rupture survient en général après 50 ans. Le mode de début est tantôt brutal, post traumatique, tantôt insidieux. Le premier muscle à se rompre est dans 95 % des cas le supraspinatus car il est adhérent à la capsule. Cette déchirure peut s'étendre soit vers l'arrière dans l'infraspinatus soit vers l'avant, dans le biceps ou le subscapularis. La rupture étendue de la coiffe des rotateurs et l'apparition d'une arthrose secondaire représentent la phase extrême de la dégradation tendineuse.

II.C.3 LES DIFFÉRENTES SÉQUENCES DE L'EXAMEN MÉDICAL

II.C.3.1 L'INTERROGATOIRE

Il précise l'âge du patient, le sexe, le caractère dominant ou non du membre, les activités du patient, les antécédents traumatiques médicaux et chirurgicaux, les caractères de la douleur, en particulier sa topographie son siège et ses irradiations éventuelles, son rythme, les mouvements favorisant, les circonstances déclenchant son retentissement sur les activités quotidiennes et sa tendance évolutive.

II.C.3.2 L'INSPECTION

Elle consiste à examiner les contours du moignon de l'épaule et de la scapula, les articulations sterno-claviculaire et acromio-claviculaire (à la recherche d'une saillie anormale), le deltoïdeus et le volume du trapezius et des fosses sus et sous épineuses (à la recherche d'une amyotrophie).

II.C.3.3 LA PALPATION

Les muscles suivants sont ceux qui doivent être palpés parce qu'ils sont souvent sites de douleur : sternocleidomastoïdien, pectoralis major et minor, trapezius superior et medialis, rhomboïdeus, supraspinatus et infraspinatus et levator de la scapula (angulaire de la scapula). L'examen peut inclure la palpation du rachis cervical et dorsal au besoin. [Roy et coll., 2002]. Cependant on peut douter de la signification clinique de cette palpation, étant donné le nombre de tissus douloureux dans la région de l'épaule dans le contexte d'une lésion de la coiffe des rotateurs.

II.C.3.4 LA MOBILITÉ PASSIVE ET ACTIVE DE CHAQUE MUSCLE

Pour localiser l'atteinte tendineuse, la mobilité est examinée grâce à une sémiologie spécifique [Boyer et Vitale, 1998]. Ci-dessous sont décrites les manœuvres qui sont reconnues comme les plus sensibles et les plus spécifiques (Figure II.14) :

II.C.3.4.1 La recherche de conflit

1) Signe de Neer ou « Impingement sign » : le clinicien placé derrière le patient, effectue une antépulsion passive du bras du patient tout en bloquant la scapula. Il traduit un conflit entre le trochiter et le bord antérieur de l'acromion (conflit antéro-supérieur).

2) Manœuvre de Hawkins : En élévation passive du bras (fléchi à 90°), on imprime à celui-ci une rotation interne en abaissant l'avant-bras (coude à 90°). Cette manœuvre traduit un conflit du trochiter avec le ligament acromio-coracoïdien.

3) Signe de Yocum : Le patient place sa main sur l'épaule opposée et réalise une élévation du coude contre une résistance sans lever son épaule. La survenue d'une douleur lors de cette manœuvre traduit un conflit antéro-interne de l'épaule (lésion de l'espace sous-acromial). L'incapacité de placer la main sur l'épaule opposée traduit habituellement une bursite sous-acromiale intense.

II.C.3.4.2 Le supraspinatus

Manœuvre de Jobe : les bras sont mis en abduction de 90° avec une antéflexion de 30°, pouces dirigés vers le bas. L'examineur tente alors d'abaisser les bras. Si le patient ne peut pas résister, il y a rupture très probable du supraspinatus.

II.C.3.4.3 L'infraspinatus

Manœuvre de Patte : En rotation externe contrariée du bras en abduction à 90° une douleur traduit une tendinite et une rotation impossible traduit la rupture de l'infraspinatus.

II.C.3.4.4 Le subscapularis

Lift off de Gerber : Le patient place la main derrière, sur la fesse. On lui demande d'éloigner la main de la fesse. La manœuvre est impossible en cas de rupture complète du subscapularis. Elle est douloureuse en cas de rupture partielle.

II.C.3.4.5 Le caput longum du biceps brachii

Palm-up test de Gilchreest : Antépulsion contrariée du bras en supination. En cas de douleur dans la région bicipitale, le test traduit une tendinite ou une rupture du long biceps. Ce test est sujet à caution du fait de sa faible spécificité [ANAES, 2001].

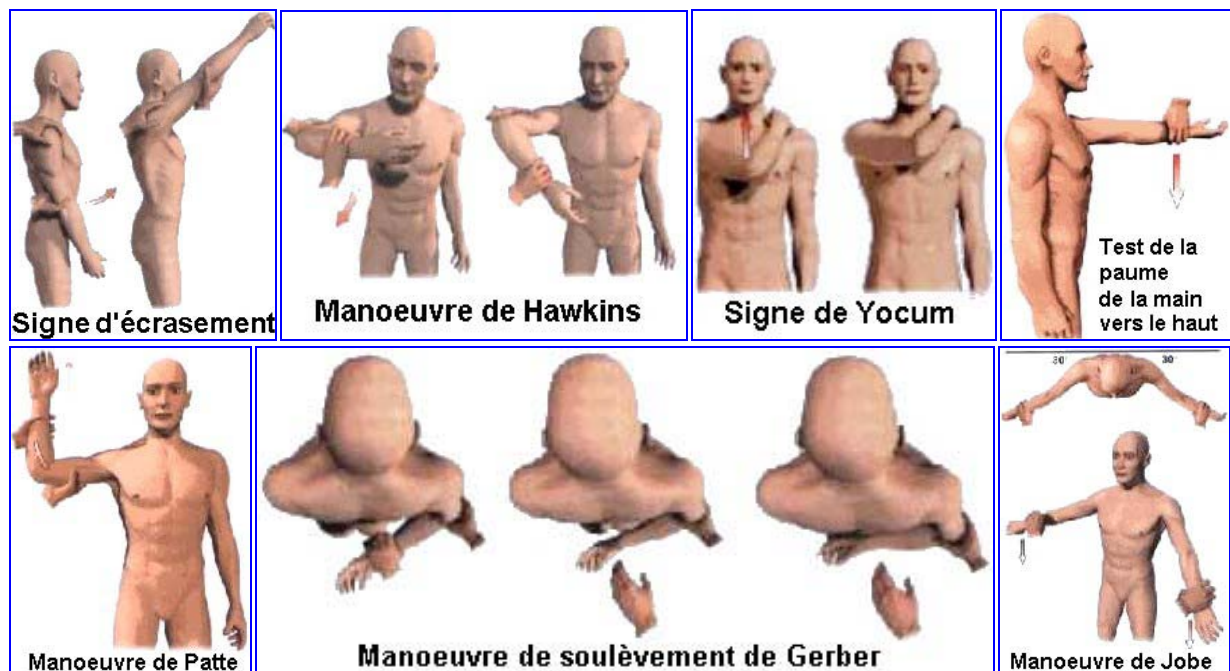


Figure II-14 : Les manœuvres spécifiques à l'examen des épaules [Olivry, 1999
<http://membres.lycos.fr/amem/textes/epaule.htm>].

Remarque : Les mouvements d'abduction, de flexion et de rotation sont les plus importants à évaluer parce qu'ils sont souvent directement impliqués dans la douleur et que leur limitation entraîne la gêne fonctionnelle la plus importante.

II.C.3.5 LES AUTRES ÉLÉMENTS DE L'EXAMEN

- 1) L'examen du rachis cervical et des autres articulations du membre supérieur ;
- 2) L'examen neurologique à la recherche d'un déficit sensitivomoteur ;
- 3) L'examen vasculaire général des 2 bras.

II.C.3.6 LE BILAN DE MASSO-KINÉSITHÉRAPIE

Il existe de nombreux tests d'évaluation et indices fonctionnels permettant d'apprécier les répercussions des pathologies de la coiffe des rotateurs sur les fonctions de l'épaule et du membre supérieur. Ces tests peuvent être utilisés comme bilan de début et de fin de traitement. Pour évaluer les pathologies de l'épaule, le questionnaire le plus utilisé est celui de Constant. Il est qualitatif et quantitatif et couvre les différents domaines du bilan : la douleur, le niveau d'activité, l'amplitude articulaire et la force musculaire [ANAES, 2001]. Il est aussi le plus recommandé en raison du fait qu'il est considéré comme étant le plus sévère [ANAES, 2001]. Certains auteurs disent aussi que la fiche test est la plus rapide à remplir.

*II.C.3.7 LES EXAMENS D'IMAGERIE***II.C.3.7.1 La radiographie standard statique**

Elle est à faire dans tous les cas d'examen d'épaule. La comparaison des 2 épaules en rotation variable permet une bonne analyse de l'os, des articulations scapulo-humérale et acromio-claviculaire et la découverte d'éventuelles calcifications. Sur une radiographie de face de l'épaule, une distance entre l'acromion et le sommet de la tête humérale inférieure à 7 mm permet d'affirmer la rupture du supraspinatus.

II.C.3.7.2 La manœuvre de Leclercq

Elle est utile en cas de suspicion d'une rupture de coiffe : correspond à une radio de face, pendant que le malade effectue un mouvement d'abduction active contrariée de +/- 20°. Elle permet de sensibiliser le repérage d'une diminution de l'espace acromio-huméral et d'une apparition d'un diastasis scapulo-huméral inférieur.

II.C.3.7.3 L'échographie

Elle est faite en cas de suspicion d'une rupture de la coiffe ou d'un épanchement. Elle permet d'étudier les muscles, la bourse séreuse sous-deltaïdienne, le tendon du long biceps et les calcifications.

II.C.3.7.4 L'arthrographie

Elle permet de mettre en évidence une capsulite rétractile, un corps étranger, une souffrance de la coiffe, les perforations et les ruptures. Elle peut être couplée à une bursographie et surtout à un scanner (arthroscanner).

II.C.3.7.5 L'IRM

Tout comme l'arthroscanner et la résonance, l'IRM est à faire suite à l'échec du traitement. Elle prend une place prépondérante en pré-opératoire et permet une excellente vision de presque toute la région sans injection.

II.C.4 LES CARACTÉRISTIQUES CLINIQUES ET LEURS CONSÉQUENCES

II.C.4.1 LA DOULEUR

Les plaintes fonctionnelles sont variables. La douleur est le symptôme le plus fréquent. Ses manifestations sont le plus souvent brutales et épisodiques. Elles évoluent parallèlement aux contraintes imposées à la ceinture scapulaire et impliquent une impotence fonctionnelle [Nichols et coll., 1979.b ; Boini et coll., 1997]. La douleur apparaît généralement au niveau de la grosse tubérosité et sous le bord antérieur de l'acromion (présence d'un arc douloureux). Elle peut aussi se manifester dans l'articulation acromio-claviculaire, si celle-ci est atteinte d'arthrite, ainsi qu'au tendon du biceps, si ceux-ci sont associés au conflit sous-acromial. La douleur peut s'étendre au deltoïdeus et atteindre également le coude, la paroi de la cage thoracique ou le trapezius.

II.C.4.2 L'IMPOTENCE FONCTIONNELLE

II.C.4.2.1 En général

Les conséquences fonctionnelles des douleurs sont diverses. L'impotence peut aller d'une gêne à l'impossibilité d'exécuter un mouvement (épaule pseudo-paralytique). En général, les déficits les plus fréquemment constatés en présence du syndrome de conflit sous-acromial sont :

- 1) Une faiblesse se traduisant par une perte de la force musculaire ;
- 2) Une perte fonctionnelle entraînant une limitation variable de l'amplitude des mouvements d'abduction et de rotation externe de l'épaule ;
- 3) Une perturbation du rythme scapulo-huméral et un déséquilibre entre certains groupes musculaires antagonistes de l'épaule (notamment les rotateurs) ;
- 4) Le réveil nocturne : il est constant en phase aiguë et l'appui sur le côté est impossible ;
- 5) Une cervicalgie secondaire. Elle peut également s'installer suite au mouvement de compensation de l'épaule.

II.C.4.2.2 Chez l'utilisateur du FRM

Curtis et coll. (1995) ont élaboré le « WUSPI : Wheelchair User's Shoulder Pain Index », qui permet d'évaluer le coût fonctionnel des douleurs d'épaule chez les usagers du fauteuil roulant et son retentissement sur les activités de la vie quotidienne. Une enquête auprès de 64 patients blessés médullaires ne pratiquant pas d'activité sportive particulière a révélé que les douleurs les plus intenses apparaissent lors de la réalisation des activités requérant une force importante de la part des membres supérieurs, des amplitudes de mouvements extrêmes et une surélévation prolongée des bras. Les activités générant dès lors le plus de douleurs au niveau des épaules sont :

- ↳ Les déplacements en terrain accidenté ou sur plan incliné (cas des longs couloirs de l'Hôpital de Villiers-Saint-Denis) ;
- ↳ L'élévation des bras, les transferts sur des plans différents et la toilette du dos.

À la longue, les conséquences traumatiques de ces lésions amènent les patients à réduire globalement leur niveau d'activité [Wylie et Chakera, 1988] : l'utilisation du fauteuil peut être entravée, ainsi que les transferts et les diverses activités de la vie quotidienne [Nadeau, 1997]. Les douleurs interfèrent ainsi avec les performances d'indépendance des utilisateurs du FRM.

II.C.5 LES SOINS

En complément au repos, les soins administrés sont sous formes de médication, d'infiltration sous-acromiale de cortisone, de programmes et exercices de masso-kinésithérapiques de rééducation, de physiothérapie et de thérapie manuelle, etc..

II.C.5.1 LE REPOS, LE TRAITEMENT ORAL ET LES INFILTRATIONS

Selon l'ANAES, (2001), la mise au repos et l'immobilisation éventuelle de l'épaule douloureuse ne sont pas recommandées en dehors des crises hyperalgiques.

Le traitement oral inclut l'utilisation d'analgésiques simples et d'anti-inflammatoires non stéroïdiens. On notera les nombreux effets indésirables que provoque l'utilisation de ces médicaments.

Des articles récents concluent que si la médication orale est inefficace, une injection de corticostéroïde dans le traitement à court terme des tendinopathies de la coiffe des rotateurs est recommandée. Par ailleurs, il est démontré que les injections de cortisone (infiltration sous-acromiale) sont significativement plus efficaces que les anti-inflammatoires [d'après Roy et coll., 2002].

II.C.5.2 LES TECHNIQUES PHYSIOTHÉRAPIQUES ET LA THÉRAPIE MANUELLE

Malgré sa grande utilisation, il existe peu de preuves scientifiques concernant l'efficacité de la physiothérapie sur la douleur de l'épaule. Van der Heijden et coll. (1999) ont conclu à l'inefficacité des techniques physiothérapeutiques (ultrasons et électrothérapie) testées dans les différentes études et la faiblesse relative de leur effet (électromagnétothérapie) sur la symptomatologie de l'épaule douloureuse. Selon l'ANAES (2001), les techniques d'électrothérapie, d'électromagnétothérapie, d'ultrasons et du laser ne seraient pas recommandées.

Concernant la thérapie manuelle, les techniques de massage n'ont fait l'objet d'aucune étude. Selon un accord professionnel, le massage transversal profond des tendons de la coiffe des rotateurs n'est pas recommandé.

II.C.5.3 LA RÉÉDUCATION

Les programmes de kinésithérapie commencent précocement et deviennent progressivement plus intenses avec la diminution de la douleur et de l'inflammation. La rééducation est très souvent effectuée par le sujet lui-même qui doit exécuter (quotidiennement) un programme d'exercices enseigné par un kinésithérapeute au début de la prise en charge, puis contrôlé à l'occasion des consultations prévues pour suivre l'évolution. Le rythme des séances est en général de deux à trois par semaine. La durée des traitements rapportée dans la littérature varie en fonction de l'état du patient et peut durer de deux à quatre mois.

La rééducation fait appel :

1) Aux techniques destinées à récupérer ou à augmenter les amplitudes articulaires (mobilisation articulaire de la ceinture scapulaire et de l'articulation scapulo-humérale, dégagement ou recentrage de la tête humérale, étirements des muscles de la ceinture scapulaire) ;

2) Aux exercices de renforcement musculaire et de reprogrammation neuromusculaire axée sur le travail actif des abaisseurs de l'épaule afin de les renforcer et de recentrer la coiffe (recentrage actif et restitution d'un rythme scapulo-huméral physiologique).

À titre d'exemple, Roy et coll. (2002) proposent d'enseigner au patient les trois exercices suivants (à faire individuellement) :

1) Rotation externe et interne contre résistance avec une bande élastique de type Thera-Band®.

2) Abduction de 0° à 60° avec ou sans résistance (le bras étant à 30 degrés de flexion horizontale, dans le plan de la scapula).

3) Pompes contre le mur ou au sol (renforcement des muscles stabilisateurs de la scapula).

Les techniques de mobilisations passives, de mobilisations spécifiques, de « tenu-relâché », d'auto-étirement appliquées à l'ensemble des articulations de la ceinture scapulaire (articulation scapulo-thoracique, scapulo-humérale, sterno-claviculaire, acromio-claviculaire) ont été étudiées au cours d'enquêtes comparatives [Ginn et coll., 1997 ; Conroy et Hayes, 1998]. Elles montrent des résultats sur le gain d'amplitude et la récupération fonctionnelle de l'épaule et ont été recommandées par l'ANAES (2001).

Les techniques de renforcement musculaire sont recommandées. Elles ont pour but d'augmenter la force des muscles scapulaires et plus particulièrement celle des muscles rotateurs de la scapulo-humérale et de mieux stabiliser l'articulation.

Les techniques spécifiques de rééducation telles que : le recentrage dynamique de la tête humérale, le recentrage passif, le renforcement des muscles abaisseurs et la rééducation du rythme scapulo-huméral ont des justifications biomécaniques divergentes.

II.C.6 CONCLUSION PARTELLE

Enfin, bien que l'on insiste beaucoup sur leur importance, il existe peu de publications concernant l'efficacité d'un programme d'exercices dans les tendinopathies de la coiffe des rotateurs.

Un récent rapport fait par l'Agence Nationale d'Accréditation et d'Évaluation en Santé (ANAES, 2001) résume les conclusions de nombreuses études menées dans le domaine du traitement des pathologies d'épaules. Les résultats présentés corroborent les conclusions de Subbarao et coll. (1995) et de Nadeau (1997). Ces auteurs ont témoigné de l'inefficacité des traitements symptomatiques pour diminuer les douleurs d'épaules.

Vecchio et coll. (1993) ont effectué un suivi longitudinal de patients âgés sur trois ans. Ils ont conclu que, même après différents traitements (infiltration, prise anti-inflammatoire, rééducation), les douleurs persistent. Ils en déduisent que l'évolution naturelle de la maladie est identique avec ou sans traitement. Pourtant, la douleur d'épaule est le deuxième motif de consultation du médecin généraliste après la cinquantaine [Bergenudd et Nilsson, 1994]. Plusieurs auteurs ont confirmé cette conclusion et se sont accordés pour dire que de tels désordres sont d'autant plus difficiles à soigner que la personne concernée est âgée.

Une rupture de tendon de la coiffe ne guérit jamais. En cas de rupture importante, le muscle du tendon rompu s'atrophie progressivement et d'une façon irréversible. Le tendon déchiré peut aussi se rétracter. Le traitement médical et la kinésithérapie sont capables de rendre une épaule indolente mais exposent à la récurrence chez un patient actif. Une arthroscopie avec acromioplastie (sans réparation tendineuse) peut être efficace sur les symptômes mais ne met pas à l'abri d'une récurrence de la douleur.

Le traitement chirurgical est le seul susceptible d'assurer la réparation du tendon et l'indolence à long terme. Ce traitement n'est envisagé qu'en dernier recours et seulement en cas d'échec du traitement conservateur. Selon de nombreux auteurs, la décision d'opérer dépend de l'âge (+/- < 70 ans) et du niveau d'activité du sujet concerné.

Ces faits justifient la poursuite de recherches sur les possibilités de prévention [Nadeau, 1997], notamment au niveau de l'ergonomie des FRM mais aussi de ceux de la propulsion et des transferts.

II.D LES FONDEMENTS BIOMÉCANIQUES DE LA PROPULSION DU FAUTEUIL ROULANT MANUEL

II.D.1 ÉTAT DES CONNAISSANCES CONCERNANT LA CINÉMATIQUE DE LA PROPULSION DU FRM

II.D.1.1 LE CYCLE DE PROPULSION DU FAUTEUIL ROULANT

II.D.1.1.1 Description

La propulsion d'un FRM est un mouvement cyclique. Un cycle de propulsion (CP) comprend deux phases [Sanderson et Sommer, 1985 ; Vanlandewijck et coll., 1994 ; Mulroy et coll., 1996 ; Dallmeijer, 1998] :

1- Une phase de poussée : ou phase d'appui (PP) est la partie propulsive du CP durant laquelle la main du sujet est en contact avec le cerceau. Elle représente généralement 25% de la durée totale du cycle de propulsion [Bednarczyk et Sanderson, 1994 ; Thoumie et coll., 1994 ; Mulroy et coll., 1996]. Elle se compose habituellement de deux phases :

1.a- Une phase de traction : ou phase tirante ou encore début de poussée (DP) : correspond à la partie de la poussée qui débute au contact initial de la main du sujet avec la main courante (moitié postérieure) et qui finit à la projection verticale de l'axe de la roue (vertex).

1.b- Une phase de poussée proprement dite : ou fin de poussée (FP) : s'effectue à la partie antérieure du cerceau.

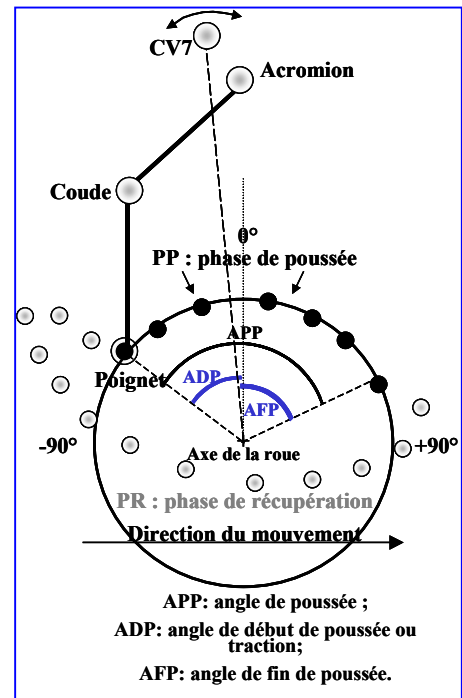


Figure II-15 : Les phases de la propulsion.

Il est intéressant de noter, comme l'ont précisé Sanderson et Sommer (1985) et l'ont confirmé Schantz et coll. (1999), qu'entre le moment du contact de la main avec le cerceau et le commencement de la propulsion, il s'écoule un certain temps durant lequel aucune force propulsive n'est appliquée. Ce laps de temps correspondrait à la phase de prise de contact (PPC). Pour éviter toute confusion, ces auteurs ont dénommé la période durant laquelle la main est en contact avec le cerceau sans exercer de force propulsive la phase de « prise du cerceau ».

2- Une phase de récupération (PR) : appelée aussi phase de retour, commençant à l'instant où la main relâche le cerceau, elle finit au commencement de la poussée suivante.

Ces différentes phases sont illustrées par la figure II.15, extraite de Vanlandewijck et coll. (1997). Elles sont commodes à décrire mais elles n'ont pas de valeur absolue étant donné les différences considérables entre les styles de propulsion des sujets.

II.D.1.2 LES DIFFÉRENTS STYLES DE PROPULSION

Plusieurs auteurs ont étudié les caractéristiques cinématiques du cycle de propulsion du FRM et pour la majorité, ils se sont intéressés à des jeunes athlètes du handisport [Veeger et coll., 1989.b ; Dallmeijer et coll., 1994 ; Shimada et coll., 1998]. Sanderson et Sommer, (1985) semblent être les précurseurs dans ce domaine. Tout comme ces derniers, Veeger et coll. (1989.b) ont classé les techniques de propulsion en style « circulaire » et style « pompant ». Cette classification se base sur la cinématique du poignet durant la phase de retour. D'autres auteurs ont, par la suite, établi une classification plus précise des styles de propulsion en étudiant sa cinématique lors de la phase de poussée. Ils ont alors distingué quatre styles de propulsion (Figure II.16) : un style en arc (Ar), un style circulaire dit aussi semi-circulaire (SC), un style en boucle unique à propulsion supérieure (SLOP : « single looping over propulsion ») et le style en double boucle à propulsion supérieure (DLOP : « double looping over propulsion ») [Shimada et coll., 1998 ; Boninger et coll., 2002 ; Cooper et coll., 2002]. Selon Shimada et coll. (1998), la différence notable à retenir est que durant la phase de récupération, seuls les sujets qui utilisent la technique circulaire font passer leur poignet en dessous de la partie supérieure du cerceau, d'où la nomination SLOP et DLOP.

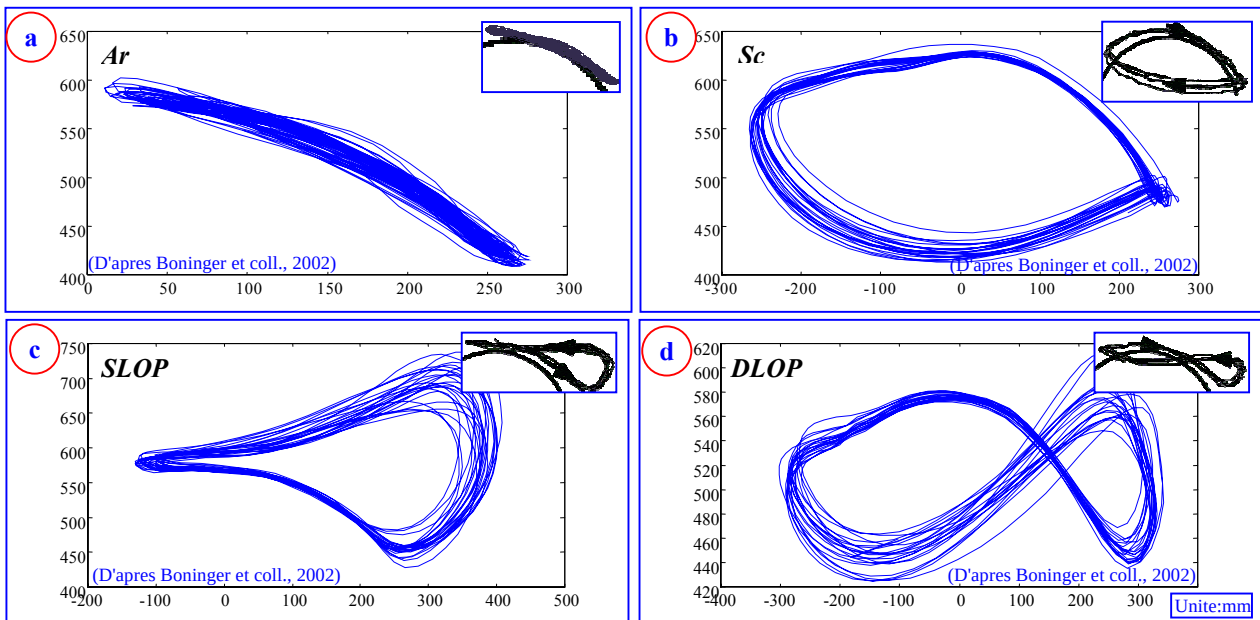


Figure II-16 : Les différentes techniques de propulsion : (a) Arc : , (b) : Circulaire ou Semi-Circulaire, SLOP, (c) : SLOP, (d) : DLOP. Vue latérale de la trajectoire de la 3ème articulation métacarpo-phalangienne (MCIII).

Par ailleurs, la technique circulaire est recommandée par les auteurs en raison de son efficacité en terme de rendement mécanique [Sanderson et Sommer, 1985 ; Veeger et coll., 1989.b ; Shimada et coll., 1998 ; Boninger et coll., 2002]. Ce fait a été suggéré dans plusieurs articles mais n'a été confirmé que récemment par l'étude de Boninger et coll., (2002). En comparant plusieurs styles de propulsion, ces auteurs ont constaté que le style SC est associé à une fréquence de poussée inférieure et une phase de poussée plus longue relativement à la phase de retour. Il a été démontré que, sans exception, cette technique permet de diminuer la répétitivité du geste de propulsion tout en assurant une meilleure efficacité [Sanderson et Sommer, 1985 ; Shimada et coll., 1998]. Ces résultats ont permis de conclure que l'adoption de ce style pourrait diminuer l'apparition des désordres du membre supérieur et que c'est cette technique de propulsion qui devrait être considérée par les cliniciens dans l'initiation et/ou l'entraînement des patients. Shimada et coll. (1998) avaient auparavant confirmé ce fait en remarquant chez les utilisateurs du style SC une accélération angulaire des articulations du membre supérieur moindre que celle des utilisateurs des styles DLOP et SLOP. En effet, il a déjà été noté qu'une accélération angulaire élevée contribue à la détérioration articulaire [Glousman et coll., 1992 ; Marras 1992]. D'autre part, les utilisateurs du style SC consacrent

la plus grande partie de leur cycle de propulsion à la phase propulsive, ce qui fait qu'ils sont plus efficaces puisque cette distribution temporelle permet à la main de rester plus longtemps en contact avec le cerceau [Sanderson et Sommer, 1985 ; Shimada et coll., 1998]. Selon Shimada et coll. (1998) ces individus seraient moins exposés aux risques des lésions articulaires puisqu'ils appliquent une plus petite force aux cerceaux mais pendant une durée supérieure à celle des adeptes des autres styles de propulsion.

II.D.1.3 LES AMPLITUDES ARTICULAIRES

En suivant le mouvement du cerceau durant la propulsion du FRM, on constate que la main entraîne les segments du membre supérieur et, pour certains sujets, le tronc dans différentes positions.

Rao et coll. (1996), ont étudié la cinématique de la propulsion du FRM chez 16 paraplégiques d'âges différents (30,3 ans $\pm$ 17,7). En terme d'angles articulaires, bien que la répétabilité inter-cycles et par sujet était bonne, l'homogénéité interindividuelle la plus consistante ne concernait que les angles décrits par l'épaule. La différence des valeurs concernait les articulations autres que cette dernière. Ce sont tout particulièrement les oscillations du tronc qui ont révélé la dispersion la plus notable.

Les valeurs des amplitudes des angles articulaires sont variables d'après la littérature et dépendent de plusieurs paramètres. Quelques résultats sont présentés dans le tableau ci-dessous.

Auteur	Oscillation du coude	Oscillation de l'épaule	Oscillation du tronc	Abduction de l'épaule
Shimada et coll. (1998)	90-140°	20-70°	0-15°	30-70°
Wang et coll. (1996)	-	-	-	65-80°
Rogers et coll. (1994)	60° (variation)	67° (variation)	7 à 8° (variation)	40-60°
Rogers et coll. (2001)	149-154° (45-51° variation)	18-23° (15-10° variation)	80-85° (11-16° variation)	-
Kobayashi et coll. (1991)	70-160°	0-70°	0-13°	40-60°
Goosey et coll. (2000)	82-84° (variation)	-	10-17° (variation)	-
Van der Woude et coll. (1989.b)	100-160°	-	4-8°	45-60°

Tableau II-9 : Résumé des amplitudes articulaires durant la propulsion d'un FRM.

II.D.1.3.1 Le tronc

Lees et coll. (1991) ont analysé le mouvement du tronc chez des athlètes du handisport. Ils ont découvert deux styles d'utilisation. Dans le premier le tronc est maintenu en position inclinée et sert de support stationnaire et donc de base stable au mouvement de poussée. Dans le second style, l'échelonnement des oscillations du tronc est en coordination avec la phase de poussée. Le tronc sert ainsi de base mouvante qui en se balançant dans la direction du mouvement facilite la poussée.

II.D.1.3.2 Le membre supérieur

La majorité des auteurs ont rapporté que l'épaule est constamment en abduction et en flexion ou extension. En passant de la fin de la phase propulsive à la phase de récupération, Bednarczyk et Sanderson (1994) ont mesuré une oscillation de 20° à 70° de flexion/extension et de 70° à 20° d'abduction de l'humérus. Les amplitudes articulaires des épaules sont influencées par la position de l'assise du FRM. Plus l'assise est basse et en arrière par rapport à l'axe des roues moins l'abduction est importante et plus l'extension est grande [Hughes et coll., 1992 ; Masse et coll., 1992]. Ces mouvements ne semblent cependant pas être influencés par la fatigue [Rodgers et coll., 1994].

II.D.2 PRINCIPES DE LA DYNAMIQUE DE LA PROPULSION DU FRM

II.D.2.1 LES PARAMÈTRES DYNAMIQUES

Les différentes équipes [Van der Woude, 1989.d ; Veeger, 1991.a et 1992.d ; Veeger et coll., 1992.b ; Dallmeijer, 1998] qui se sont intéressées à la propulsion manuelle des fauteuils roulants ont défini quelques grandeurs que je vais rappeler ci-dessous (Figure II.17).

Le cerceau est soumis à des actions mécaniques extérieures exercées par la main et par la roue. Les torseurs associés ont respectivement pour éléments de réduction :

$$\begin{aligned} \text{En P (Centre de poussée)} : & \begin{cases} \mathbf{S_m} \\ \mathbf{M_m} \end{cases} \\ \text{En O (Sur l'axe de la roue)} : & \begin{cases} \mathbf{S_r} \\ \mathbf{M_r} \end{cases} \end{aligned}$$

- ↳ La lettre S désigne la somme géométrique ;
- ↳ La lettre M désigne le moment.

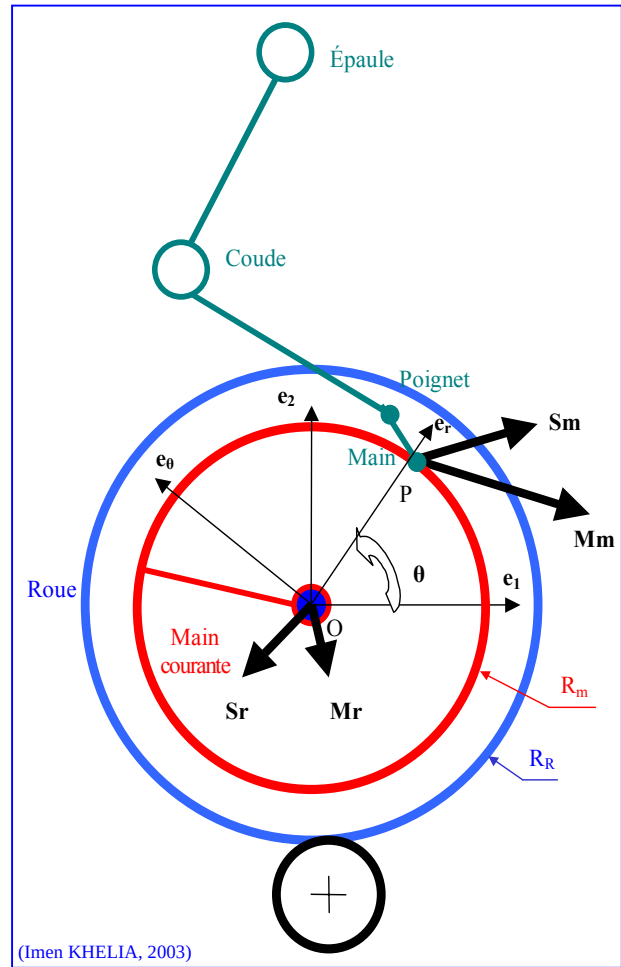


Figure II-17 : Forces et couples impliqués durant la propulsion d'un FRM.

Les lois de la statique (suffisantes ici en raison des faibles accélérations) s'écrivent au point O :

$$\mathbf{S_r} + \mathbf{S_m} = \mathbf{0} \quad [1]$$

$$\mathbf{M_r} + \mathbf{M_m} + \mathbf{OP} \wedge \mathbf{S_m} = \mathbf{0} \quad [2]$$

Dans le repère $(\mathbf{O}, \mathbf{e_r}, \mathbf{e_\theta}, \mathbf{e_3})$ les composantes de ces différents vecteurs sont notées ainsi :

$$\mathbf{OP} \begin{cases} r_r \\ 0 \\ 0 \end{cases} \quad \mathbf{S_m} \begin{cases} S_{mr} \\ S_{m\theta} \\ S_{m3} \end{cases} \quad \mathbf{M_m} \begin{cases} M_{mr} \\ M_{m\theta} \\ M_{m3} \end{cases} \quad \mathbf{S_r} \begin{cases} S_{rr} \\ S_{r\theta} \\ S_{r3} \end{cases} \quad \mathbf{M_r} \begin{cases} M_{rr} \\ M_{r\theta} \\ M_{r3} \end{cases}$$

On appelle :

Force totale :

$$F_{\text{tot}} (\text{N}) = |\mathbf{S_m}| = \sqrt{S_{mr}^2 + S_{m\theta}^2 + S_{m3}^2} \quad [3]$$

Force efficace :

$$F_m (\text{N}) = M_{r3} \cdot R_m^{-1} \quad [4]$$

Puissance utile [Dallmeijer, 1998] :

$$P(W) = Mr3 . \Omega_R \quad [5]$$

Ω_R étant la vitesse de rotation angulaire de la roue.

Fraction de force efficace :

$$FEF(\%) = F_m . F_{tot}^{-1} . 100 \quad [6]$$

Force effective :

$$F_{eff}(N) = Sm\Theta \quad [7]$$

Avantage mécanique [Veeger et coll., 1991.e] :

$$MA = R_R . R_m^{-1} \quad [8]$$

R_R désignant le rayon de la roue.

Remarques :

1) La relation [2] projetée sur e_3 conduit à l'expression :

$$Mm3 . R_R^{-1} = -Mr3 . R_R^{-1} - Sm\Theta \quad [9]$$

Cette relation est parfois écrite sous la forme [Veeger et coll., 1991.e] :

$$M_h . R_R^{-1} = -F_m - F_{eff} \quad [10]$$

M_h désigne $Mm3$, c'est-à-dire la composante sur e_3 du couple appliqué par le patient à la main courante [Veeger et coll., 1991.e]. Une valeur positive de M_h peut être considérée comme un couple de freinage.

2) FEF est un des paramètres qui permet de calculer le rendement de la propulsion. Le rendement mécanique peut aussi être obtenu à partir l'énergie métabolique fournie par le sujet. Défini par le terme « efficacité mécanique » (ME), il est calculé par l'équation suivante [Glaser et Sawka, 1979.b ; Hadj Yahmed et Charpentier, 1990 ; Van der Woude et coll., 1988] :

$$ME(\%) = Pd / (V_{O_2} * EE) \quad [11]$$

Où Pd est la puissance développée en watt, V_{O_2} est la consommation d'oxygène en litre/s et EE est l'équivalent énergétique au quotient respiratoire en Joules/litre.

3) Le centre de poussée P est généralement choisi au niveau du 3^{ème} métacarpe (MCIII).

4) Dans la suite du texte $Mr3$ sera noté C .

5) Le capteur construit au laboratoire mesure C (Cf. paragraphe III. B. 2. 3. 4).

II.D.2.2 LES CARACTÉRISTIQUES DES PARAMÈTRES DYNAMIQUES

Les caractéristiques des forces appliquées au cerceau varient d'un sujet à l'autre, mais présentent généralement des particularités constantes indépendantes des autres variables de la propulsion en FRM [Veeger, 1992.d].

Aussi bien dans des conditions d'état stationnaire [Van der Woude et coll., 1989.b] que dans des conditions de tests de sprint [Van der Woude et coll., 1990 ; Veeger et coll., 1991.d et 1992.e], les courbes du couple C font apparaître des valeurs négatives lors du contact initial de la main avec le cerceau. Selon plusieurs auteurs [Brubaker et Ross, 1984 ; Van Der Woude et coll., 1989.e ; Veeger et coll., 1991.d ; Vanlandewijck et coll., 1997], ces valeurs négatives évoquent une action de freinage témoignant de l'inégalité entre les vitesses instantanées de la main et du cerceau. Sanderson et Sommer (1985) ont bien montré qu'au moment du premier

contact avec la main courante, la main de l'utilisateur se déplace plus lentement que la roue, ce qui engendre une force de freinage. Ce fait a été confirmé par *Veeger et coll. (1991.d)* et *Cooper et coll., 2002*. *Brubaker et Ross (1984)* suggèrent que les valeurs négatives soient liées au mouvement du coude qui passe de la flexion à l'extension. Réfutant cette interprétation, *Veeger et coll. (1991.d)* attribuent ce phénomène à une technique de propulsion inadéquate du FRM et l'expliquent par une vitesse tangentielle de la main du sujet inférieure à celle de la roue lors du premier contact avec le cerceau.

En outre, comme le montre la figure II.18, on peut observer une baisse au milieu de la courbe de la force totale (F_{tot}) [*Vanlandewijck et coll., 1997*] probablement liée à la baisse observée dans celle de la composante horizontale F_x de F_{tot} . F_x atteint son maximum lorsque la main se trouve au vertex du cerceau. Ces valeurs sont supérieures à F_y mais sont faibles en comparaison à F_z . F_z est en effet la plus grande de toutes les composantes de F_{tot} . Elle atteint son maximum à la fin de la phase propulsive. F_y , quant à elle, présente des caractéristiques moins compatibles avec les autres composantes de $\mathbf{Sm}$. Elle est négative aussi bien au début du cycle [*Vanlandewijck et coll., 1997*] qu'en fin de poussée [*Veeger 1992.d*] ce qui signifie qu'à ces instants elle est dirigée vers l'intérieur. Cela conduit en une direction prédominante du vecteur $\mathbf{Sm}$ vers le bas. Par ailleurs, F_y atteint sa valeur maximale au cours du dernier tiers de la phase propulsive [*Vanlandewijck et coll., 1997*].

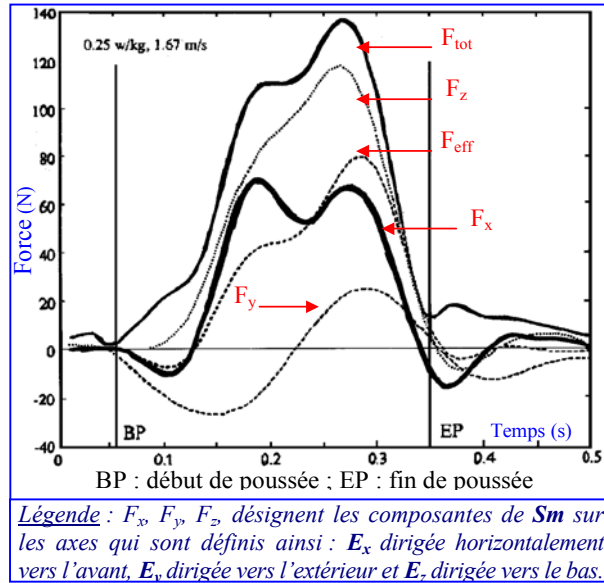


Figure II-18 : Trajectoires typiques des forces appliquées à un FRM [Graphes extraits de *Veeger et coll., 1992.d*].

II.D.2.3 L'EFFICACITÉ DU DÉPLACEMENT DU FRM

Les paramètres généralement utilisés pour évaluer le rendement du déplacement du FRM sont l'efficacité mécanique (ME) et la fraction de force efficace (FEF). Comme cela a été indiqué dans tous les travaux qui s'y sont intéressés, ce rendement est très faible. La ME dépasse rarement 11 % [*Van der Woude et coll., 1988 ; Veeger, 1992.d ; Hadj Yahmed et coll., 1987*] alors que celle de la marche peut atteindre 35% [*Di Prampero et coll., 1983*]. Pour des personnes jeunes handicapées (âge entre 25 et 35 ans) et des personnes valides, la FEF a été évaluée entre 45 % et 70 % [*Brubaker, 1986 ; Van der Woude et coll., 1988 ; Shimada et coll., 1998*]. Les raisons avancées sont nombreuses. À l'instar de *Fraser et Mitchell (1980)* puis de *McLaurin et Brubaker (1986)*, *Van der Woude et coll. (1986 ; 1993 et 1997)* ont montré que la propulsion par main courante était moins efficace que celle à manivelle ou à levier. Toutefois, la propulsion à l'aide d'un FRM est celle adoptée par plus de 90% des utilisateurs de FR pour des raisons de maniabilité, d'acceptation psychologique et d'offre de la part des fabricants. Deux équipes ont particulièrement travaillé sur les facteurs affectant la propulsion en FR :

- ↳ Une équipe américaine : Rehabilitation Engineering Center (Professor R. Cooper, Virginia, USA) ;
- ↳ Une équipe néerlandaise : Department of Functional Anatomy Human Movement Sciences (Professor LHV Van der Woude et Professor HEJ Veeger, Amsterdam, Pays-Bas). D'ailleurs, c'est au cours d'un stage dans le cadre d'une coopération avec cette équipe, que j'ai pu approfondir mes connaissances dans le domaine de

l'ergonomie du déplacement en FRM et appréhender tous les aspects théoriques et pratiques de la biomécanique de la propulsion à l'aide de différents types de matériel.

Les facteurs qui influencent l'efficacité de la propulsion sont de différents ordres. Les plus importants sont les suivants :

II.D.2.3.1 Facteurs liés à la prescription et au réglage du FRM

1) Le réglage géométrique du FRM lié à la morphologie du patient [Van der Woude et coll., 1989.c ; Bernard et coll., 1997]. Il concerne principalement la largeur et la profondeur de l'assise ainsi que la hauteur des accoudoirs, du dossier et des repose-pieds.

2) La qualité et la pression de gonflage des pneumatiques. Elle conditionne la résistance au roulement et donc l'efficacité de la propulsion (Cf. paragraphe II.D.4.1.4.b).

3) La conception et la configuration du FRM. Le réglage de l'assise et du dossier conditionne la stabilité et l'efficacité de la propulsion (Cf. paragraphe II.D.4.1.4.a).

4) La taille et la forme des mains courantes:

- a) L'avantage mécanique MA : le rapport « $R_m \cdot R_R^{-1}$ » entre les rayons de la roue et du cerceau (Cf. paragraphe II.D.4.1.4.b) ;
- b) Les caractéristiques de la main courante : section droite, profil de coupe, matériau de surface etc. (Cf. paragraphe II.D.4.1.4.b).

II.D.2.3.2 Facteurs liés à la technique de propulsion du FRM

5) La faible force tangentielle. La somme géométrique des forces appliquées par le sujet à la main courante $\mathbf{S}_m$ est caractérisée par une forte composante radiale S_{mr} et une petite composante tangentielle $S_{m\theta}$. La direction de $\mathbf{S}_m$ n'est donc pas optimale. Ceci s'explique à l'aide des lois du frottement de Coulomb qui expriment qu'une composante tangentielle notable (i.e. forces de friction suffisantes) ne peut s'obtenir qu'à l'aide d'une force normale importante [Veeger, 1992.d ; Vanlandewijck et coll., 1997] ;

6) Le couple de freinage appliqué par l'utilisateur du FRM au cours de la propulsion entrave l'efficacité de celle-ci [Sanderson et Sommer, 1985 ; Veeger et coll., 1989.a]. Veeger (1991.a) a montré que dans des conditions statiques, c'est à dire en travail isométrique, main dans différentes positions par rapport au cerceau, les valeurs de M_h étaient considérables. Les valeurs positives de M_h (relativement aux axes $\mathbf{e}_1$, $\mathbf{e}_2$, $\mathbf{e}_3$ utilisés ici) apparaissent pour des angles de 30° et 60° par rapport au vertex mais sont négatives concernant des positions proches du vertex. À ces valeurs négatives correspondent parfois des valeurs de F_m supérieures à F_{tot} (i.e. FEF dépassant 100%). Ces valeurs témoignent immanquablement de contraintes articulaires considérables. Ici, l'éducation du patient semble primordiale ;

7) La fréquence de propulsion (Cf. paragraphe II.D.4.1.3.b) ;

8) Le couple de flexion du coude (Cf. paragraphe II.D.4.1.4.b) ;

9) L'amplitude de rétropropulsion de l'épaule durant la PR (Cf. paragraphe II.D.4.1.3.a).

II.D.3 POINT SUR L'ÉTUDE ÉLECTROMYOGRAPHIQUE

II.D.3.1 SYNTHÈSE DES PRINCIPES DE L'ÉLECTROMYOGRAPHIE

II.D.3.1.1 Définitions

Utilisée en pathologie comme procédé d'examen neurologique des nerfs et des muscles, la technique électromyographique est de plus en plus utilisée dans d'autres secteurs d'analyse fonctionnelle. Parmi ces secteurs on cite ceux des activités physiques et sportives et de l'ergonomie où -entre autres- il est utile d'analyser les mouvements volontaires, automatiques et réflexes, ainsi que de déterminer la synchronisation et les puissances musculaires.

L'étude électromyographique représente la technique générale d'enregistrement des manifestations électriques de l'activité neuromusculaire. Elle consiste à enregistrer les potentiels électriques propagés (de 0 à 10 μV) par un groupe d'unités motrices (EMG de surface) ou dans une seule de ces unités (EMG élémentaire). Il existe donc deux grandes méthodes d'étude électromyographique : l'électromyographie élémentaire et l'électromyographie de surface.

II.D.3.1.1.a L'EMG élémentaire

C'est l'étude de l'activité électrique d'une unité motrice. Les variations de potentiels sont recueillies à l'aide d'aiguilles ou de fils fins plantés directement dans une partie bien précise du muscle ce qui permet de recueillir des informations fines et faciles à interpréter. Encore faut-il être sûr de ne pas manquer l'unité motrice [*Ferrand, 1990*].

II.D.3.1.1.b L'EMG de surface

C'est l'activité qui vise à étudier le muscle tout entier ou au moins une large portion de celui-ci. L'EMG de surface vise à donner une information générale sans s'attacher à définir ce qui se passe dans une fibre. Le placement des électrodes se fait à la surface de la peau, ce qui entraîne moins de risques d'erreurs puisque pour l'EMG élémentaire une erreur de quelques millimètres peut fausser les mesures [*Ferrand, 1990*].

II.D.3.1.2 Mise en place des électrodes

Elles sont généralement au nombre de trois par muscle :

1) Deux électrodes actives, positive et négative, sont placées en plein milieu de la masse charnue, en regard du muscle choisi et parallèlement à ses fibres. Cette masse charnue est repérée manuellement par palpation [*ISEK, 1992 ; Bouisset et Maton, 1995 ; Hermens et coll., 1997 ; Clarys, 2000*], le membre étudié étant en position dans laquelle le bras de levier est le plus favorable pour la contraction maximale du muscle choisi ;

2) Une troisième électrode dite neutre ou de référence est placée sur une aspérité osseuse sous cutanée.

II.D.3.1.2.a La pose des électrodes

Les électrodes actives

La pose des électrodes actives se fait sur un muscle contracté, c'est-à-dire pour une position du levier osseux conduisant à une contraction maximale du muscle à étudier [*ISEK, 1992*]. La pose de toutes les électrodes se fait, bien entendu, après la préparation de la peau (Cf. paragraphe II.D.3.1.2.b).

Alignement et espace entre les électrodes actives

L'alignement entre les électrodes actives correspond au trajet longitudinal des fibres du muscle exploré [Bouisset et Maton, 1995 ; Hermens et coll., 1997]. L'espace qui les sépare est habituellement de 0,02 m entre les centres des cupules [Basmajian et De Luca, 1985 ; Bouisset et Maton, 1995 ; Hermens et coll., 1999]. Cet espace est augmenté lorsque le tissu cutané est épais. L'épaisseur du pli de la peau est appréciée qualitativement à l'aide du pli du tissu obtenu entre le pouce et l'index de l'examineur ou bien quantitativement à l'aide d'un compas d'épaisseur. Cet écartement est parfois nécessaire chez les personnes de sexe féminin en raison de la présence au niveau sous-cutané d'un dépôt de tissu mou, notamment de type liquidien et/ou graisseux [Bouisset et Maton, 1995 ; Hermens et coll., 1999].

L'électrode neutre

Dans cette étude, l'électrode neutre est généralement placée sur le membre testé. Toutefois, le choix de l'éminence osseuse est indifférent. C'est généralement un choix de commodité en tenant compte des amplitudes des mouvements qui sont demandés au sujet et de la longueur des fils reliant chaque électrode neutre à l'amplificateur associé.

II.D.3.1.2.b La préparation de la peau

Une fois l'emplacement musculaire déterminé, la peau est nettoyée et abrasée ou fortement frottée par un mélange alcool-acétone. Une coloration rosée doit apparaître après le frottement. [Bouisset et Maton, 1995 ; Hermens et coll., 1997 ; Hermens et coll., 1999]. Le but de cette manipulation est de diminuer l'impédance de la peau [ISEK, 1992 ; Hermens et coll., 1998]. Presque systématiquement, chez les sujets de sexe masculin, la peau est rasée en évitant toute blessure. Est évitée également toute région présentant une manifestation d'éruption cutanée de façon à ne pas créer de "zone d'appel" [Peninou, 1993].

II.D.3.1.3 Méthodologie de l'analyse EMG

II.D.3.1.3.a Les paramètres de traitement des signaux EMG de surface

À l'issue d'une acquisition d'EMG de surface, les bouffées de signaux électriques (EMG brut) recueillies par les électrodes sont constituées par des variations de potentiels habituellement très complexes [Bouisset et Maton, 1995]. La quantification et l'étude de ce signal nécessitent le traitement de ce dernier.

Le paramétrage de L'EMG de surface permet le traitement du signal électromyographique en le rendant propice à la compréhension des caractéristiques fonctionnelles et structurales du système neuromusculaire mis en activité. Clarys et Cabri avaient montré en 1993 que la notion de paramétrage est mal comprise et ont expliqué qu'il s'agit de la représentation du signal.

Les paramètres de traitement des signaux EMG de surface peuvent être classés en trois types relativement :

- ↳ À la détermination de la fréquence ou de l'amplitude des oscillations du signal : les paramètres du tracé direct [Bouisset et Maton, 1995] ;
- ↳ À l'évolution fréquentielle du signal : les paramètres spectraux [Winter, 1980 ; Duchêne, 1985 ; Bouisset et Maton, 1995] ;
- ↳ À l'évolution temporelle du signal : les paramètres temporels [Bouisset et Maton, 1995].

C'est de la définition de ces paramètres que traitent les paragraphes ci-dessous.

II.D.3.1.3.b Les paramètres du tracé direct

La quantification de l'EMG de surface via les paramètres du tracé direct se base sur l'examen visuel de la fréquence ou de l'amplitude des oscillations des signaux recueillis. Parmi les principaux paramètres cités dans la littérature on peut retenir :

- ↳ Le nombre d'oscillations qui dépassent un ou plusieurs seuils d'amplitude déterminés ;
- ↳ Le nombre de changements de sens des potentiels et l'amplitude moyenne des variations de potentiels entre chaque inversion ;
- ↳ La forme des variations de potentiels qui dépassent un seuil d'amplitude donné (la durée, l'amplitude, le temps de montée).

II.D.3.1.3.c Les paramètres fréquentiels

L'analyse du spectre de fréquence en EMG revient à la décomposition en série de Fourier du signal recueilli. Le spectre de puissance appelé communément spectre de fréquence du signal ou « densité spectrale de puissance (DSP) » est le diagramme représentatif de la puissance du signal en fonction de la fréquence.

Les paramètres spectraux sont extraits de la DSP du signal EMG [Winter, 1980 ; Hary et coll., 1982 ; Duchêne, 1985 ; Ferrand, 1990 ; Clarys et Cabri, 1993 ; Bouisset et Maton, 1995]. Parmi les paramètres les plus utilisés on peut citer [Basmajian et De Luca, 1985] :

La fréquence médiane(f_m)

Elle partage le spectre en deux parties d'énergie égale. Sa définition est la suivante :

$$\int_0^{f_m} DSP(f).df = \int_{f_m}^{\infty} DSP(f).df$$

La fréquence moyenne

C'est la « mean power frequency » (MPF) : correspond à ce que l'on pourrait appeler le centre de gravité du spectre [Stulen et DeLuca, 1981 ; Basmajian et De Luca, 1985 ; Bouisset et Maton, 1995]. Elle a pour expression :

$$MPF = \frac{\int_0^f f \cdot DSP(f).df}{\int_0^f DSP(f).df}$$

En terme de signification, les paramètres du spectre de puissance sont employés pour caractériser les phénomènes de fatigue. Ceux-ci peuvent être caractérisés -entre autres- par les variations de vitesse de conduction à l'intérieur du muscle [Duchêne, 1985 ; Basmajian et De Luca, 1985 ; Bouisset et Maton, 1995].

II.D.3.1.3.d Les paramètres temporels

Les principaux traitements des signaux temporels sont effectués à partir de fonctions de bases à savoir :

II.D.3.1.3.d.1 Le signal brut

Le signal rectifié ou redressé : Exprimé en millivolt, est la valeur absolue du signal brut. Il sert principalement à l'inspection du signal enregistré tel que la vérification de l'existence d'artéfacts et l'aspect du signal par rapport à la ligne isoélectrique.

Les paramètres temporels sont très nombreux [Milner-Brown et Stein, 1975 ; Lind et Petrofsky, 1979 ; Basmajian et De Luca, 1985 ; Bouisset et Maton, 1995]. On citera les plus importants. Ces paramètres peuvent être classés selon leur signification en :

- ↳ Paramètres *qualitatifs* : leur étude se base sur la comparaison de la forme du signal. Ils permettent d'étudier l'activité myo-électrique du point de vue temporel ;
- ↳ Paramètres *quantitatifs* : traduisent la « quantité » de signal.

II.D.3.1.3.d.2 Les paramètres quantitatifs

L'EMG moyenne (EMGm)

Elle est obtenue en moyennant l'EMG brut redressée sur un intervalle de temps donné [Winter, 1980 ; Duchêne, 1985 ; Bouisset et Maton, 1995].

$$\overline{EMGm}(t) = \frac{1}{t_2 - t_1} \int_{t_1}^{t_2} |EMG| \cdot dt$$

L'enveloppe de l'EMG (LE)

C'est une valeur approchée de l'EMGm et est obtenue par un processus analogique en filtrant le signal redressé à l'aide d'un filtre passe bas. L'inconvénient majeur de ce paramètre est le fait que les débuts et fin d'activité EMG obtenus par ce procédé sont décalés dans le temps par rapport à l'EMG direct [Basmajian et De Luca, 1985 ; Bouisset et Maton, 1995].

La moyenne glissante (EMGM)

Elle peut être obtenue en calculant en continu la moyenne sur une fenêtre de durée T fixe. C'est un paramètre d'enveloppe de l'EMG. Les unités sont le μV ou le mV [Basmajian et De Luca, 1985 ; Bouisset et Maton, 1995 ; Ferrand et Mazet Electronique, 1996].

$$\overline{EMGM}(t) = \frac{1}{T} \int_{t-T/2}^{t+T/2} |EMG(t)| \cdot dt$$

II.D.3.1.3.d.3 Les paramètres qualitatifs

L'EMG intégrée (EMGi)

L'EMGi est la mesure de la surface du signal redressé sur des périodes successives de durée donnée. L'EMG redressé peut être intégré soit en continu d'un instant t_0 , à un instant t_1 soit sur des périodes T constantes (50 à 200 ms) et consécutives. La seconde méthode étant la plus recommandée par les auteurs [Winter, 1980 ; Basmajian et De Luca, 1985 ; Duchêne, 1985 ; Bouisset et Maton, 1995], c'est celle qui sera utilisée dans cette étude. Exprimée en $\mu V.s$ ou en mV.s, l'équation EMGi s'écrit de la manière suivante :

$$EMGi(t) = \int_t^{t+T} |EMG(t)| \cdot dt$$

La puissance électrique (RMS)

Elle est exprimée en μV rms ou en mV rms et correspond à la racine de la valeur moyenne du carré du signal myo-électrique à un instant t. Elle est calculée sur un intervalle de temps donné [Winter, 1980 ; Duchêne, 1985]. C'est un indicateur de la quantité de dépolarisation électrique et sert donc à quantifier le signal EMG. Elle augmente linéairement avec la fatigue [Petrofsky, 1980].

Les paramètres temporels les plus utilisés pour quantifier l'EMG de surface (EMG élémentaire) sont l'EMGm, la valeur RMS et l'EMGi.

II.D.3.1.3.d.4 Les domaines d'application de l'EMG temporelle

Les paramètres temporels permettent d'analyser l'activité EMG en fonction du temps. Ceci mène à l'étude de la coordination musculaire. Pour certaines vitesses d'activation, certains angles articulaires sont plus propices au développement de forces de contraction et donc à des débits électriques importants [Bouisset et Maton, 1995]. En étudiant à travers l'EMGi les capacités d'activation d'un muscle, on peut valoriser l'aspect nerveux. À titre d'exemple, l'EMGi, en quantifiant le signal enregistré, permet l'étude de l'effet de l'entraînement sur les muscles. En outre, elle permet de différencier le geste moteur d'un débutant de celui d'un athlète de haut niveau.

II.D.3.1.4 La normalisation

Avant de comparer les signaux EMGi, il convient de faire une normalisation. En général les chercheurs utilisent la normalisation par rapport à la contraction maximale volontaire (MVC) [Hermens et coll., 1999]. La normalisation revient à exprimer le signal EMG en pourcentage de la MVC (e.g. 100%) pour une position du levier osseux conduisant à une contraction maximale du muscle à étudier. La contraction statique se fait contre une résistance.

Cette méthode de normalisation a été critiquée par Yang et Winter (1984) et Clarys et Cabri (1993). En effet, elle implique la comparaison de la contraction d'un muscle en mouvement dynamique à celle d'un mouvement statique, ce qui ne semble pas logique [Clarys, 2000]. D'ailleurs, plusieurs auteurs ont trouvé des valeurs d'EMGi supérieures à la MVC [Jobe et coll., 1984 ; Clarys et Cabri, 1993; Clarys, 2000]. Dès lors, une normalisation plus rationnelle a été proposée [Yang et Winter, 1984 ; Rouard et Clarys, 1995 ; Clarys, 2000].

Selon ces auteurs la normalisation est effectuée par rapport à :

$$S_{\max i} = \sup \{EMGi_{\max}\} \cdot \Delta t.$$

Avec :

- 1) $\sup \{EMGi_{\max}\}$: la valeur la plus grande de l'EMGi pour tous les muscles concernés ;
- 2) Δt : un intervalle de temps généralement choisi égale à 0,02 s.

Dans l'étude présentée ici, la normalisation prend en compte la durée du cycle et s'effectue de la façon suivante :

Pour la totalité des muscles, on considère le pic le plus élevé de l'EMGi. On déduit $S_{\max}$ la surface sous la courbe correspondante au cycle concerné (Figure II.19). On appelle S_{cyc} la surface située sous la courbe EMGi pour chaque cycle et chaque muscle. La normalisation consiste à exprimer le rapport :

$$S_{\text{cyc}} \cdot 100 \cdot S_{\max}^{-1}.$$

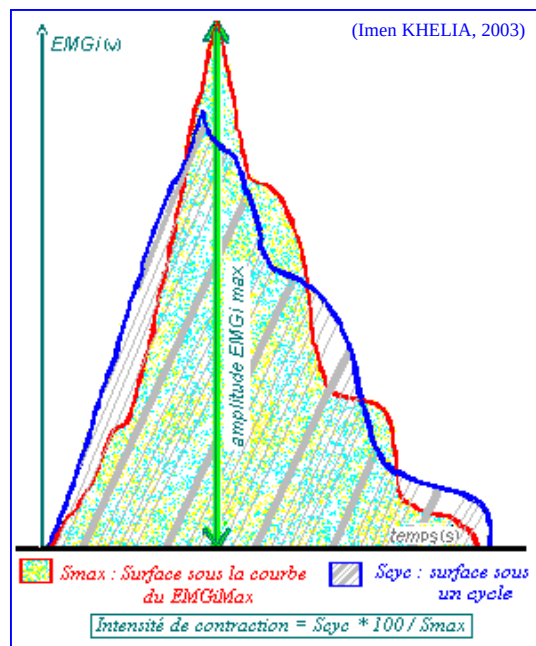


Figure II-19 : Normalisation du signal EMG.

II.D.3.1.5 Justification du choix des paramètres EMG utilisés dans cette étude

Pour analyser l'activité musculaire, j'ai choisi d'utiliser les paramètres temporels. Les raisons sont les suivantes:

- ↳ La quantification de l'EMG de surface via les paramètres du tracé direct est qualifiée de peu précise puisqu'elle se base sur l'examen visuel de la fréquence ou de l'amplitude des oscillations des signaux recueillis [Bouisset et Maton, 1995].
- ↳ En comparaison aux paramètres fréquentiels, les paramètres temporels sont les plus fiables quant à l'étude de l'activité EMG des muscles en temps réel [Stulen et DeLuca, 1981].

Dans ce travail, l'objectif de l'analyse EMG des muscles se concentre autour de la détermination des muscles les plus sollicités lors de la propulsion du FRM et de leur mode de synchronisation. L'étude temporelle aussi bien quantitative que qualitative de la synchronisation intermusculaire du membre supérieur et du tronc est celle qui répond le mieux aux questions posées dans cette étude.

II.D.3.2 ÉTUDE DE L'ÉLECTROMYOGRAPHIE RELATIVE À LA PROPULSION DU FRM

II.D.3.2.1 La cinésiologie et la chronologie de l'activité musculaire lors de la propulsion du FRM

Pour amorcer la phase de traction (DP), la prise de contact de la main avec le cerceau (PPC) se fait avec une flexion initiale du coude. Du point de vue temporel, le muscle serratus anterior (DentA) est le premier à se contracter. Il permet de freiner l'adduction de la scapula tout en préparant l'épaule à passer de l'extension à la flexion [Mulroy et coll., 1996 ; Isambert et coll., 1997]. Cette position entraîne l'activation des précurseurs de la flexion humérale. On observe alors une contraction importante du deltoïdeus anterior (Da) laquelle est suivie de l'activation du muscle biceps brachii (Bb) [Van der Woud et coll., 1989.c ; Veeger et coll., 1991.d].

Après la contraction des muscles ci-dessus, s'enchaîne celle du pectoralis major (Gp) au cours de la phase de traction. Il conserve par la suite une intensité constante et de longue durée [Veeger et coll., 1992.c]. Ce muscle contribue à la flexion de l'épaule mais permet, - avant tout et grâce à sa composante adductrice- de s'opposer à la force abductrice résultant de la réaction générée au contact main-cerceau [Isambert et coll., 1997]. Le latissimus dorsi (Gd) est simultanément activé. Sa contraction s'accroît au fur et à mesure de la phase de DP [Vanlandewijck et coll., 1994]. Il joue le rôle d'extenseur, d'adducteur et de rotateur interne. Les muscles Da et Gp sont considérés comme les intervenants principaux (« prime movers ») lors de la propulsion [Veeger, 1991.a ; Vanlandewijck et coll., 1997]. Bien que cette phase soit caractérisée par une abduction accrue du bras, le muscle deltoïdeus medialis (Dm) ne montre pas d'activité électrique. Veeger et coll. (1989.a) et Vanlandewijck et coll. (1997) suggèrent que cette abduction de l'épaule ne soit pas un mouvement actif en raison de l'importante contraction des muscles principaux qui induisent lors de la PD une antépulsion et une rotation interne du bras. En effet, le mouvement de propulsion se déroule en chaîne fermée [d'après Vanlandewijck et coll., 1997] ce qui entraîne les coudes dans un mouvement forcé vers l'intérieur.

Au passage de la main par le vertex, le coude est à sa flexion maximale. Ce geste est marqué par la contraction de deux muscles antagonistes : le biceps et le triceps brachii (Tb : extenseur du coude) indiquant une action stabilisante du coude [Vanlandewijck et coll., 1994 ; Thoumie et coll., 1997].

La phase de poussée est aussi marquée par la contraction du supraspinatus (Su-é) et de l'infraspinatus (So-é) en tant que rotateurs externes. Ces muscles assurent le rôle de centrage dynamique de la tête humérale par rapport à la cavité glénoïde [Masse et coll., 1992 ; Thoumie et coll., 1994 ; Mulroy et coll., 1996 ; Codine et coll., 1997].

La main continue ensuite à suivre le mouvement de cerceau et enchaîne la phase de poussée proprement dite (PF). Durant cette phase le coude commence à s'étendre en extension active entraînant un mouvement d'antépulsion de l'épaule. Bien que le Tb soit cité par la majorité des auteurs en qualité de fléchisseur précurseur du coude durant cette phase, les résultats sont contradictoires concernant l'intensité de sa contraction sans que l'on puisse donner d'explication. En effet, *Theisen et coll. (1997.a)* ont mentionné qu'il représente le principal effecteur de la PD alors que *Isambert et coll. (1997)* ont souligné son faible recrutement en comparaison aux autres muscles. *Theisen et coll. (1997.a)* ont ajouté que, même si son apport est minime pour la propulsion, il joue un rôle important dans stabilisation du coude assurant ainsi l'efficacité du fonctionnement des chaînes musculaires antérieures et postérieures. Le Tb est accompagné des muscles Da et Gp [Veeger, 1991.a]. À la fin de cette phase propulsive, l'activation du subscapularis (S-s) et la contraction concentrique des Dm et Dp permet de freiner le mouvement d'antépulsion et de rotation de l'humérus la [Mulroy et coll., 1996]. En ce qui concerne l'avant bras, *Chow et coll. (2001)* ont enregistré la contraction du muscle extensor carpi (Ec) durant la phase propulsive.

Durant la phase de retour (PR) le bras fonctionne en chaîne semi-ouverte. Les principaux intervenants sont les muscles deltoïdeus posterior (Dp : tenseur de l'épaule) [Rodgers et coll., 1994] et medialis (Dm : abducteur de l'épaule), le Su-é (abducteur de l'épaule) et les muscles trapezius superior (TS) et medialis (Tm) [Vanlandewijck et coll., 1994 ; Isambert et coll., 1997]. Ils entament le mouvement de rétropulsion de l'humérus. *Thoumie et coll. (1997)* ont cité une contraction synchrone du Dp avec le Tb alors que *Mulroy et coll. (1996)* ont montré une activation du S-s (abducteur et rotateur interne de l'épaule) d'autant plus importante que celle du So-é est faible durant la PR. La fin de la phase retour mène l'épaule à son angle optimal d'extension. Ce mouvement est accompagné d'un mouvement d'accélération de la main préparant celle-ci à attaquer le cycle de propulsion successif. Cette accélération est conduite par l'activation des muscles Da, Gp et Gd [Vanlandewijck et coll., 1994]. Afin de fléchir le coude, le muscle Bb présente aussi une contraction juste avant la PP successive [Mulroy et coll., 1996].

Il faut remarquer que tous ces muscles, sauf le pectoralis major, le latissimus dorsi et le trapezius, ont une composante d'élévation de la tête humérale par rapport à la voûte acromio-coracoïdienne.

Pour résumer, la propulsion du FRM met en oeuvre deux chaînes musculaires synergistes. La première chaîne intervient durant la phase propulsive au cours de laquelle l'humérus passe successivement par une position d'antépulsion, d'abduction et enfin de rotation externe. Cette chaîne est antérieure et fait intervenir des masses musculaires volumineuses. Elle est composée des muscles rétropulseurs du bras mais aussi des fixateurs de la scapula. La phase de retour fait ensuite intervenir une chaîne postérieure synergique à la première. Cette seconde chaîne est destinée à effectuer les mouvements de rétropulsion, de rotation interne et d'abduction de l'épaule [Isambert et coll., 1997].

On remarque ici la contraction constante du muscle Su-é et du So-é. Cette sollicitation continue, source de fatigue et de surmenage, explique la fréquence des tendinopathies [Isambert et coll., 1997]. Dans l'étude anatomo-pathologique, j'ai d'ailleurs déjà mentionné le fait que le tendon du Su-é est le premier sujet de rupture dans la coiffe des rotateurs.

La stabilisation du tronc se fait grâce à la mise en jeu synergique des muscles rachidiens postérieurs, de ceux de la région pelvi-fémorale et de ceux de la sangle abdominale. Ces

derniers en combinaison à l'action du ilio psoas (psoas iliaque) concourent aux mouvements d'oscillation du tronc [Rey et coll., 1997].

II.D.3.2.2 L'intensité de la contraction musculaire

Mis à part les muscles Su-é, Gp et Tm qui présentent durant la PP des pics d'activité importants pouvant atteindre respectivement 67%, 58% et 55% de leurs contractions isométriques maximales (MVC) [Mulroy et coll., 1996], l'intensité moyenne d'activation de la majorité des muscles sollicités durant la propulsion d'un FRM est relativement faible. Selon Mulroy et coll. (1996) et Masse et Coll. (1992) elle est de l'ordre du 1/3 de leur MVC (Tableau II-10).

Muscles	Da	Gp	Su-é	So-é	Bb	Gdent	Dm	Dp	S-s	Tb	Tm
Pic max. en % du MVC	44	58	67	44	38	41	49	45	44	32	55
Activité moy. En % du MVC	22	35	27	20	20	23	28	29	32	14	29

Tableau II-10 : Activité musculaire maximale (max.) et moyenne (moy) en pourcentage de l'activité isométrique maximale (MVC) durant la propulsion du FRM [d'après Mulroy et coll., 1996].

Chow et coll. (2001) ont étudié la contraction des muscles lors de la propulsion d'un FRM sur un plan incliné et avec une vitesse modérée (vitesse habituelle des patients). Les muscles sollicités pendant la phase de poussée (PP) sont les Tb, Da, Gp et Dp. Les muscles Ec et Gd se contractent à une intensité constante durant la totalité du cycle de propulsion.

II.D.3.2.3 Relation entre l'activité électromyographique et d'autres paramètres

II.D.3.2.3.a Relation entre l'EMGi et les dépenses métaboliques

Peu de chercheurs ont tenté de trouver un lien entre l'activité musculaire et d'autres paramètres biomécaniques. Parmi ces derniers, Spaepen et Vanlandewijck (1996) sont les seuls chercheurs à avoir mis en relation les dépenses métaboliques et l'EMG intégrée (EMG intégrée en fonction du déplacement angulaire concentrique correspondant). Les muscles étudiés étaient les suivants : Bb, Tb, Da, Dm, Dp, Gp, Gd et Trapezius inferior (Ti). Chez les sujets qui ne manifestaient pas de mouvements importants du tronc lors de la propulsion du FRM, ils ont montré l'existence d'un lien manifeste entre la dépense énergétique métabolique et le travail musculaire concentrique. Ils ont conclu que ce dernier peut être considéré comme un paramètre standard représentant valablement la consommation d'énergie lors de la propulsion d'un FRM.

II.D.3.2.3.b EMG et force musculaire

Le point critique

Il est très important de retenir que dans les conditions de mouvements dynamiques, l'évaluation de la force musculaire ne peut pas être déterminée par l'EMG*. Seule une modélisation se basant sur la dynamique inverse peut permettre d'effectuer une investigation dans ce domaine. Cette modélisation devrait prendre en compte plusieurs paramètres qui sont liés à la structure anatomique de l'articulation à étudier, aux muscles sollicités dans un mouvement déterminé et inclurait les paramètres prenant en compte le système sujet-matériel utilisé [Veeger et coll., 1997]. Les paramètres anthropométriques jouent aussi un rôle important dans la validité des résultats à obtenir. Vanlandewijck et coll. (1997) exposent les principales conditions indispensables à la réalisation d'un simulateur prenant en compte les conditions réalistes de la propulsion d'un FRM.

*** Remarque très importante :**

Comme expliqué dans le précédent paragraphe, *l'EMG intégrée* est un indicateur de *l'intensité de contraction musculaire* laquelle n'est corrélée à la force musculaire que dans des conditions très spécifiques [Cabri, 1991 ; Clarys et Cabri, 1993 ; Bouisset et Maton, 1995]. *Il ne faut donc pas confondre mesure EMG et mesure de force.*

La modélisation dynamique

Veeger et Van der Helm étaient les auteurs des premières tentatives de modélisation dynamique en trois dimensions concernant l'articulation de l'épaule [Van der Helm et Veenbaas, 1991 ; Veeger et coll., 1991.c ; Van der Helm et coll., 1992]. Ces auteurs ont par la suite exploité la simulation dynamique pour l'étude des mécanismes de propulsion à l'aide d'un FRM. Ils ont étudié la relation entre la direction de la force et les moments de forces articulaires autour de l'épaule et du coude [Van der Helm et Veeger, 1996 ; Veeger et coll., 2002].

Se basant sur la dynamique inverse, d'autres études en montrant la relation étroite entre les moments nets et les forces de compression articulaires ont conclu que l'utilisation de modèles biomécaniques rend possible la prédiction et la prévention des problèmes articulaires [Praagman et coll., 2000].

Shih et Patterson (1997) ont essayé de trouver une relation entre les moments et les angles articulaires avec le signal EMG. Durant des essais de propulsion du FRM, ils ont étudié la cinématique du poignet, du coude et de l'épaule ainsi que l'activité électrique de cinq muscles chez cinq individus non dépendants du FRM. Un modèle algorithmique leur a permis de prévoir les résultats attendus. En dépit du faible nombre de sujets étudiés, les résultats correspondant aux moments articulaires, étaient très proches de ceux obtenus à partir du calcul effectué sur la base des données EMG collectées. Il semblerait donc qu'il existe une bonne corrélation entre la contraction musculaire et les mouvements articulaires lors de la propulsion du FRM.

II.D.4 APPORT DE LA LITTÉRATURE : ERGONOMIE ET EFFICACITÉ DE LA PROPULSION DU FRM

II.D.4.1 PARAMÈTRES INFLUENÇANT LES CARACTÉRISTIQUES BIOMÉCANIQUES DE LA PROPULSION DU FRM

Sur tous les plans de la biomécanique, la technique de la propulsion est fonction de plusieurs paramètres. Elle est affectée par les caractéristiques du FRM, mais aussi particulièrement influencée par les particularités de chaque sujet à savoir : la nature de son handicap, son âge, sa condition physique etc. Ci-dessous sont énumérés les effets d'un certain nombre de paramètres liés aux caractéristiques des sujets et du FRM sur la biomécanique de la propulsion.

II.D.4.1.1 La technique individuelle de propulsion

II.D.4.1.1.a Le style de propulsion

Shimada et coll. (1998) ont indiqué qu'indépendamment de la vitesse, le style de propulsion influe significativement sur les amplitudes articulaires de l'épaule et du coude. En comparaison au style SLOP et DLOP, le style SC induit significativement de moins importantes accélérations articulaires et amplitudes au cours de :

- ↳ La flexion/extension et adduction/abduction de l'épaule ;
- ↳ La flexion/extension du coude.

En outre les utilisateurs du style DLOP ont une flexion/extension et une accélération de l'épaule significativement supérieures à ceux utilisant le style SLOP.

Enfin, les sujets utilisant le style SC consacrent le plus grand pourcentage de leur cycle de propulsion à la phase propulsive [*Sanderson et Sommer, 1985 ; Shimada et coll., 1998*]. (Cf. paragraphe II.D.1.2).

II.D.4.1.1.b L'oscillation du tronc

En général, les études qui ont porté sur l'amplitude des oscillations du tronc ont mentionné l'apparition d'un déplacement vers l'avant avec l'augmentation de l'intensité de l'exercice en FRM [*Van der Woude et coll., 1988 ; Lees, 1991 ; Veeger et coll., 1992.e*]. Comme cela a été expliqué auparavant (Cf. paragraphe II.D.1.3.1), le style de propulsion avec oscillation du tronc semble être plus efficace en raison de l'avantage procuré par le mouvement de celui-ci pour faciliter la poussée [*Lees, 1991*].

Rodgers et coll. (2000) ont comparé les propriétés physiologiques et biomécaniques de la propulsion du FRM de deux groupes qu'ils ont classés –en incluant les conditions de fatigue- selon l'amplitude d'oscillation de leurs tronc : NFG (sujet dont la flexion ne dépassent pas 10°) et FG (sujets dont la flexion est supérieure à 10°). En comparaison avec le groupe NFG, les résultats ont montré que le groupe FG était caractérisé par une plus grande flexion de l'épaule et extension du coude lesquelles s'accroissaient avec la fatigue. Bien que ni les valeurs du VO₂ ni celles des forces et des moments appliqués aux cerceaux ne montrent de différences significatives entre les deux groupes, les sujets du groupe FG diminuent significativement leur PP (+1%) avec la fatigue alors qu'au contraire les sujets du groupe NFG augmentent significativement le temps de contact avec le cerceau de 7%. Les données EMG montraient une différence importante entre les deux groupes. La principale différence était le fait qu'avec la fatigue, la diminution de l'amplitude maximale de l'activité des muscles fléchisseurs ulnaire du carpe et du triceps chez le groupe FG n'a pas été observée chez le second groupe. Selon *Rodgers et coll. (2000)* la flexion du tronc semble être un mouvement compensatoire à la fatigue musculaire puisqu'elle est plus prononcée avec

l'apparition de la fatigue. De la conjugaison des différences observées, ils concluent que le style avec flexion du tronc peut entraîner des phénomènes articulaires conflictuels du membre supérieur et que dans un but de prévention, le renforcement des muscles qui présentent des faiblesses avec l'apparition de la fatigue doit être fait.

II.D.4.1.2 Les caractéristiques du sujet

II.D.4.1.2.a L'âge

Chez des sédentaires souffrant de lésions médullaires, *Bednarczyk et Sanderson (1994 ; 1995)* ont comparé la cinématique de la propulsion du FRM d'enfants à celles d'adultes. Quel que soit le poids du FRM, les paramètres temporels du cycle de propulsion se sont révélés similaires (PP= 24% du PC) malgré les différences significatives retrouvées entre les deux groupes concernant leurs poids et leurs mesures anthropométriques. Les mesures des angles articulaires ont par contre montré des différences significatives. L'extension du coude et de l'épaule étaient inférieures chez les adultes probablement en raison de la plus petite taille des membres supérieurs chez les enfants. En revanche, L'abduction de l'épaule était plus grande chez les adultes. *Bednarczyk et Sanderson (1994)* l'attribuent aux différences possibles entre les deux groupes concernant la force musculaire. La faiblesse de la valeur des oscillations du tronc ainsi que l'évolution au cours du temps de tous les angles articulaires se sont révélées identiques chez les deux groupes. Malgré les recommandations des expérimentateurs de maintenir une vitesse constante de $2,4 \text{ m.s}^{-1}$, la vitesse d'avancement était significativement inférieure chez les enfants ($2,3 \text{ m.s}^{-1}$) en comparaison à celles des adultes ($2,4 \text{ m.s}^{-1}$) [*Bednarczyk et Sanderson, 1995*].

Le style de propulsion était différent chez les deux groupes avec un angle de poussée une fois et demi plus grand chez les enfants que chez adultes. Par ailleurs, le poignet des enfants décrivait une trajectoire plus circulaire que celui des adultes.

Sawka et coll. (1981) sont parmi les rares auteurs qui se sont intéressés aux personnes âgées. Ils ont comparé les paramètres physiologiques de la propulsion du FRM chez des paraplégiques jeunes (11,7 ans), des jeunes adultes (20 à 30 ans) et des personnes âgées (80 à 90 ans). Les valeurs de la puissance maximale moyenne (POMax), du pic de la consommation d'oxygène (VO_2) et de la fréquence cardiaque (FCmax) diminuent avec l'âge. Étonnamment, les plus faibles valeurs de POMax et de pic VO_2 ont été retrouvées chez les jeunes adultes et les personnes âgées.

II.D.4.1.2.b Le sexe

Influence sur l'intensité de la contraction musculaire

Chow et coll. (2001) ont comparé l'activité musculaire d'un groupe de femmes versus un groupe d'hommes lors de la propulsion du FRM sur une pente. En terme d'activité électrique la différence fut significative entre les deux groupes. La différence concernait l'EMG moyenne des muscles latissimus dorsi durant la PP et du pectoralis major durant la PR et L'EMG maximale du latissimus dorsi et du deltoïdeus anterior durant la PP et du pectoralis major durant la PR. Les femmes avaient, en général, la plus importante activité myo-électrique.

II.D.4.1.2.c La condition physique et l'entraînement (sédentaires versus entraînés)

Influence sur les paramètres temporels

Tel que le montre le tableau ci-dessous, il semble impossible d'attribuer aux athlètes et aux sédentaires des valeurs qui leur sont spécifiques. La raison en est que la majorité des études trouvées dans la littérature concernent des exercices faits dans des conditions différentes. Elles incluent plusieurs paramètres tels que le diamètre du cerceau, la vitesse de propulsion, les résistances appliquées etc. Toutefois, si on exclut l'étude de *Rodgers et coll. (1994)*, le tableau ci-dessous montre une valeur de la phase de PP correspondant approximativement au 1/3 du CP tous sujets confondus. Si on ne prend en compte que les sujets sédentaires en comparaison aux athlètes, la durée de la PP montre des valeurs extrêmes.

Auteur	Sujets	PP en % du CP	Remarques
<i>Sanderson et Sommers (1985)</i>	Athlètes confirmés mondialement	34,7%, 43,3 & 43,7%	
<i>Higgs (1983)</i>	Athlètes du handisport	33,8% et 37,7%	
<i>Van der Woude et coll. (1988)</i>	adultes		Différents diamètres de cerceau : non significatif Effet de la vitesse de propulsion : augmentation significative.
<i>Van der Woude et coll. (1989.a)</i>	Athlètes du handisport	30% à 45%	Fonction de la fréquence de propulsion
<i>Cooper et coll. (1990)</i>	Athlètes d'élite	33%	
<i>Masse et coll. (1992)</i>	Athlètes du handisport	33,4%	Différentes hauteurs du siège
<i>Bednarczyk et coll. (1994)</i>	Sédentaires	25%	2 groupes : enfants & adultes V = 2,5 m.s ⁻¹ Diamètre du cerceau : 50,8 cm. Effet du poids du FRM : non significatif.
<i>Rodgers et coll. (2001)</i>	Sédentaires paraplégiques (T5 à T11)	62% à 64%	Application de différentes résistances ; Effet de la fatigue : non significatif ; V = 3,5 m.s ⁻¹ Diamètre du cerceau : 38,1 cm.

Tableau II-11 : Effet de l'entraînement sur les paramètres temporels.

Influence sur les paramètres physiologiques et biomécaniques

Rodgers et coll. (2001) ont étudié l'effet d'un entraînement de six semaines (exercice sub-maximal) sur les caractéristiques de la propulsion du FRM. Leurs bilans ont montré des résultats positifs significatifs sur les plans physiologiques et biomécaniques de la propulsion. En incluant les conditions de fatigue, ces auteurs ont observé la diminution de la consommation d'oxygène durant les activités de renforcement, une diminution de la fréquence de propulsion, une augmentation de l'angle maximal d'extension du coude, de la flexion/extension du tronc et de l'épaule, du moment appliqué au cerceau, du moment d'extension du poignet et de la puissance. Ces auteurs suggèrent que ce programme d'entraînement favorise l'économie en terme de biomécanique de propulsion sans pour autant augmenter les contraintes articulaires au niveau des articulations de l'épaule et du coude.

II.D.4.1.2.d La durée d'utilisation du FRM

L'étude de *Brown et coll. (1990)* a mentionné des différences physiologiques et biomécaniques fondamentales entre cinq personnes utilisatrices depuis plus de 10 ans et cinq personnes utilisatrices depuis moins d'un mois un FRM. Ces auteurs ont constaté un rendement mécanique chez les habitués largement supérieur. Ils ont expliqué ce phénomène par les plus amples amplitudes articulaires de l'épaule (notamment vers l'arrière) chez ces derniers, d'où une phase de traction plus importante.

II.D.4.1.2.e La nature du handicap

Selon *Veeger et coll. (1989.b)*, après étude de cinq athlètes utilisateurs quotidiens du FRM (FRM-UQ) et cinq athlètes valides (FRM-V), la technique circulaire est la plus utilisée. Contrairement à *Veeger et coll., Boninger et coll. (2002)*, ayant étudié un groupe de 38 paraplégiques sédentaires, affirment que le style le plus commun est celui dont la phase de retour s'effectue avec la main passant au-dessus du cerceau. *Shimada et coll. (1998)* suggèrent que la technique circulaire serait celle adoptée par les utilisateurs expérimentés du FRM et la pompante celle des non expérimentés. Il semblerait que l'action pompante du bras serait plutôt celle qui correspond aux utilisateurs paraplégiques du FRM et sert à compenser leur perte de flexion effective des doigts [*Sanderson et Sommer, 1985*].

Dallmeijer (1998) a montré que pour des sujets jeunes (âge entre 26 et 37 ans) les caractéristiques cinématiques de la propulsion d'un FRM dépendent du niveau lésionnel. L'angle de la phase propulsive est largement supérieur chez les sujets ayant une atteinte cervicale ($90,4^\circ$) que chez ceux dont la lésion est plus basse (de $65,5^\circ$ à $78,4^\circ$). La durée du cycle de propulsion ainsi que celle de la phase de poussée sont elles aussi significativement supérieures pour le premier groupe (0,85 s contre 0,50 s). La trajectoire du poignet et spécifiquement pendant la phase de retour dépend, elle aussi, du niveau lésionnel de ces sujets.

Influence sur les paramètres temporels, la cinématique et la dynamique de la propulsion

Newsam et coll. (1996) ont étudié l'effet du niveau lésionnel sur les caractéristiques temporelles du déplacement en FRM. Ils ont indiqué que les personnes souffrant d'une lésion basse de la moelle épinière étaient les plus rapides et avaient le cycle de propulsion le plus long. Le cycle de propulsion chez les sujets ayant des lésions les plus hautes et particulièrement ceux ayant une atteinte au niveau de la 6^{ème} vertèbre cervicale, se caractérisait par la plus basse vitesse (55 contre 95 m.min⁻¹) et la distance la plus courte. Par ailleurs, chez des sportifs confirmés *Coutts et coll. (1988)* ont noté une différence significative de la vitesse de déplacement en FRM en faveur des paraplégiques versus les tétraplégiques.

Brown et coll. (1990) ont observé chez des personnes valides (FRM-V) une consommation d'oxygène significativement supérieure et donc un rendement mécanique largement inférieur à ceux relevés chez les habitués du FRM (FRM-UQ). Ils ont mis en cause les différences biomécaniques relevées entre les deux groupes. En effet, bien que la durée de la PP était la même chez les deux groupes testés, les angles d'extension de l'épaule et du coude étaient beaucoup plus grands chez les FRM-UQ lors du début de la PPC, avec comme conséquence une durée accrue de la phase de traction (DP). En revanche, l'amplitude du mouvement de l'épaule était beaucoup plus grande chez les FRM-V que chez les FRM-UQ. Ce propos est contradictoire avec ce qui a été rapporté par *Vanlandewijck et coll. (1994, voir ci-dessus)* mais explique l'exposition plus dominante des FRM-V aux douleurs d'épaules. Par ailleurs, la nécessité d'une meilleure stabilisation du tronc chez ces derniers a été suggérée.

Influence sur l'intensité de la contraction musculaire

Thoumie et coll. (1997) ont étudié la contraction musculaire de sujets souffrant de lésions médullaires de niveaux différents (paraplégiques : lésions dorsale haute et basse et tétraplégiques). À l'exception du patient présentant une lésion C7 dont l'activation du deltoïdeus posterior qui se réduit à une seule bouffée survenant durant la PP, la chronologique de mise en jeu des différents muscles de l'épaule reste identique quels que soient les niveaux d'atteinte neurologique. Néanmoins, quelle que soit la nature de l'exercice effectué (allure normale, rapide et contre résistance : simulation de pente), ils ont relevé une grande variabilité interindividuelle au niveau de l'intensité de contraction. *Isambert et coll. (1997)* ont toutefois reporté une activité EMGi différente selon le niveau lésionnel médullaire et ont mentionné que le recrutement musculaire est maximal chez les tétraplégiques et est moindre chez les paraplégiques.

En comparant avec des sujets valides, *Burnham et coll. (1993)* ont montré que la force des adducteurs de l'épaule est plus élevée chez les paraplégiques. D'autre part, *Bernard et coll. (1994)* ont mesuré chez les paraplégiques dont la lésion médullaire est inférieure à la huitième vertèbre thoracique (T8) une force plus importante des muscles élévateurs et une intervention active des muscles érecteurs du rachis et des abdominaux en faveur d'une bonne stabilisation du tronc lors de la propulsion d'un FRM.

Tous les propos précédemment cités, renforcés par :

- ↳ L'absence d'études concernant la propulsion du FRM par les personnes âgées ;
- ↳ Le peu d'études concernant les personnes amputées et l'apparition des douleurs d'épaules.

justifient la nécessité d'effectuer une étude exhaustive de la biomécanique de la propulsion chez la population concernée dans cette étude.

II.D.4.1.3 Les caractéristiques imposées de la propulsion

II.D.4.1.3.a La vitesse de propulsion et la résistance imposées

Influence sur les paramètres temporels

Tout comme *Van der Woude et coll. (1988, 1989.a, 1989.b et 1998)*, plusieurs auteurs [*Veeger et coll., 1989.a ; Samuelsson et coll., 1991 ; Vanlandewijck et coll., 1994*] ont noté que bien que la durée de la PR restait presque inchangée, la durée de la CP diminuait avec l'augmentation la vitesse de propulsion. Ce phénomène est lié principalement à la diminution de la durée de la PP et à la baisse de la vitesse angulaire du cerceau qui entraînent le raccourcissement de la PPC [*Vanlandewijck et coll., 1994*]. Inversement, *Veeger et coll. (1991.d)* ont constaté qu'à des résistances plus élevées, une vitesse angulaire plus basse permet un contact prolongé de la main avec le cerceau d'où un temps de la PP plus long.

Nombreuses sont les études qui ont confirmé l'augmentation du travail par cycle ainsi que la fréquence de propulsion avec l'accroissement de la vitesse moyenne de propulsion [*Van der Woude et coll., 1988, 1989.a et 1989.b*]. Avec l'augmentation de la vitesse propulsive, les auteurs ont remarqué que l'angle de poussée se déplaçait vers l'avant [*Vanlandewijck et coll., 1994*] mais restait étonnamment plus ou moins constant [*Veeger et coll., 1992.b*]. L'angle de fin de poussée reste lui aussi constant et peut même diminuer pour des vitesses angulaires élevées des mains courantes (cas du sprint [*Veeger et coll., 1991.d*]). *Vanlandewijck et coll. (1997)* expliquent ce phénomène par le « principe de contrainte géométrique » dû à la relation entre la vitesse de rotation et de celle de la translation des articulations. En effet, la progression de l'extension du coude (rotation articulaire) s'accompagne d'une régression de la vitesse de translation des extrémités. Il semblerait que la PP soit arrêtée avant même que le coude atteigne une extension maximale en raison de l'impossibilité de suivre activement le mouvement du cerceau.

Influence sur la cinématique du tronc

Alors qu'une augmentation de la résistance conduit à des vitesses segmentaires plus basses [*Veeger et coll., 1991.d*], plusieurs auteurs ont montré l'augmentation des vitesses angulaires de tous les segments en rapport avec l'augmentation de la vitesse de propulsion [*Veeger et coll., 1989.b ; Van der Woude et coll., 1989.c*]. Bien que cette dernière soit à l'origine d'une augmentation significative de l'abduction du bras [*Veeger et coll., 1989.a ; Van der Woude et coll., 1989.c*] et de la rétropulsion [*Veeger et coll., 1989.b*], elle ne semble cependant pas affecter significativement l'amplitude des oscillations du tronc [*Van der Woude*

et coll., 1988 ; Veeger et coll., 1989.b]. *Vanlandewijck et coll. (1994)* expliquent que l'augmentation de l'ampleur de la rétropulsion humérale -comme déjà mentionné, nécessaire pour générer une accélération plus importante de la main avant la PPC-, est à l'origine de l'augmentation de la vitesse de la main (+ 75%) durant la PR des athlètes de haut niveau qu'ils ont expérimentés.

Par ailleurs, *Veeger et coll. (1991.d)* suggèrent que l'extension du coude est négativement corrélée avec la vitesse de déplacement. Il n'en est pas de même concernant les tests sous maximaux menés dans d'autres études durant lesquelles les conditions de travail extrêmes n'ont pas été atteintes [*Van der Woude et coll., 1988 et 1989.c ; Veeger et coll., 1989.b*].

Influence sur l'efficacité de la propulsion

Vanlandewijck et coll. (1994) ont remarqué chez les utilisateurs expérimentés de FRM, que pour augmenter leur vitesse de déplacement, ces sujets adaptent leur technique de propulsion en augmentant leurs amplitudes articulaires et non en modifiant leur style de propulsion. Ainsi, appliquer une force de propulsion efficace aux cerceaux exige l'augmentation de la vitesse segmentaire et principalement l'accélération de la main avant la PPC. Ceci impose à ces sujets d'augmenter l'amplitude de rétropulsion de l'épaule (Cf. paragraphe II.D.2.4.2.9) à la fin de la PR. Il en résulte une activité musculaire accrue. Pour des vitesses de propulsion de 1,67 m.s⁻¹, ces auteurs ont relevé des valeurs de travail mécanique en PR pouvant atteindre 1/3 de la totalité du travail produit durant la totalité du CP. Il en découle une augmentation de la consommation d'oxygène et par ailleurs un faible rendement.

II.D.4.1.3.b La fréquence du cycle de propulsion

Influence sur les paramètres temporels

Chez 17 femmes en bonne santé (30 ans $\pm$ 10,2), *Hintzy et coll. (2002)* ont étudié l'effet de la fréquence du cycle de propulsion sur les paramètres temporels et les caractéristiques mécaniques d'un sprint en FRM sous différentes couples de friction (0 à 4 Nm). Sur la base de leurs fréquences habituelles de propulsion, les sujets ont été classés en deux groupes (faible 38,9 $\pm$ 4,6 cycle/min et élevée 57,7 $\pm$ 8,9 cycle/min). Les résultats ont montré que l'application d'une résistance n'influe pas sur la fréquence de propulsion qui, toutefois, augmentait avec le couple de friction. Étudiant le comportement de sujets valides au cours de tests de sprint à différentes charges, *Veeger et coll. (1991.d)* ont obtenu le même résultat en indiquant la diminution significative de la durée de la PR sans pour autant relever d'influence sur la durée de la PP ni sur l'angle de poussée [*Van der Woude et coll., 1988 ; Veeger et coll., 1989.b*]. Par ailleurs, ces auteurs ont trouvé que pour une même vitesse de déplacement, l'augmentation de la résistance avait pour conséquence l'augmentation du travail par cycle. Les résultats démontraient aussi que l'extension maximale du coude (qui est étroitement liée au temps de poussée) augmentait avec la résistance et dès lors avec la diminution de la vitesse. Le « principe de contrainte géométrique » [*Van Ingen Schenau, 1989*] donne encore une explication possible de cette observation. À des résistances élevées, la basse vitesse angulaire des cerceaux permet un contact prolongé avec la main, donc une extension du coude plus importante et une PP plus longue.

Par ailleurs, *Hintzy et coll. (2002)* ont constaté l'influence significative de la fréquence des cycles de propulsion sur les paramètres temporels (négativement corrélée avec la durée de PP et du CP). Toutefois, elle n'affecte ni la force produite ni la puissance développée. Contrairement à ce qui a été avancé par plusieurs auteurs [*Van der Woude et coll., 1988, 1989.a et 1989.c*], *Hintzy et coll. (2002)* ont aussi noté la non-affectation de la vitesse par la variation de la fréquence de propulsion. Ceci pourrait être expliqué par les recommandations inculquées aux sujets concernant la puissance à développer dans les expériences menées par *Van der Woude et coll.*

Influence sur l'efficacité de la propulsion

Aussi bien pour des sujets sportifs en FRM que pour des non-utilisateurs de FRM, Van der Woude et coll. (1989.a) ont constaté que quelle que soit la vitesse du déplacement (0,55 et 1,39 m.s), les fréquences de propulsion imposées (inférieures ou supérieures à la fréquence choisie librement) entraînaient la régression du rendement et augmentaient significativement la consommation d'énergie (Cf. paragraphe II.D.2.4.2.7). Par ailleurs, ils ont trouvé que les meilleurs marathoniens avaient une fréquence de propulsion inférieure à celle des autres utilisateurs du FRM accompagnée d'une durée de la PP supérieure.

Influence sur l'intensité de la contraction musculaire

Thoumie et coll. (1997) ont remarqué lors des rythmes rapides de propulsion contre résistance un renforcement de l'activité du Dp pendant la PP contre une diminution de celle-ci au cours de la PR. En outre, Rodgers et coll. (1994) ont montré un prolongement de l'activité des muscles du poignet, du Tb, du Da et du Dp chez des paraplégiques sédentaires avec la fatigue.

II.D.4.1.4 Les réglages du FRM

II.D.4.1.4.a L'assise

Influence sur l'efficacité de la propulsion

D'après Beekman et coll. (1999), le moment d'inertie du FR par rapport à l'axe des roues motrices peut être diminué en réduisant la distance entre l'axe des roues motrices et le centre de gravité du sujet (axe d'embarquée) et par le recul de l'assise (Cf. paragraphe II.D.2.4.1.3). Ceci permet aussi de diminuer la tendance à l'action giratoire due à l'inclinaison latérale [Bernard et coll., 1997]. Or, ce réglage interfère avec la stabilité du FRM, facteur de sécurité primordial, rendant ce dernier plus dangereux à utiliser. La stabilité dépend aussi de l'inclinaison du dossier par rapport à la verticale et de la largeur de l'assise et du dossier [Van der Woude et coll., 1989.a ; Brubaker 1990 ; Bernard et coll., 1997]. Selon les capacités fonctionnelles de l'utilisateur et les impératifs quotidiens de déplacement, une adaptation optimale du FRM est à faire et un compromis entre la stabilité et l'efficacité de propulsion est à trouver.

Influence sur l'intensité de la contraction musculaire

En étudiant les effets de la variation de la position assise et de la vitesse de propulsion, certains auteurs ont mentionné la reproductibilité de la chronologie de la contraction musculaire [Masse et coll., 1992 ; Thoumie et coll., 1994]. Masse et coll. (1992) ont par contre montré l'augmentation de l'intensité de la contraction des muscles Da, Gp et Tb durant la PP avec l'augmentation de la hauteur et l'avancement de l'assise. Ils ont ajouté que la position la plus économique du point de vue énergétique correspond à celle d'une assise basse et reculée identique à celle adoptée par les coureurs de fond.

Enfin Van der Woude et coll. (1995) [d'après Theisen et coll., 1997.b] ont prouvé chez les paraplégiques et à partir d'une position de la main au-dessus du vertex de la roue, que la hauteur optimale de l'assise correspond à une extension du coude de 100° à 120°.

II.D.4.1.4.b Les mains courantes et les pneus : taille, forme, disposition et revêtement

Influence sur l'efficacité de la propulsion

Selon *Vanlandewijck et coll. (1997)*, la force horizontale dirigée vers l'extérieur en fin de poussée est la conséquence d'un couple d'extension du coude trop élevé et donc d'un couple de flexion du coude trop faible (Cf. paragraphe II.D.2.4.2.8). Pour obtenir une force optimale et réduire l'effort physique, cet auteur a suggéré l'utilisation de roues inclinées (cambrées). Cette hypothèse (effet d'un carrossage négatif des roues arrières sur le rendement mécanique et la consommation d'oxygène) avait déjà été étudiée par *Veeger et coll. (1989.a)*. Leurs investigations n'avaient pas abouti à fournir des preuves scientifiques.

La résistance au roulement (RR) dépend en partie de la répartition du poids sur les roues avant ou arrière et donc du réglage de l'assise. Selon *Bernard et coll. (1997)*, ce réglage peut réduire la résistance au roulement de 6% (Cf. paragraphe II.D.2.4.1.2) ce qui représente un gain non négligeable pour les sujets à mobilité réduite lors des longs déplacements [*Van der Woude et coll., 1989.c ; Brubaker, 1990 ; Bernard et coll., 1997*]. *Kauzlarich (1999)* s'est intéressé à l'effet du design des pneus sur la résistance des roues. Entre autres, il a étudié l'influence de la nature du sol, les types de bandages de roulement et la pression de gonflage. Il semblerait que ce dernier élément soit directement proportionnel à la résistance au roulement et par conséquent à la dépense d'énergie. En effet, le gonflage des pneus conditionne le niveau de contraction musculaire. Il est donc d'une importance primordiale vis-à-vis de la mobilité des utilisateurs des FRM et donc de la qualité de leur vie, a conclu *Kauzlarich (1999)*.

La vitesse angulaire des cerceaux, égale à celle des roues, fait que la vitesse linéaire des roues est dépendante de l'avantage mécanique ($MA = R_R R_m^{-1}$) [*Veeger et coll., 1992.b*]. *Van der Woude et coll. (1988)* ont montré que, dans des conditions d'exercices à puissances externes similaires, l'utilisation d'un cerceau à rayon inférieur à celui du FRM standard, conduit à une efficacité mécanique (ME) supérieure et à un stress cardio-respiratoire plus bas lequel est sans doute dû aux moins importantes trajectoires enregistrées concernant l'articulation de l'épaule. L'utilisation des grands cerceaux peut en fait mener à des accélérations et décélérations segmentaires plus importantes ont spéculé *Van der Woude et coll. (1988)*. En effectuant des essais dans les mêmes conditions d'exercices, *Veeger et coll. (1992.b)* ont par la suite confirmé la diminution du ME et l'augmentation des réponses cardio-respiratoires avec l'augmentation de la vitesse tangentielle du cerceau. Ils suggèrent que ce fait est le résultat d'une probable moins bonne coordination inter-segmentaire et intermusculaire et d'une direction inefficace des forces appliquées au cerceau. Selon *Bernard et coll. (1997)* la diminution du trajet segmentaire des membres supérieurs dû à l'utilisation de mains courantes de petit diamètre entraînerait une dépense énergétique moindre mais aussi une puissance musculaire plus importante. *Vanlandewijck et coll. (1994)* ont eux aussi confirmé la corrélation négative entre ME et MA (Cf. paragraphe II.D.2.4.1.4). Cette relation inverse pourrait nous faire penser à utiliser des jantes de plus petit diamètre. Or ceci entraînerait une résistance plus élevée et donc la nécessité d'appliquer des forces plus importantes spécialement en cas de montée de pente ou de franchissement d'obstacles [*Theisen et coll., 1997.b*]. Un compromis reste donc à rechercher.

Les caractéristiques de la main courante peuvent également varier en terme de diamètre et de profil de coupe, ainsi que du matériau de surface. Des études ont montré que des tubes plus épais amélioreraient la transmission de la force, ce qui montrerait l'importance de l'attaque de la main sur l'anneau [*Theisen et coll., 1997.a*]. Certains auteurs ont travaillé sur une main courante ovale et de section large [*Van der Linden et coll., 1996*]. Là aussi, des études sont à approfondir.

II.D.4.1.4.c Le poids du FRM

Bednarczyk et Sanderson (1994) ont étudié l'effet du poids (9,3 kg 14,3 kg et 19,3 kg) du FRM sur la technique de propulsion chez deux groupes de handicapés sédentaires (enfants et adultes). Pour l'ensemble des personnes concernées, la vitesse des roues n'a pas été altérée par le poids du FRM. D'autre part, ni les proportions des phases de propulsion ni les angles articulaires (flexion/extension et adduction de l'épaule, flexion/extension du coude et oscillations du dos) n'ont été affectés par le poids du FRM.

II.D.4.1.5 Conclusion partielle

En résumé, les réglages possibles du fauteuil roulant concernent l'assise et le dossier (profondeur, largeur, hauteur, inclinaison), les roues (position de l'axe/assise, gonflage, revêtement), le cerceau (diamètre, revêtement, forme), les accoudoirs (hauteur, largeur). Ces éléments sont conditionnés par une adaptation individuelle du FRM aux données anthropométriques. À noter que dans la gamme des vitesses faibles, qui est celle de nos patients, le poids du fauteuil ne semble pas un facteur important sur l'efficacité de la propulsion. Tous ces paramètres et bien d'autres ont été discutés dans la littérature. Ces réglages influencent non seulement le rendement mécanique et la stabilité du FRM mais aussi la mobilité articulaire, les pressions d'appui au niveau de l'assise, le confort et la sécurité [Brubaker et coll., 1981 ; 1986 ; 1990 ; Bernard et coll., 1997]. La multitude des possibilités de réglages du FRM selon les capacités fonctionnelles de chaque sujet conditionnent son autonomie et sa sécurité ce qui ouvre la porte à des recherches concernant l'optimisation du FRM pour l'utilisateur âgé amputé. L'analyse de la technique de propulsion chez les personnes concernées dans cette étude permettra de sélectionner les paramètres les plus pertinents à prendre en compte.

II.D.4.2 LES DIFFÉRENTS TYPES DE FR : AVANTAGES ET INCONVÉNIENTS

Les interfaces des FR propulsés manuellement sont nombreuses. Les études comparatives trouvées dans la littérature témoignent, sur tous les plans, de notables différences entre les types de ce matériel. À titre d'exemple on trouvera ci-dessus les principaux systèmes de propulsion des FR commercialisés.

II.D.4.2.1 Le FRM à double main courante

Le FR à double main courante (FRMD : Figure II.20) est la solution d'autonomie pour les hémiplegiques. Ses inconvénients sont liés au dossier qui peut gêner la rétropropulsion de l'épaule saine. L'inclinaison latérale du tronc du côté propulseur peut d'une part, entraîner une tendance à l'action giratoire et un déséquilibre de l'assise [Bernard et coll., 1997] et d'autre part nuire au membre déficitaire [Pérennou et coll., 1997].



Figure II-20 : Le FRMD.

II.D.4.2.2 Le FR à levier

Le FR à levier (FRL) dispose d'une barre reliée par engrenage à une des roues motrices (Figure II.21). Il représente le moyen de propulsion par excellence des hémiplegiques. *Hughes et coll. (1992)* ont comparé la propulsion du FRM à celle du FRL. Pour des vitesses et des résistances similaires ils ont montré que même si la propulsion d'un FRM est influencée par la position de l'assise, elle reste la plus efficace des deux. La raison est que celle-ci nécessite une flexion extension du coude et une abduction et rotation interne de l'épaule moindre. Toutefois, l'antépulsion de l'épaule est plus importante et la durée de la phase propulsive est supérieure à celle du FRL. *Engel et Coll. (1976)* ainsi que *Van der Woude et coll. (1986)* ont en revanche montré la supériorité des mécanismes à leviers en terme de rendement mécanique, de réponses respiratoires et d'exigences du système circulatoire. Les spéculations de nombreux auteurs donnent des explications concernant les causes possibles de l'efficacité du FRL. Concernant les différences physiologiques observées,

Van der Woude et coll. (1998) les lient à la grandeur et à la direction de la force appliquée au cerceau, aux trajectoires segmentaires, à la vitesse d'exécution des mouvements de propulsion ainsi qu'à l'aspect isométrique des contractions musculaires. *Theisen et coll. (1997.b)* suggèrent la continuité du mouvement et l'usage efficace du dossier. D'autres travaux ont en revanche critiqué le mécanisme à levier et ont présenté les dangers liés à son utilisation. En effet, lors de l'utilisation du FRL la stabilisation du tronc fait que la composante statique est importante. L'aide à la propulsion que pouvait procurer l'oscillation du dos (cas du FRM) est annulée. La contribution des muscles de la sangle abdominale et du dos au mouvement de propulsion est aussi entravée. Le FRL nécessite donc l'utilisation d'un faible volume musculaire. Ce fait conjugué au caractère asymétrique du mouvement peut donner lieu à des charges cardio-vasculaires considérables. *Theisen et coll. (1997.b)* ont rapporté que l'allure stable du tronc est susceptible d'augmenter les risques d'escarres particulièrement chez les personnes souffrant de maladies vasculaires. Il a aussi reproché au système FRL sa lourdeur et la nature de son système d'ancrage (Figure II.21). Enfin, *McLaurin et Brubaker (1986)* et bien d'autres auteurs pensent que les barres utilisées pour actionner les roues défavorisent fortement la manœuvrabilité et rendent le démarrage difficile particulièrement en pente.



Figure II-21 : Le FR à levier (FRL).

II.D.4.2.3 Le tricycle

Le tricycle (FRT) est propulsé grâce à un guidon muni d'un pédalier à manivelle (Figure II.22). Son avantage est qu'il est moins épuisant que le FRM et qu'il favorise, lui aussi, un rendement mécanique nettement supérieur à ce dernier [*Sawka et coll., 1980 ; Van der Woude et coll., 1986 et 1988*]. Toutefois, il demande un maintien efficace du tronc et une force suffisante des membres supérieurs [*Guillon, 1997*]. En outre, il est encombrant et comme le FRL, est caractérisé par son poids important [*Theisen et coll., 1997.b*]. Par ailleurs, il n'est pas pris en charge par la sécurité sociale.



Figure II-22 : Le tricycle (FRT).

II.D.4.2.4 Le FR pédalier-poignée

Le FR pédalier-poignée (FRP) est un type de FR méconnu malgré tous ses avantages. Généralement utilisé dans les activités de course, ce fauteuil est doté d'un pédalier fixé au moyeu de la roue motrice. Le pédalier est équipé d'une poignée qui tourne librement au tour du levier et s'adapte à l'orientation naturelle de la main du sujet [*Theisen et coll., 1997.b*]. Ce dernier point constitue d'ailleurs, le point fort de ce système en comparaison à ceux précédemment décrits. *Van der Woude et coll. (1993 et 1997)* ont montré que ce système demande un effort beaucoup moins important. Son rendement mécanique est supérieur de 3% à celui du FRM. Ils ont stipulé que son utilisation fait fonctionner les muscles agonistes et antagonistes de manière équilibrée ce qui augmente le volume musculaire total sollicité. La fatigue des muscles est ainsi réduite ce qui a pour conséquence une diminution probable des risques d'apparition des lésions tendineuses et spécialement des muscles de la coiffe des rotateurs. En outre, ce système permet d'éviter l'application de forces de freinage identiques à celles observées en début et en fin de la phase de poussée lors de l'utilisation du FRM. L'inconvénient principal du FRP est qu'il rend la manipulation du FR contraignante et le freinage difficile [*Theisen et coll., 1997.b*].

II.D.4.2.5 Le FRM équipé d'un système d'entraînement (Figure II.23)

Le PAPA (FRME) est un FR dont le moyeu de chaque roue motrice est équipé d'un système d'entraînement sous forme de motorisation électrique auxiliaire à batterie rechargeable. Les moteurs disponibles sur le marché sont les moteurs Servomatic et E.motion. D'après les sociétés distributrices (MEYRA et MOBITEC), il s'agit d'une solution technique qui convient à la majorité des modèles de FRM. Seules les roues motrices sont à modifier. La motorisation est contrôlée avec les mains courantes du fauteuil grâce à des capteurs sensibles qui mesurent la force propulsive appliquée par le sujet au cerceau et qui donnent un signal à l'électronique du système pour démarrer le moteur correspondant. La vitesse de propulsion est proportionnelle à la force appliquée selon un démultiplicateur choisi par l'utilisateur. Ce réglage convient particulièrement aux personnes frêles et/ou âgées et fatigables. Les mains courantes sont utilisées de la façon ordinaire. Pendant la phase de récupération, le moteur continue à donner de l'énergie alors que les bras sont au repos. Pour manœuvrer, il suffit de freiner doucement d'un côté. Cette technologie permet d'utiliser toutes les possibilités du FRM, mais aussi de les améliorer, s'agissant de sa maniabilité, de sa manœuvrabilité et du confort qu'il peut procurer, essentiellement quand il s'agit de monter une pente ou de surmonter de petits obstacles. L'inconvénient majeur de ce système est qu'il présente un danger pour son utilisateur car, sans système anti-bascule, il y a un risque accru de chute arrière. En outre, il n'est pas agréé par la sécurité sociale. Son coût, étant dix fois celui d'un FRM ordinaire, interdit son accessibilité à la plupart des personnes handicapées.

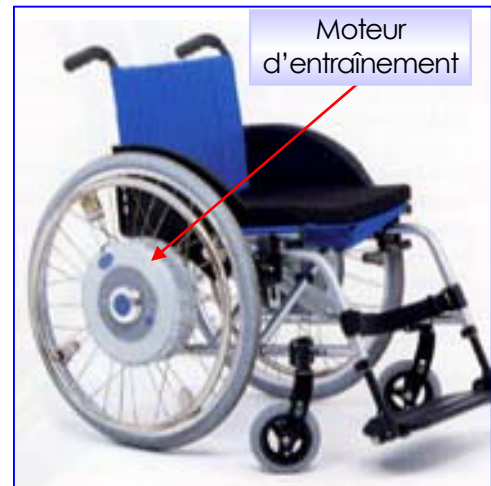


Figure II-23 : Configuration du FRME.

II.D.4.2.6 CONCLUSION PARTIELLE

En conclusion, le FRM, même s'il présente de nombreux inconvénients (rendement mécanique faible et dépendant du MA, contraintes musculo-squelettiques et articulaires etc.) reste le plus populaire. En effet, *Traut et Schmauder* ont dénombré en 1991 85% des utilisateurs permanents des chaises roulantes préférant le fauteuil à propulsion manuelle. Le FRM procure le plus de manœuvrabilité et de contrôle ont ils affirmé. Depuis cette date on a assisté à des progrès spectaculaires concernant l'ergonomie des FR et à une multiplication du nombre d'inventions de types de voitures. Malgré cela, les chiffres récents sont à 90 % toujours en faveur des FRM [*Ravaud et coll., 1994 ; Van der Woude et coll., 2001*]. Les causes sont nombreuses. Elles sont d'ordres pratique, de portabilité, de liberté de mouvement et de transferts lors des activités journalières (comparaison par rapport aux FRL et FRT) mais surtout d'ordre psychologique de confort et d'esthétique [*Van der Woude et coll., 2001*]. Ci-dessous je cite d'autres systèmes de propulsion manuelle différents du système standard. Il est vrai que le FRME qui favorise une mobilité accrue, évite tout effort superflu et minimise fortement les risques inhérents à la conduite manuelle, semble le plus attrayant ergonomiquement parlant. Il n'en est pas de même économiquement. Le même problème se pose aussi concernant les FRL et FRT. Leurs prix représentent un second handicap aux usagers de FR lesquels ont souvent de faibles revenus. « Il est regrettable que le choix du fauteuil puisse se faire sur des critères uniquement pécuniaires », ont exprimé *Reinold et coll. (1997)*. Mais il est clair qu'il est hors de portée de la sécurité sociale d'offrir à tout usager un FR haut de gamme. Dans le but de la prévention, tout chercheur dans ce domaine doit prendre en compte les contraintes économiques. Ceci rejoint et justifie encore une fois les ambitions de l'étude décrite ici.

II.E LES CIRCONSTANCES ÉTHIOLOGIQUES ET ÉTHIOPATHOGÉNIQUES : PART DE L'UTILISATION DU FRM DANS L'APPARITION DES DOULEURS D'ÉPAULES

II.E.1 INTRODUCTION

Comme précisé auparavant, les causes des désordres d'épaules résultent de la conjonction fortuite de plusieurs facteurs. *Belhassen et coll. (1997)* les classent en quatre grands groupes : mécanique (lié au fauteuil), environnemental (marche mal visible, pente abrupte, rail de tramway etc.), humain (erreur d'utilisation) et enfin facteur lié au matériel (prescription inadéquate, recommandations insuffisantes, réparateur trop éloigné etc.).

Ci-dessous, sont classées les causes de l'apparition des douleurs en fonction de leur lien avec l'utilisation du FRM.

II.E.2 LES FACTEURS FAVORISANT L'APPARITION DES DOULEURS D'ÉPAULES CHEZ L'UTILISATEUR DU FRM

II.E.2.1 FACTEURS DIRECTEMENT LIÉS À L'UTILISATION DU FRM

II.E.2.1.1 Le caractère contraignant de la locomotion en FRM

L'effort nécessaire à la déambulation en FRM a été qualifié par la majorité des auteurs comme étant biomécaniquement nocif pour le système de musculo-squelettique [*Boninger et coll. 1998 ; Van der Woude et coll., 1999 ; Veeger et coll., 2002*]. En effet, le système musculo-squelettique est capable de s'adapter aux stress et des stress modérés sont même indispensables pour stimuler et maintenir son intégrité. Or, les mouvements cycliques qu'effectuent les utilisateurs du FRM « n'ont rien de commun avec ceux d'un valide marchant, tant par leurs amplitudes et les secteurs articulaires concernés que par les muscles et la puissance mise en jeu » [*Bernard et coll., 1992 ; Reinold et Ohanna, 1997*]. Le caractère répétitif, la surutilisation de l'articulation de l'épaule, la force excessive et la position articulaire extrême contribuent au développement de pathologies d'hypersollicitation [*Codine et coll., 1997*]. Les périodes de longue activité ou de surmenage important auxquelles les tissus ne sont pas habitués peuvent causer des lésions qui, sans repos et cicatrisation correcte peuvent devenir chroniques. Reinold définit ce phénomène par un vieillissement prématuré dû à une utilisation excessive, voire un dépassement plus au moins brutal des capacités de résistance du système musculo-squelettique [*Dabonneville et coll., 2001*].

Codine et coll. (1997) ont étudié la force isocinétique des rotateurs de l'épaule chez des paraplégiques et des valides sportifs sédentaires au cours de la propulsion du FRM. En accord avec *Burnham et coll. (1993)*, ils ont trouvé que le maniement du FRM, ainsi que les transferts, ne modifiaient pas la balance des muscles rotateurs de l'épaule et ont conclu que la survenue fréquente des conflits sous acromiaux chez les paraplégiques n'est pas en rapport avec un déséquilibre musculaire mais est plutôt liée à un processus de sur-utilisation.

Les désordres d'épaules rapportés dans la littérature sont selon certains auteurs imputables aux mouvements de flexion-extension nécessaires à la propulsion du fauteuil [*Boini et coll., 1997*]. Pour d'autres, l'abduction est mise en cause. En effet, les résultats de l'analyse de la technique de propulsion en FRM révèlent, d'une part, que les épaules sont souvent maintenues à 40° d'abduction durant la phase initiale de poussée. Or, dès 45° d'abduction, il existe une compression des tendons sus-scapulaire, supraspinatus et parfois infraspinatus. À 90° d'abduction, toute la coiffe des rotateurs est en état de compression [*Stainier, 1996*]. D'autre part, le deltoïdeus, activé seul, tire la tête humérale vers le haut en

comprimant l'espace acromio-huméral qui loge la coiffe des rotateurs et la bourse sous-acromiale. Normalement, cette force est contrebalancée par une traction descendante fournie par les muscles obliques de la coiffe (sus-scapulaire, infraspinatus et teres minor). Certains adducteurs (latissimus dorsi, teres major et les fibres inférieures du pectoralis major) exercent également une traction descendante sur l'humérus, lorsque le tronc est fixé. Ainsi, tout déséquilibre musculaire entre les muscles obliques de la coiffe et les adducteurs de l'épaule d'une part et le deltoïdeus d'autre part, peut introduire et entretenir un syndrome d'écrasement.

Codine et coll. (1997) dans leur étude de « l'équilibre et du déséquilibre de la coiffe des rotateurs liés au déplacement en fauteuil roulant », ont montré que les abaisseurs et en particuliers le pectoralis major dans sa composante d'adduction, jouent un rôle déterminant dans le centrage dynamique de la tête humérale en s'opposant à la composante ascensionnelle du deltoïdeus. Ces auteurs ont conclu que même si chez le paraplégique, les douleurs d'épaules correspondent initialement à une pathologie de sur-utilisation, les atteintes musculotendineuses peuvent être favorisées par une insuffisance des abaisseurs.

Utilisant la dynamique inverse, *Veeger et coll. (2002)* ont récemment quantifié la charge supportée par l'épaule lors de la propulsion du FRM. Ils ont trouvé que même à des vitesses modérées, les forces maximales de contact au niveau de l'articulation scapulo-humérale étaient considérables. Elles sont comprises entre 800 et 1400 N. Ces forces coïncideraient avec celles relevées par *Pragman et coll. (2000)* lors de l'élévation du bras à 90° (1000 N) et qui correspondraient à des valeurs pouvant atteindre 165 % du poids des individus étudiés. Dans ces conditions de propulsion, les muscles qui supportent la majorité de l'effort fourni sont le deltoïdeus et les muscles de la coiffe des rotateurs. Leur activité est très élevée et dépasse leur MVC. La force maximale du supraspinatus dépasse de 50 % ses possibilités d'activation ce qui témoigne de la charge excessive supportée par ce muscle. Toutes ces valeurs indiquent un risque important d'apparition des contraintes musculaires et principalement de rupture de la coiffe des rotateurs [*Veeger et coll., 2002*].

II.E.2.1.2 La technique individuelle de propulsion en FRM

Peu étudiées encore, les contraintes dynamiques touchent exclusivement les utilisateurs de FRM [*Reinold et Ohanna, 1997*]. Une faute de l'utilisateur du fauteuil peut être la cause de l'apparition des problèmes articulaires d'épaules. L'origine peut être un défaut de formation au maniement correct du fauteuil entraînant une technique de propulsion non adéquate (vitesse, mouvements inutiles, etc.) ou un comportement à risques (ex. : mauvaise posture, etc.) en raison d'une certaine stratégie personnelle de propulsion [*Kirby et coll., 1994 ; Kirby et coll., 1995.a*].

II.E.2.1.3 La conception et la maintenance du FRM

Une étude britannique a souligné l'état fréquent de délabrement de fauteuils utilisés dans les institutions [*White et coll. 1985 d'après Belhassen et coll., 1997*]. La défaillance d'un des éléments du FRM ou l'absence d'une maintenance correcte (mauvais fonctionnement des freins, pneus lisses ou mal gonflés, palettes repose-pieds défectueuses, revêtements ou accoudoirs déchirés, etc.) ou un défaut de conception de ce matériel [*Calder et coll. 1990 d'après Belhassen et coll., 1997*] représentent tous des éléments mis en cause par différents auteurs quant à l'apparition des pathologies d'épaules. *Boini et coll. (1997)* ont mentionné que le caractère fixe des accoudoirs entraîne des malpositions de l'épaule lors du déplacement du tronc d'où l'apparition des conflits. Ils ont alors conçu un repose bras mobile pouvant suivre automatiquement les mouvements du tronc.

II.E.2.1.4 La prescription et le réglage du FRM

Un FRM non adapté à la morphologie et au handicap du patient entraîne inmanquablement des problèmes de différents ordres à son utilisateur. Un mauvais réglage de l'axe des roues arrière entraîne une stabilité insuffisante [Kirby et coll., 1994 ; Belhassen et coll., 1997] et amène le patient à exécuter des mouvements supplémentaires pour éviter une bascule arrière. Un dossier très large ou des accoudoirs trop hauts conduisent le patient à maintenir une abduction prolongée. Ces mouvements inutiles et ces postures contraignantes sont sources de surmenage articulaire.

Dans les éléments cités dans les trois paragraphes ci-dessus (Cf. paragraphe II.E.2.1.2 à II.E.2.1.4), on reprend les facteurs à l'origine des douleurs d'épaules dont peuvent être responsables plusieurs personnes à savoir : celles à qui incombent la prescription d'un matériel adapté aux capacités et à la morphologie du bénéficiaire, celles qui ont la charge de la rééducation et de la formation du futur utilisateur du FRM mais aussi les distributeurs et les fabricants de ce matériel [Kirby et coll., 1995.a Kirby et coll., 1995.b ; Belhassen et coll., 1997].

II.E.2.2 FACTEURS INDIRECTEMENT LIÉS À L'UTILISATION DU FRM

II.E.2.2.1 L'environnement : lieux d'utilisation

L'environnement tel que la nature du terrain d'évolution du FRM, (ex. : côte ou terrain accidenté) est une variable susceptible d'ajouter un stress supplémentaire à l'activité musculaire des épaules et ainsi d'entraver l'intégrité des membres supérieurs et l'indépendance de l'utilisateur [Curtis et coll., 1995 ; Nadeau, 1997].

II.E.2.2.2 La position assise, les transferts et les soulèvements fessiers

Pour les handicapés moteurs dont l'utilisation du FRM s'attache à une notion « dynamique » correspondant au déplacement, la position assise est une position adoptée de façon obligée et permanente. Cette position peut être qualifiée de statique mais aussi d'intermittente [Reinold et Ohanna, 1997]. Le tronc et les épaules des utilisateurs de FRM sont continuellement sollicités, non seulement par la propulsion du fauteuil mais aussi par les soulèvements fessiers intermittents (manœuvres de soulagement des appuis ischiatiques), les transferts que le patient réalise de façon pluriquotidienne et l'accomplissement de certaines activités de la vie quotidienne à partir de la position assise [Nadeau, 1997 ; Reinold et Ohanna, 1997]. La cinésiologie n'avait pas prévu cela. Bazzi-Grossin et coll. (1995.a) ont précisé que, comparés aux membres inférieurs, le faible volume des muscles des membres supérieurs conjugué à leur moins bon retour veineux et propriétés contractiles et oxydatives font que ceux-ci ne sont pas faits pour la fonction propulsive du FRM.

L'augmentation de la pression intra-articulaire dans la scapulo-humérale à l'occasion des transferts a été avancée par Bayley et coll. (1987). Étudiant de façon invasive 5 paraplégiques (ne souffrant pas de douleurs d'épaules), ces auteurs ont trouvé que cette pression, valant 40 à 80 mmHg au repos, s'élevait à 280 mmHg lors de l'appui durant les transferts, ce qui correspondrait à 2 fois et ½ la pression artérielle. Selon Stainier (1996), ce sont ces importantes pressions intra-articulaires générées par les transferts et les soulèvements fessiers intermittents en combinaison avec les contraintes répétitives subies par l'épaule et les structures adjacentes lors de la propulsion d'un FRM qui sont à l'origine des phénomènes conflictuels entre la voûte ostéo-ligamentaire et la coiffe des rotateurs chez les blessés médullaires.

II.E.2.2.3 La structure de l'articulation de l'épaule

L'épaule est l'articulation la plus mobile du corps humain. Toutefois, l'ampleur et la largeur du champ des mouvements de l'épaule sont aux dépens de la stabilité de l'articulation. En effet, en plus du fait qu'il supporte la totalité du poids du membre supérieur, l'ensemble fonctionnel de l'épaule et principalement les muscles de la coiffe des rotateurs, doit assurer une double fonction (Cf. Paragraphe II.B.1.2.3.b) :

- ↳ Permettre une mobilisation à grande amplitude du bras, à laquelle s'ajoutent celles du coude, du poignet et de la main ;
- ↳ Permettre une bonne stabilité dans le cas où le membre supérieur devrait exercer une force importante (prises fortes, maniement d'objets lourds, appuis sur les mains, etc.).

La faiblesse de la structure des ligaments et leur minuscule contribution dans la protection et la stabilisation de l'articulation de l'épaule sont à l'origine de la fragilité de l'articulation de l'épaule. Chez les utilisateurs du FRM, ce sont effectivement les muscles de la coiffe des rotateurs qui subissent la majorité des contraintes (Cf. paragraphe II.C.2).

Un autre élément anatomique important est la variabilité de forme de l'acromion. En effet, on recense trois formes principales :

- ↳ Le type plat : 17 % ;
- ↳ Le type courbe : 43 % ;
- ↳ Le type crochu ou agressif : 39 %.

Selon la classification de *Bigliani*, se sont les acromions de type courbe et surtout de type agressif qui, en réduisant l'espace sous acromial disponible pour la coiffe, sont les plus fréquemment observés dans le cas d'un conflit sous acromial. On compte, 24 % des cas des ruptures complètes de la coiffe pour le type courbe et 70 % pour le type crochu contre 3 % pour le type plat.

Pérennou et coll. (1997) ont aussi mis en cause la flaccidité du muscle deltoïdeus et de la coiffe des rotateurs. Selon ces auteurs, ceci est un facteur local déterminant dans la survenue d'une distension capsulaire et de la subluxation scapulo-humérale inférieure. Pour prévenir ou corriger ce problème *Zahler et coll. (1997)* indiquent que la fixation du coude et le placement de la tête humérale en face de la glène peuvent se faire par une appropriation des accoudoirs.

II.E.2.2.4 Le comportement et le style de vie

Le surmenage musculo-squelettique généré au niveau des membres supérieurs varie énormément selon les individus et leur mode de vie (travail sédentaire, participation à une activité sportive etc.).

Chez la personne âgée, l'altération du système musculo-squelettique peut prédisposer et augmenter de façon significative le développement de lésions de surmenage au niveau des membres supérieurs de ces individus (Cf. paragraphe II.A.2.3). Ce phénomène est d'autant plus prononcé chez les sédentaires. En effet, chez le sportif cela semble plus lié au geste sportif qu'à l'utilisation du fauteuil comme moyen de locomotion [*Thisse, 1993 ; Stainier, 1996*]. Le sport, s'il induit une pathologie particulière, est cependant garant d'une meilleure auto-prise en charge. Les sportifs en FRM étant en meilleure santé, évitent les complications liées à leur pathologie : ils sont trois fois moins hospitalisés que les non sportifs [d'après *Thisse, 1993*].

II.E.2.2.5 Les prédispositions physiques individuelles

L'utilisation quotidienne d'un FRM peut engendrer un surmenage important au niveau des membres supérieurs. Si l'intégrité de ceux-ci est déjà compromise par une quelconque anomalie musculaire ultérieure congénitale ou traumatique, une pathologie préexistante ; le stress imposé à ces membres supérieurs par l'utilisation du FRM peut accroître le risque de développer des lésions. Chez des athlètes paraplégiques présentant des signes de conflit sous acromial, *Burnham et coll. (1993)* ainsi que *Codine et coll. (1997)* ont montré le rôle favorisant d'un déséquilibre engendré par une insuffisance relative des abaisseurs de la tête humérale dans l'apparition des désordres articulaires d'épaules.

La cause des conflits sous-acromiaux dépend aussi de la cause du handicap de l'utilisateur du FRM. Selon *Codine et coll. (1997)* chez le paraplégique cela ne semble pas être en rapport avec un déséquilibre de la balance des rotateurs comme dans le cas des valides. Elle serait plutôt liée à un processus de sur-utilisation.

II.E.3 FACTEURS DONT L'IMPLICATION N'A PAS ÉTÉ PROUVÉE OU A ÉTÉ DISCUTÉE

La littérature ne fait apparaître aucune relation nette entre l'apparition des désordres articulaires de l'épaule et les facteurs suivants [*Nadeau, 1997 ; Taylor et coll., 1995 ; Stainier, 1996*] :

- ↪ Poids des patients ;
- ↪ Techniques adaptées pour les transferts ;
- ↪ Distance parcourue par semaine et vitesse de déplacement ;
- ↪ Quantité des entraînements ;
- ↪ Date depuis laquelle un sujet effectue une activité de handisport.

Le nombre de cas d'utilisateurs de FRM souffrant de douleurs d'épaules paraît d'autant plus important que le niveau de l'atteinte médullaire est élevé [*Bayley et coll., 1987*]. En l'occurrence, si chez les paraplégiques la prévalence des douleurs est positivement corrélée avec l'ancienneté des lésions médullaires, cette relation n'est cependant pas nette chez les tétraplégiques [*Burnham et coll., 1993 ; Nadeau, 1997*]. En outre, la liaison de l'apparition de la pathologie avec la durée d'utilisation du FRM reste quant à elle controversée : elle est suggérée par l'étude de *Wylie et coll. (1988)* mais déniée par d'autres [*Bayley et coll., 1987 ; Burnham et coll., 1993 ; Curtis et coll., 1995 ; Subbarao et coll., 1995*].

Les épaules douloureuses sont souvent limitées dans leurs amplitudes d'abduction, de flexion et d'extension [*Curtis et coll., 1995*] mais on ignore si une telle limitation a un rôle causal dans la survenue d'une décompensation douloureuse ou si elle n'en est que la conséquence [*Nadeau, 1997*]. C'est la raison pour laquelle le travail mené ici prend en compte le cas des patients dont les douleurs des épaules sont postérieures et ultérieures (réapparition ou accentuation) à l'utilisation du FRM.

II.E.4 FACTEURS INDÉPENDANTS DE L'UTILISATION DU FRM

Les problèmes d'épaules chez les personnes handicapées sont liés à la déambulation en FRM mais également à d'autres facteurs tels que l'utilisation concomitante de cannes béquilles. Les aides techniques à la marche sont classées en deuxième position après l'utilisation du FRM [*Stainier, 1996*].

II.E.5 CONCLUSION PARTIELLE

Bien que, les causes des douleurs des épaules chez l'utilisateur du FRM n'ont pas été complètement élucidées, il ressort de cette première étude bibliographique que ce matériel est dans la majorité des cas plus au moins directement impliqué. À l'issue d'une étude de la coordination musculaire *Veeger et Van der Woude (1995)* ont d'ailleurs conclu qu'une meilleure efficacité de propulsion ne doit pas être recherchée dans le développement de nouvelles techniques de propulsion, mais devrait se concentrer sur l'optimisation de la conception des FRM. *Codine et coll. (1997)* ont aussi précisé que la prévention du conflit sous-acromial chez les utilisateurs du FRM repose sur une adaptation du matériel visant à minimiser la puissance musculaire développée mais aussi sur un renforcement du pectoralis major dans sa composante d'adduction de l'épaule.

La structure complexe et fragile de l'articulation de l'épaule -physiologiquement non adaptée aux mouvements intenses et répétitifs- explique encore une fois l'importance du nombre des cas d'atteintes de l'articulation scapulo-humérale chez l'utilisateur du FRM et plus encore sa prévalence chez les personnes âgées en raison de leur prédisposition à ce phénomène dégénératif.

Chez le type de population concernée dans cette étude, il semble que les chiffres relevés à l'hôpital VSD liés au nombre de cas de douleurs d'épaules soient loin de refléter le taux réel. Cela ne me paraît pas étonnant. En effet, au cours de mon long séjour auprès des personnes âgées, j'ai pu comprendre que l'état polypathologique des patients et surtout leur souffrance due aux douleurs aiguës postopératoires d'amputation font que plusieurs d'entre eux ne déclarent leurs douleurs scapulo-humérales qu'à un stade avancé des lésions. Il serait ainsi judicieux d'établir un questionnaire voire même un examen médical des épaules avant de prescrire un FRM à ces patients.

II.F CONCLUSION DU CHAPITRE

II.F.1 LA PRÉVENTION

À leur arrivée à l'hôpital VSD, l'objectif primordial du séjour des personnes amputées est de réacquérir une locomotion autonome à l'aide des prothèses tibiales ce qui leur permettrait un sevrage du FRM. Or, grand nombre d'entre eux (20% selon *Perrigot et coll., 1980* et 31% concernant des personnes âgées selon *Boini et coll., 1997*) n'arrivent pas à acquérir une autonomie de marche. Dès lors, le FRM devient leur outil principal voire unique pour acquérir un certain degré d'autonomie et de qualité de vie. L'étude épidémiologique présentée ci-dessus a cependant montré que les risques -principalement ceux concernant l'articulation de l'épaule- semblent être la rançon inévitable du gain de liberté apporté par le FRM à ses usagers [*Belhassen et coll., 1997*] et particulièrement à ceux âgés.

Pour prévenir et/ou réduire la fréquence de cette pathologie et assurer la qualité et le bien-être futur des usagers du FRM, une décision s'impose, celle d'une démarche systématique de prévention. Cette prévention devrait se fonder sur des règles élémentaires, à savoir *Belhassen et coll., 1997 ; Reinold et Ohanna, 1997* :

Un matériel adapté et bien entretenu, c'est-à-dire :

- ↳ L'homologation du matériel proposé sur le marché (y compris ses accessoires) ;
- ↳ Une meilleure organisation des processus de maintenance ;
- ↳ Une vigilance renforcée de la prescription du FRM en tenant compte de la morphologie et des capacités physiques du bénéficiaire.

L'éducation et la rééducation

Une progression logique de la rééducation commençant par une éducation spécifique et un entraînement à la propulsion du FRM est indispensable.

L'éducation consiste en un apprentissage d'une nouvelle manière de vivre sur quatre roues, ont précisé *Reinold et Ohanna (1997)*. Elle devrait s'intéresser à l'utilisation des membres supérieurs aussi bien lors des mouvements de transferts que de propulsion [*Bernard et coll., 1997*]. Les membres supérieurs des usagers du fauteuil roulant doivent fonctionner dans des postures offrant une puissance musculaire optimale tout en respectant la liberté et la stabilité articulaire [*Zahler et coll., 1997*]. Les mouvements répétés inutiles et les activités en mauvaise position doivent être évités. Les mouvements d'élévation et d'abduction des épaules doivent être, autant que possible, minimisés.

Plusieurs travaux ont montré l'effet positif de l'entraînement sur le maintien de l'intégrité articulaire [*Taylor et coll., 1986 ; Yim et coll., 1993 ; Bernard et coll., 1997 ; Curtis et coll., 1999.a ; Rodgers et coll., 2001*]. Ces résultats concernent les utilisateurs jeunes et âgés. Quelques semaines d'entraînement sont suffisantes pour augmenter l'aptitude physique et acquérir une maîtrise gestuelle. Ceux-ci se traduiront par une amélioration touchant le métabolisme musculaire, cardiaque et respiratoire mais aussi l'autonomie de la personne [*Bernard et coll., 1997*]. La rééducation doit inclure des programmes de réadaptation et d'entraînement [*Davis et Shephard, 1988*]. *Rey et coll. (1997)* proposent d'améliorer le niveau d'autonomie par l'amélioration de l'endurance. L'entraînement en aérobic devrait recruter un maximum de volume musculaire suggèrent-ils. Dans le but de la prévention active de la pathologie dégénérative de l'articulation scapulo-humérale, l'accord est unanime pour un renforcement des muscles stabilisateurs de l'épaule, des abaisseurs de la tête humérale et des fixateurs de la scapula sans pour autant négliger les muscles antagonistes

[Rey et coll., 1997]. À mon avis, un programme de renforcement musculaire, prescrit sur la base d'un diagnostic articulaire précoce, doit être entamé avant l'attribution même du FRM.

Le suivi médical

Les éléments cités ci-dessus doivent être complétés par un suivi médical régulier et une surveillance rapprochée suite à l'attribution du FRM.

L'environnement

Une attention accrue vis-à-vis des dangers environnementaux doit être prise (aménagement urbains, adaptation du domicile, mais également dans les institutions).

Le champ d'intervention concerne aussi bien le matériel que son utilisateur [Belhassen et coll., 1997]. Les acteurs intéressés sont multiples. On citera :

- ↳ Les administrations impliquées dans les problèmes d'accessibilité ;
- ↳ Les organismes sociaux participant à l'achat du FR : fabricants, distributeurs, prescripteurs ;
- ↳ Le personnel sanitaire appelé pour intervenir auprès des personnes en FRM ;
- ↳ Les usagers eux-mêmes.

II.F.2 ORIENTATIONS SCIENTIFIQUES POUR LA SUITE DU TRAVAIL

Compte tenu de tous les éléments énumérés dans le paragraphe ci-dessus, de l'environnement et du matériel mis à ma disposition, les orientations possibles pour la suite du travail apparaissent, selon l'ordre chronologique le plus logique, comme suit :

- 1) Identifier les causes des douleurs d'épaules par l'étude de la technique de propulsion ;
- 2) Mettre en place un processus de prévention, c'est à dire :
 - ↳ Donner au clinicien les éléments nécessaires à l'enseignement d'une technique rationnelle de propulsion ainsi qu'à l'optimisation de la procédure de rééducation du patient ;
 - ↳ Proposer un FRM plus ergonomique tout en restant bon marché

La rigueur d'une telle étude dépend en premier lieu de la qualité du dispositif expérimental utilisé. C'est de l'adaptation, du développement et de la validation de la chaîne de mesure que traite le prochain chapitre.





CHAPITRE III
UN SYSTEME D'ANALYSE INFORMATISÉ ET
SYNCHRONISÉ POUR L'ÉTUDE
BIOMÉCANIQUE DE LA PROPULSION DU
FAUTEUIL ROULANT MANUEL : MOYENS DE
MESURE DES PARAMÈTRES DYNAMIQUES,
CINÉMATIQUES ET
ÉLECTROMYOGRAPHIQUES



TABLE DES MATIÈRES

CHAPITRE III : UN SYSTEME D'ANALYSE INFORMATISÉ ET SYNCHRONISÉ POUR L'ÉTUDE BIOMÉCANIQUE DE LA PROPULSION DU FAUTEUIL ROULANT MANUEL : MOYENS DE MESURE DES PARAMÈTRES DYNAMIQUES, CINÉMATIQUES ET ÉLECTROMYOGRAPHIQUES 69

III.A INTRODUCTION..... 69

III.B PRÉSENTATION DES DISPOSITIFS DE MESURE 69

III.B.1 LE GONIOMÈTRE ÉLECTROMAGNÉTIQUE « FASTRAK® » : ÉTUDE CINÉMATIQUE 70

III.B.1.1 DESCRIPTION..... 70

III.B.1.2 UTILISATION DE L'APPAREIL..... 72

III.B.1.3 PLACEMENT DES RECEVEURS CINÉMATIQUES 72

III.B.1.4 AVANTAGES ET LIMITES DE L'APPAREIL 73

III.B.1.5 MODIFICATIONS APPORTÉES AU GONIOMÈTRE 76

III.B.1.6 RECOMMANDATIONS..... 76

III.B.2 L'ERGOMÈTRE À ROULEAUX : ÉTUDE DE LA DYNAMIQUE..... 76

III.B.2.1 ÉTAT DE L'ART CONCERNANT LES SYSTEMES DE MESURE UTILISÉS POUR L'ÉTUDE DYNAMIQUE DE LA PROPULSION DU FRM 76

III.B.2.2 PRÉSENTATION GÉNÉRALE DE L'APPAREIL SOUS SA FORME INITIALE 83

III.B.2.3 MODIFICATIONS APPORTÉES À L'ERGOMÈTRE À ROULEAUX..... 89

III.B.3 L'ÉLECTROMYOGRAPHE : ÉTUDE DE L'ACTIVITÉ ÉLECTRIQUE DUE À LA CONTRACTION MUSCULAIRE 98

III.B.3.1 DESCRIPTION DE L'ÉLECTROMYOGRAPHE : LE MYODATA®..... 98

III.B.3.2 MODIFICATIONS APPORTÉES AU MYODATA® 100

III.B.3.3 LIMITES DU MYODATA® 101

III.B.4 LE CARDIOFRÉQUENCEMÈTRE..... 102

III.C SYNCHRONISATION DES DIFFÉRENTS APPAREILS DE MESURES ET TRAITEMENT DES DONNÉES..... 103

III.C.1 L'ACQUISITION DES DONNÉES 103

III.C.2 LE TRAITEMENT DES DONNÉES 103

III.C.3 VÉRIFICATION DE LA SYNCHRONISATION DES DIFFÉRENTS APPAREILS DE MESURE 108

III.D ÉTUDE DE LA COHABITATION ENTRE LES APPAREILS 109

III.D.1 COHABITATION ENTRE LE FASTRAK® ET LE MYODATA® 109

III.D.2 COHABITATION ENTRE LE FASTRAK® ET L'ERGOMÈTRE À ROULEAUX 109

III.D.3 COHABITATION ENTRE LE MYODATA® ET LE FASTRAK® 109

III.D.4 COHABITATION ENTRE LE MYODATA® ET L'ERGOMÈTRE À ROULEAUX 112

III.D.5 CONCLUSION PARTIELLE..... 113

III.E CONCLUSION DU CHAPITRE..... 113

CHAPITRE III : UN SYSTEME D'ANALYSE INFORMATISÉ ET SYNCHRONISÉ POUR L'ÉTUDE BIOMÉCANIQUE DE LA PROPULSION DU FAUTEUIL ROULANT MANUEL : MOYENS DE MESURE DES PARAMÈTRES DYNAMIQUES, CINÉMATIQUES ET ÉLECTROMYOGRAPHIQUES

III.A INTRODUCTION

La connaissance des différents phénomènes intervenant sur l'intégrité des épaules des personnes âgées utilisatrices du FRM -comme expliqué dans les deux chapitres précédents- est liée à la compréhension de la biomécanique de la propulsion par ces sujets. La rigueur d'une telle étude dépend des protocoles expérimentaux établis, mais aussi des caractéristiques des appareils utilisés : fiabilité, précision, répétabilité et cohabitation.

Dans ce chapitre seront présentés :

- ↳ Le matériel mis à ma disposition ;
- ↳ Les difficultés liées à la réalisation des expériences ;
- ↳ Les modifications apportées aux différents appareils.

III.B PRÉSENTATION DES DISPOSITIFS DE MESURE

Quatre dispositifs étaient disponibles :

- ↳ Un goniomètre électromagnétique pour l'étude cinématique (propriété de la SERAM, centre de Châlons en Champagne) ;
- ↳ Un ergomètre à rouleaux pour l'étude dynamique (propriété du CERAH de Woippy) ;
- ↳ Un électromyographe pour l'étude de l'activité électrique des muscles (propriété du Laboratoire de Recherches Cliniques en Masso-kinésithérapie de l'Hôpital de Villiers-Saint-Denis) ;
- ↳ Un cardiofréquencemètre pour surveiller l'activité cardiaque (propriété de l'Hôpital de Villiers-Saint-Denis).

Les appareils, d'origines diverses, n'étaient pas conçus pour fonctionner ensemble. Par ailleurs, ils n'étaient pas adaptés aux besoins de mes investigations. Mon premier travail a donc été d'apporter au matériel existant les modifications nécessaires à la constitution d'une chaîne de mesure satisfaisante relativement aux exigences des protocoles expérimentaux envisagés.

III.B.1 LE GONIOMÈTRE ÉLECTROMAGNÉTIQUE « FASTRAK® » : ÉTUDE CINÉMATIQUE

III.B.1.1 DESCRIPTION

Le « Fastrak® » comprend un boîtier électronique (Figure III.1) auquel est raccordé un ordinateur, un émetteur, quatre receveurs (capteurs actifs) et /ou un stylo magnétique (en option).



Figure III-1 : Le goniomètre électromagnétique 3D Fastrak®.

Le fonctionnement de cet appareil est fondé sur (Figure III.2) :

- ↳ La création d'un champ électromagnétique à l'aide de trois bobines placées dans l'émetteur selon les axes orthogonaux (E_x , E_y , E_z) d'un repère de référence R_e ;
- ↳ L'analyse de ce champ par des receveurs constitués chacun de trois enroulements placés selon les axes (e_x , e_y , e_z) d'un repère R_c .

Les signaux détectés par le capteur considéré et acquis à la fréquence de vingt hertz, sont confiés -par le canal du boîtier électronique- à un algorithme qui calcule les coordonnées (X, Y, Z) du centre de chacun des receveurs (Figure III.2) ainsi que l'orientation du repère R_c (Ψ , θ , Φ) par rapport à R_e .

On notera que le logiciel du Fastrak® permet [Polhemus, 1993] :

- ↳ De changer de repère de référence (on peut prendre pour référence un repère lié à un capteur) ;
- ↳ D'utiliser plusieurs appareils montés en parallèle et synchronisés.

A l'intérieur d'une sphère centrée à l'origine de R_e et de rayon 0,76 m, le fabricant donne les spécifications suivantes :

- ↳ Précision : sur les longueurs 0,8 cm, sur les angles 0,15° ;
- ↳ Résolution : 0,0005 cm /cm de portée ;
- ↳ Latence : 0,004 s.

Bourguignon et Massieux (1997) se sont attachés à vérifier les caractéristiques annoncées par le fabricant. Ils ont comparé des mesures effectuées en dehors de toute perturbation électromagnétique avec celles obtenues dans un environnement et des conditions d'expérimentation similaires à ceux de cette étude.

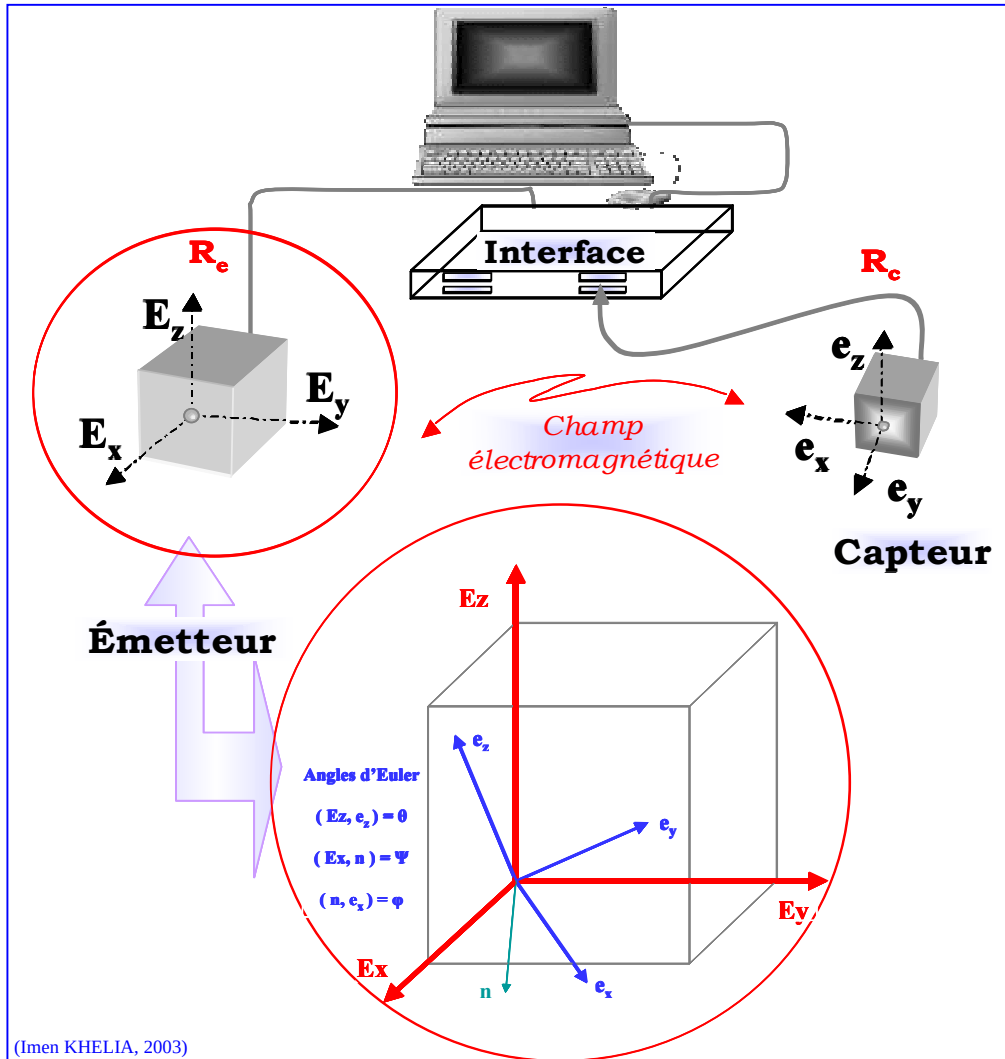


Figure III-2 : Position et orientation des repères R_e et R_c .

Les résultats obtenus lors de l'étude de la répétabilité des mesures du Fastrak[®] en fonction de la position des receveurs par rapport au repère R_e sont présentés dans le tableau ci-dessous. Dans l'ensemble on peut dire que la répétabilité est satisfaisante jusqu'à environ 0,6 m de l'origine de R_e mais se dégrade au-delà [*Bourguignon et Massieux, 1997*].

RÉPÉTABILITÉ	X (cm)				Y (cm)				Z (cm)			
Distance: Émetteur/Capteur	10	35	50	60	10	35	50	60	10	35	50	60
Moyenne	12,45	39,85	51,70	60,48	-8,00	-8,20	-6,73	-7,24	3,51	2,71	0,47	-1,17
Valeur maximale	12,43	39,84	51,70	60,47	-8,03	-8,21	-6,75	-7,29	3,50	2,70	0,44	-1,20
Valeur Minimale	12,70	39,85	51,71	60,49	-7,98	-8,18	-6,71	-7,17	3,53	2,72	0,49	-1,13
Étendue	0,04	0,01	0,01	0,02	0,05	0,03	0,04	0,12	0,03	0,02	0,05	0,07
Variance	6,5e-5	1,1e-4	5,8e-6	5,1e-5	1,3e-4	4,2e-5	9,6e-5	4,8e-5	4,7 e-5	2,4e-5	1,1e-4	9,1e-5

Tableau III-1 : Étude de la répétabilité des mesures du Fastrak[®].

En ce qui concerne la précision, les résultats sont tout à fait corrects selon l'axe des « X » et montrent des variations minimales selon les deux autres axes du repère R_e [*Bourguignon et Massieux, 1997*].

III.B.1.2 UTILISATION DE L'APPAREIL

III.B.1.2.1 Environnement de travail

Afin d'obtenir les meilleurs résultats possibles, il faut veiller à ne pas avoir d'objets ferro-magnétiques dans l'environnement de mesure. En effet, ces masses métalliques engendrent des perturbations du champ électromagnétique créé par l'émetteur.

Conditions d'utilisation requises

- ↪ Température comprise entre 10° et 40° Celsius ;
- ↪ Taux d'humidité compris entre 10% et 95%.

III.B.1.2.2 Quelques aspects techniques

(Cf. ANNEXES III, IV et VIII)

- ↪ Câble de liaison S.E.U - ordinateur : Câble série 25 → 9 broches ;
- ↪ Émetteur (1) ;
- ↪ Récepteurs (4).

Pour plus de détails concernant la description des différentes parties de l'appareil et le mode d'acquisition se référer au manuel du goniomètre Fastrak® [Polhemus, 1993] ainsi qu'aux Projets de Fin d'Études réalisées en 1997 par Bourguignon et Massieux et en 1999 par Cordiez et Hussenet.

III.B.1.3 PLACEMENT DES RECEVEURS CINÉMATIQUES

Je me suis attachée à positionner les receveurs de manière identique sur chaque patient afin d'obtenir des résultats comparables. Pour cela, j'ai choisi de placer les receveurs sur des repères osseux palpables sous la peau (Cf. paragraphe II.B) et facilement identifiables (Figure III.3).

Pour les besoins de l'étude, les receveurs ont été placés comme le montre la figure III.3 sur :

- 1) Le processus épineux de la septième vertèbre cervicale (VC7) ;
- 2) L'acromion ;
- 3) Entre l'olécrane et l'épicondyle latéral du coude : au niveau de la fossette radiale;
- 4) Entre les processus styloïdes de l'ulna et du radius (face dorsale du carpe).

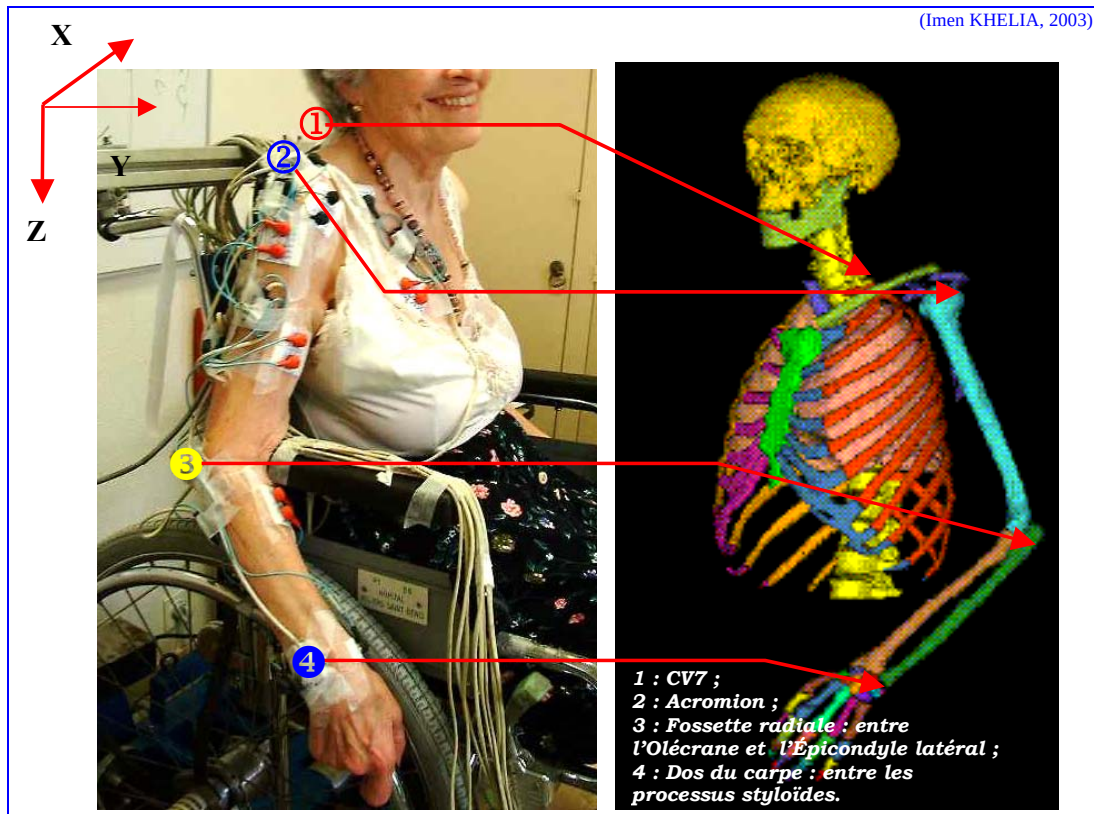


Figure III-3 : Placement des receveurs cinématiques.

Pour les raisons exposées au paragraphe III.B.1.4, j'ai positionné l'émetteur en arrière du membre étudié. En outre, l'émetteur a été fixé au châssis du FRM de manière à étudier la cinématique du membre supérieur choisi et du tronc par rapport au fauteuil et non par rapport au sol (Figure III.4).

III.B.1.4 AVANTAGES ET LIMITES DE L'APPAREIL

Le goniomètre Fastrak[®] présente de nombreux avantages :

1) Il se compose d'une petite unité ce qui permet de le transporter facilement, de le placer aussi près que possible de la zone d'étude et de limiter l'espace d'expérimentations. Les seules contraintes sont liées à la présence d'une source d'énergie électrique et à la proximité de l'ordinateur auquel il est associé.

2) Contrairement aux systèmes optoélectroniques utilisant des caméras infrarouges, l'utilisateur n'est pas limité par la grandeur de l'espace alloué à la réalisation des tests de mesures.

3) La mise en route des essais ne nécessite pas un étalonnage compliqué. Il suffit de s'assurer, avant d'installer les receveurs sur le patient, que ceux-ci renvoient les bonnes coordonnées (contrôle de signe). Cette opération n'est à faire qu'une fois en début de chaque séance d'utilisation de l'appareil. Il est aussi judicieux de relever la position de l'émetteur par rapport à l'espace de travail : dans le cas de cette étude, sa position par rapport au fauteuil roulant et à l'ergomètre (Figure III.4).

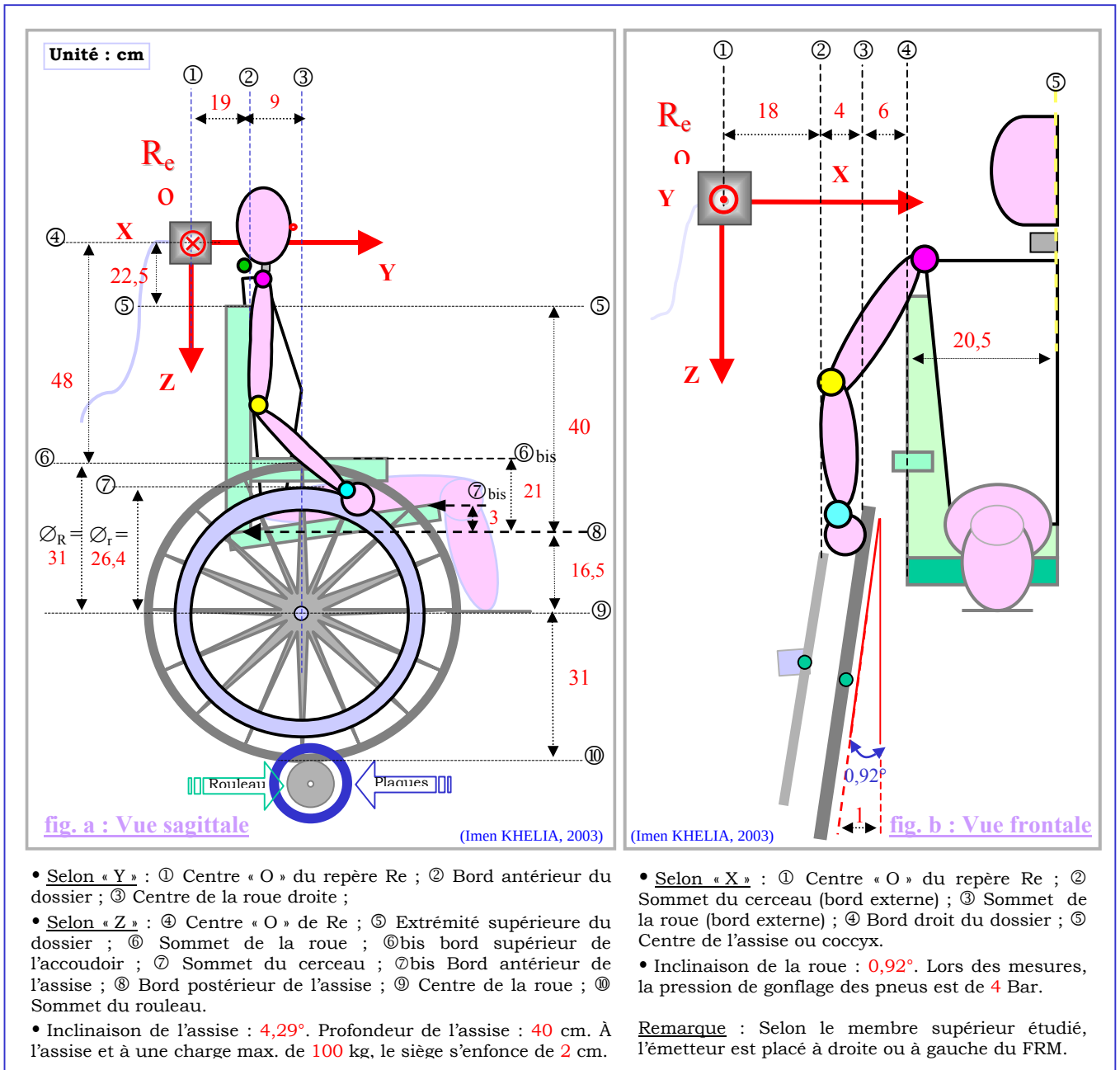


Figure III-4 : Disposition du repère R_e par rapport au FRM et à l'ergomètre.

Toutefois, cet appareil présente plusieurs limites de différents ordres :

1) La fréquence d'acquisition du goniomètre Fastrak[®] dépend du nombre de receveurs utilisés [Bourguignon et Massieux, 1997] ainsi que des caractéristiques de l'ordinateur utilisé. Elle est de 20 Hz ($\pm 0,1$ Hz) dans notre cas, fréquence à priori faible comparée à celle des autres appareils de mesures cinématiques utilisés dans nombreux laboratoires [Hindle et coll., 1989 ; Dopf et coll., 1994 ; Troke et coll., 1998 ; Natalis et Konig, 1999 ; Mannion et coll., 2000 ; Troke et Moore, 2000], mais suffisante étant donnée la faible vitesse segmentaire avec laquelle nos patients propulsent leurs FRM [Thoumie et coll., 1997 ; Khelia et coll., 2001.a].

2) Le nombre de receveurs pouvant être utilisés simultanément, limité à quatre, ne permet pas d'étudier dans un même essai la cinématique des deux membres supérieurs et du reste du corps. Cependant, cet appareil dispose d'une sortie (VIDEO SYNC), permettant de

connecter en parallèle une caméra vidéo susceptible de filmer chaque essai de manière synchrone avec le lancement de l'acquisition cinématique.

3) Les receveurs ne doivent pas être placés en dehors d'une sphère de mesure d'environ 0,76 m de rayon, centrée à l'origine de R_e . Ajoutons à cela la dispersion des mesures qui, bien que faible jusqu'à une distance de 0,40 m du centre du repère R_e , se dégrade de manière aléatoire selon au moins un des trois axes de R_e pour devenir rédhibitoire au-delà de 0,60 m [Bourguignon et Massieux, 1997].

Il faut prendre en compte aussi le fait que la peau a une grande liberté de mouvement par rapport aux os des membres. Comme pour les autres types de capteurs cinématiques aussi bien actifs que passifs (exemple : capteurs réfléchissants), ceci induit des erreurs de position inévitables [Woltring, 1990 ; De Lange et coll., 1990.b ; Lafortune et Lake, 1991 ; Cappozzo et coll., 1996 ; Reinschmidt, 1996 ; Anglin et Wyss, 1999].

4) D'après la documentation technique du Fastrak[®] [Polhemus, 1993], les limites de l'appareil sont dues au fait qu'il est sensible à la présence de matériaux ferromagnétiques.

5) À plusieurs reprises, j'ai remarqué que le goniomètre Fastrak[®] avait tendance à changer les signes de certaines valeurs ou donnait des résultats erronés selon la partie négative d'un ou de plusieurs axes du trièdre. C'est la raison principale pour laquelle je n'ai pas suivi les recommandations de l'ISB [Wu et Cavanagh, 1995] en matière d'orientation des axes. Pour pallier ce problème, j'ai placé l'émetteur de manière à ce que, lors des tests de mesure, tous les receveurs se meuvent dans la partie positive du repère R_e (Figure III.4), à savoir :

- ↳ L'axe « X », intersection des plans frontal et horizontal, est dirigé positivement de l'épaule équipée de receveurs vers l'épaule opposée ;
- ↳ L'axe antéro-postérieur « Y » est dirigé positivement dans le sens de la propulsion avant du FRM ;
- ↳ L'axe vertical « Z » est dirigé positivement vers le bas ;

Quelques solutions susceptibles de résoudre certains dysfonctionnements du Fastrak[®] sont proposées dans le manuel d'utilisation de ce dernier [Polhemus, 1993]. Plusieurs commandes spécifiques à ces problèmes ont été aussi répertoriées et indexées par Cordiez et Hussenet (1999) dans leur rapport de Projet de Fin d'Études (Cf. ANNEXE IV).

6) Enfin, en accord avec les résultats mentionnés par Mannion et Troke (1999), les angles relevés par le Fastrak[®] ne sont pas conformes aux angles mesurés. Les résultats présentent souvent des valeurs aberrantes. Les angles décrits par le membre supérieur et le tronc seront donc calculés à partir des coordonnées des receveurs.

III.B.1.5 MODIFICATIONS APPORTÉES AU GONIOMÈTRE

Pour les raisons expliquées dans le paragraphe III.D.3, le boîtier d'alimentation destiné à connecter le goniomètre Fastrak[®] au secteur a été mis dans une cage de Faraday. En outre, un programme d'acquisition « Acquire » (Cf. paragraphe III.C.1), annexe au programme d'acquisition du goniomètre, a été réalisé [Cordiez et Hussenet, 1999]. « Acquire » est destiné à synchroniser le lancement de l'acquisition des divers appareils de mesures (Cf. ANNEXE V). Les modalités de vérification de la précision de la synchronisation des mesures des différents paramètres figurent dans le paragraphe III.C.3. Une macro « Macroperso » permet ensuite de visualiser les courbes de tous les paramètres dynamiques et cinématiques enregistrés par l'ordinateur_Fk raccordé au Fastrak[®] (Cf. ANNEXE VI).

III.B.1.6 RECOMMANDATIONS

Bourguignon et Massieux (1997) ont mené une étude comparative du goniomètre Fastrak[®] et de son analogue le Flock of Birds[®]. Ils ont conclu que le Fastrak[®] est l'outil le mieux adapté au travail entrepris (peu encombrant, très léger, pratique d'utilisation : convivialité du logiciel) et le moins cher sur le marché. Toutefois, le temps qui a été alloué à ces auteurs pour mener leurs investigations ne leur a pas permis de déceler tous les défauts de cet appareil. En effet, en dépit de toutes ses qualités, le Fastrak[®] présente des dysfonctionnements fréquents, inopinés auxquels notre équipe n'a pas pu trouver d'explication. Ces dysfonctionnements ont été la source principale des problèmes liés au recueil des données.

Pour une étude cinématique ultérieure de la propulsion du FRM, on recommandera l'utilisation d'un appareil à ultrasons tel que le Zebris[®] [Mannion et Troke, 1999 ; Natalis et Konig, 1999 ; Mannion et coll., 2000]. Ce dernier, peu encombrant et surtout moins capricieux que le Fastrak[®], devrait offrir une meilleure précision et autoriser un plus large champ d'investigations permettant l'étude de la cinématique des deux membres supérieurs et du reste du corps. L'inconvénient est qu'il est trois fois plus onéreux que le Fastrak[®].

III.B.2 L'ERGOMÈTRE À ROULEAUX : ÉTUDE DE LA DYNAMIQUE

III.B.2.1 ÉTAT DE L'ART CONCERNANT LES SYSTEMES DE MESURE UTILISÉS POUR L'ÉTUDE DYNAMIQUE DE LA PROPULSION DU FRM

Dans le monde de la biomécanique du FRM, selon les objectifs poursuivis, la dynamique de la propulsion à l'aide de ce matériel peut être étudiée par différents moyens. Les matériels présents sur le marché et à la disposition des laboratoires de recherche peuvent être classés ainsi :

- ↳ Les tapis roulants ;
- ↳ Les simulateurs de propulsion en FRM (correspondent à des ergomètres intégrant un FRM artificiel incorporé dans cet équipement) ;
- ↳ Les fauteuils roulants ergométriques (correspondent à des FRM équipés de capteurs de mesure des grandeurs biomécaniques de la propulsion) ;
- ↳ Les ergomètres.

Tableau-III-2 : Les systèmes de mesure utilisés pour l'étude dynamique la propulsion en FRM

Matériel	Description de l'appareil	Paramètres étudiés	Sociétés ou laboratoires utilisateurs & références bibliographiques	Avantages	Inconvénients
Tapis roulant	1- Composé de deux dispositifs : ↳ Une plate forme actionnée par un vérin électrique : permet de soumettre le FRM à des déséquilibres sinusoïdaux antéro-postérieurs d'amplitude et de fréquence variables ; ↳ Un tapis roulant « SOPUR » à rouleaux.	↳ Déplacement du centre de gravité du système FRM-Patient ; ↳ Puissances.	I.N.S.E.R.M de Montpellier. [Bernard et coll., 1992]	↳ Matériel polyvalent permettant d'utiliser les FRM propres des patients. ↳ Permet une standardisation facile des vitesses de propulsion (vitesse constante) ; ↳ Autorise différents types d'exercices: eg. paliers de vitesse, exercices avec pentes différentes ; ↳ Le prototype (3) se démarque des autres tapis roulants par le fait qu'il permet d'étudier l'influence des profils de parcours sur l'équipage sans faire intervenir des sujets (essais de simulation).	↳ Ne permet pas l'étude des paramètres dynamiques droit et gauche séparément. ↳ Ne permet pas au patient de choisir la vitesse de propulsion. ↳ L'exploration dynamique à l'aide de ce matériel est très limitée ; ↳ Moyen de mesure plutôt destiné aux explorations physiologiques et spécialement chez les sportifs du handisport.
	2- Tapis de type WOODWAY 1,5 m de longueur et 0,9 m de largeur. Vitesse (0 à 17 km/h) et inclinaison (0 à 11%) réglables.	↳ Vitesses.	Centre de Rééducation Neurologique et de Réadaptation Fonctionnelle de Brie-Comte-Robert. [Hadj Yahmed et Charpentier, 1990].		
	3- Tapis roulant programmable ↳ Simule des profils de parcours différents.	↳ Vitesses.	Projet réalisé sous la direction de M. Warzinek. Au T.N.O. de Delf en Hollande. [Warzineck et Klinger, 1991].		
	4- Plateau technique de l'A.R.H. : Composé de plusieurs dispositifs : ↳ Un tapis roulant ; ↳ Une plate forme de force ; ↳ Un dispositif pour la mesure de la dépense énergétique.	↳ Vitesses ; ↳ Puissances ; ↳ Rendement mécanique ; ↳ Position du centre de gravité ; ↳ Consommation d'oxygène ; ↳ Mesure de la résistance à l'avancement qui dépend : des frottements intrinsèques du FRM, de la force gravitationnelle, du frottement roue-sol et de la résistance de l'air.	Association pour la Recherche pour le Handicap C.R.N. – C.R.F. Coubert. Brie-Comte-Robert. [Bazzi-Grossin et coll., 1995.a]		
	Autres études bibliographiques faisant référence à l'utilisation d'un tapis roulant pour l'étude de la propulsion en FRM : ↳ Hildebrandt et coll., 1970 ; Gass et Camp, 1979 ; ↳ Gass et Camp, 1984 ; Sanderson et Sommer, 1985 ; Lakomy et coll., 1987 ; Van der Woude et coll., 1989.a ; Veeger et coll., 1989.a ; Van der Woude, 1989.d ; ↳ Veeger et coll., 1991.b ; Rotstein et coll., 1994 ; Vanlandewijck et coll., 1994 ; Macko et coll., 1997 ; Veeger et coll., 1998 ; Basset et Boulay, 2000.				

Matériel	Description de l'appareil	Paramètres étudiés	Sociétés ou laboratoires utilisateurs & références bibliographiques	Avantages	Inconvénients
Simulateurs de propulsion en FRM	5- Ergomètre simulateur de la propulsion du FRM. ↳ Évalue la position de la main courante par rapport au FRM.	↳ Force exercée sur la main courante. ↳ Résistance au contact roue-rouleau.	Mr. L. Traut, Dr. -Ing à Fraunhofer - Institut für Arbeitswirtschaft und Organisation de Stuttgart. [Traut, 1989.a, 1989.b].	↳ Permet d'étudier le rendement mécanique de la propulsion ; ↳ Permet de donner des recommandations sur la manière la plus rationnelle pour propulser un FRM ; ↳ Permet la détermination de l'instant et du point de contact main-cerceau.	↳ Spécificité du simulateur pour un type d'études bien précis ; ↳ Ne permet pas l'utilisation du FRM propre du patient.
	6- A Controlled wheelchair ergometer : Équipé de capteurs de : ↳ Vitesse, de force, de couple, de pression au niveau de l'assise et du dos. ↳ Fréquence d'acquisition : 50 Hz.	↳ Vitesse ; ↳ Forces tangentielle, radiale et axiale ; ↳ Force de réaction ; ↳ Résistances de l'air et celles dues aux pertes mécaniques (frottement roue-rouleau) ; ↳ Puissance et travail ; ↳ Amplitude des poussées ; ↳ Fréquence cardiaque ; ↳ Consommation d'oxygène.	Faculty of Human Movement Sciences. Département of Functional Anatomy de l'Université Libre d'Amsterdam. [Van der Woude et coll., 1989.b ; Niesing et coll., 1990 ; Veege et coll., 1992.a ; Van den Berg, 1999].	↳ Permet l'étude de la propulsion en FRM dans un vaste champ d'investigations ; ↳ Permet la simulation des effets d'inertie rencontrés au cours du déplacement du système FRM-Sujet ; ↳ Dispose d'un rétrocontrôle visuel de la vitesse et de la force effective ; ↳ Dispose d'un dispositif de freinage ; ↳ Peut être synchronisé avec d'autres dispositifs de mesure ; ↳ Permet le réglage de la voie, du carrossage, de la position du siège en hauteur et en profondeur, de la position de la main courante et de l'inclinaison du dossier.	↳ Ne permet pas l'utilisation des FRM propres aux patients ; ↳ Ne permet pas certains ajustements en profondeur de l'assise ; ↳ Il n'est pas possible d'utiliser tous les capteurs de pression (dorsal et celui de l'assise) simultanément.
	Autres études bibliographiques faisant référence à l'utilisation d'un simulateur pour l'étude de la propulsion en FRM Spécifiquement le Dutch Group : ↳ Glaser et coll., 1979.a ; Glaser et coll., 1979.b ; ↳ Brown et coll., 1990 ; Van der Woude et coll., 1990 ; ↳ Martel et coll., 1991 ; Veege et coll., 1991.d ; ↳ Janssen et coll., 1993 ↳ Dallmeijer et coll., 1994 ; ↳ Coutts et McKenzie, 1995.				

Matériel	Description de l'appareil	Paramètres étudiés	Sociétés ou laboratoires utilisateurs & références bibliographiques	Avantages	Inconvénients
Fauteuils ergométriques	7- Fauteuil roulant ergométrique contrôlé par ordinateur ↳ Capteurs de force placés dans le siège et le dossier ; ↳ Capteurs de couple dans les roues ; ↳ Capteurs de force dans les mains courantes ;	↳ Vitesses ; ↳ Forces ; ↳ Couples ;	Central Research Laboratory. Université de Rotterdam. [Hughes et coll., 1992].	↳ Prend en compte la résistance au roulement, la vitesse du vent. ↳ Acquisition et traitement informatisés ; ↳ Les routines d'exploitation prennent en compte les considérations personnalisées.	↳ Appareils coûteux.
	8- SMART Wheels ↳ C'est une roue d'un FRM dont la main courante est équipée de jauges à résistance variable. ↳ Contient un encodeur optique pour la mesure des angles d'orientation des roues.	↳ Les 3 composantes de la force appliquée à la main courante ; ↳ Les 3 composantes du couple appliqué à la main courante ;	[Asato et coll., 1993 ; VanSickle et coll., 1995 ; Cooper et coll., 1997.b et 1999 ; Jones et coll., 1999 ; Koontz et coll., 2001].	↳ Permet de distinguer la force appliquée au cerceau de la force propulsive du FRM ; ↳ L'emplacement du capteur de couple au niveau du moyeu de la roue permet de n'enregistrer que les forces propulsives sans prendre en compte les résistances dues au roulement et au frottement pneu-sol ; ↳ Peut être montée sur la majorité des FRM.	
	9- Fauteuil roulant ergomètre autonome Un FRM standard équipé de : ↳ Un dynamomètre à 6 composantes : constitué de 3 capteurs de forces bi-directionnels fixés entre la jante et la main courante de la roue arrière ; ↳ Un accéléromètre ; ↳ Un capteur ECG ; ↳ L'échantillonnage se fait à 1000 Hz par un réseau sans fil. ↳ Un rétrocontrôle visuel.	↳ Les 3 composantes de la force appliquée à la main courante ; ↳ Résultante des forces de freinage agissant sur le fauteuil ; ↳ Les travaux et puissances mécaniques développés par le sujet ; ↳ ECG ;	Clermont-Ferrand. [Dabonneville et coll., 2001 ; De Saint Remy et coll., 2001.a et 2001.b].	↳ Permet de mesurer en temps réel différentes grandeurs dynamiques et cinématiques ; ↳ Grande précision des mesures ; ↳ Système sans fil ; ↳ Non encombrant ; ↳ Autonome. ↳ Permet une réelle reproduction des conditions réelles de propulsion en FRM.	↳ N'est pas commercialisé ; ↳ Une seule roue est équipée : ne permet pas la comparaison des grandeurs biomécaniques des deux roues ; ↳ Ne permet pas l'utilisation des FRM propres aux patients.
	Autres études bibliographiques faisant référence à l'utilisation d'un fauteuil ergométrique pour l'étude de la propulsion en FRM : ↳ Jarvis et Rolfe, 1982 ; Coutts et Stogryn, 1987 ; Lees et Arthur, 1988 ; Samuelsson et coll., 1989 ; ↳ Gimenez et coll., 1991 et 1992 ; Gimenez et Predine, 1993 ; Predine et Gimenez, 1996 ; Theisen et coll., 1996 ; Predine et coll., 1997 ; Hutzler, 1998 ; Kulig et coll., 1998 ↳ Stott et Sanders, 2000 ; DiGiovine et coll., 2001.				

Matériel	Description de l'appareil	Paramètres étudiés	Sociétés ou laboratoires utilisateurs & références bibliographiques	Avantages	Inconvénients
Ergomètres	10- Ergotonic 4000 ↳ Châssis composé d'une plate-forme carrossée ; ↳ Deux rouleaux avant et arrière ; ↳ Un simulateur de résistance.	↳ Distance parcourue ; ↳ Temps écoulé ; ↳ Vitesses ;	La société HIDELEBERG. [D'après <i>Soyer, 1993</i>].	↳ Dispose d'un pupitre de commande : appareil autonome ; ↳ Un appareil d'entraînement simplifié à la portée des personnes handicapées.	↳ Ne permet pas l'étude d'un large éventail de paramètres dynamiques.
	11- Ergotonic 9000 ↳ La configuration mécanique est identique au modèle 4000 mais elle est plus évoluée des points de vue électronique et informatique ; ↳ Un seul rouleau ; ↳ Fixation rigide des roues avant.	↳ Vitesses ; ↳ Puissances ; ↳ Distance parcourue ; ↳ Résistance des rouleaux ;		↳ Commandé par ordinateur ; ↳ Visualisation graphique des mesures de vitesse et de la puissance ; ↳ Permet l'utilisation de différents FRM.	↳ Prix élevé ; ↳ Utilisation complexe.
	12- A computer controlled wheelchair ergometer	↳ Dimensions du tronc, des épaules, du coude et du poignet ; ↳ Couples ; ↳ Arc des poussées sur le cerceau.	Laboratory of Rehabilitation Engineering. University of Virginia. USA. [<i>Niesing et coll., 1990</i>].	↳ Permet de fournir à chaque utilisateur les moyens de choisir le FRM le plus adapté.	↳ Ne peut en aucun cas servir à faire d'autres mesures.
	13- Banc à rouleaux ↳ Des roues libres montées aux extrémités des rouleaux ; ↳ Un tachymètre pour la mesure de la vitesse.	↳ Vitesses.	Faculty of Rehabilitation Medicine Alberta University. Canada. [<i>Bhambhani et coll., 1991 et 1992</i>].	↳ Dispositif très simple qui s'adapte à nombreuses manipulations ; ↳ Prix abordable.	↳ Ne permet pas l'étude d'un large éventail de paramètres dynamiques.
	14- The wheelchair aerobic trainer (WAFT) : équipé de : ↳ Freins ; ↳ Capteurs de vitesses ;	↳ Vitesse ; ↳ Puissances ; ↳ Résistance des roues ; ↳ Consommation d'oxygène.	Rehabilitation Research et Development Center [<i>Langbein et coll., 1993.a et 1994</i>].	↳ Permet l'étude de certains paramètres physiologiques de la propulsion en FRM.	
	15- Ergomètre de voiturette : comprend : ↳ Une plate forme inclinable renfermant 2 rouleaux pourvus de freins électromagnétiques ; ↳ Des disques additionnels créant une inertie variable pour simuler le déplacement sur un sol horizontal ; ↳ Des capteurs de vitesses (fréquence d'acquisition : 19 Hz) ; ↳ Des capteurs de couples ; ↳ Un rétrocontrôle visuel des vitesses moyennes et du temps écoulé.	↳ Vitesse linéaire ; ↳ Forces et leurs moments ; ↳ Couples et puissances externes. ↳ Forces de freinage (couple de freinage proportionnel à la pente et à la masse du système) ; ↳ Forces de friction de l'axe de la roue et ceux agissant sur les rouleaux, couple résultant de l'interaction roue-rouleau.	Unité EDPH et Unité FYAM. Université de Louvain-la-Neuve. Belgique. [<i>Theisen et coll., 1997.a</i>].	↳ Permet la reproduction des conditions réelles de la propulsion en FRM ; ↳ Dispose d'un rétrocontrôle visuel permettant la standardisation des essais.	↳ Ne permet pas le calcul du rendement mécanique.

(Voir la suite « Ergomètre » dans la page suivante)

Matériel	Description de l'appareil	Paramètres étudiés	Sociétés ou laboratoires utilisateurs & références bibliographiques	Avantages	Inconvénients	
Ergomètres (Suite)	16- VP100H : équipé de : ↳ Deux rouleaux ; ↳ Freins électromagnétiques ; ↳ Capteurs de forces 3D (Kistler); ↳ Capteurs de vitesse ; Fréquence d'acquisition : 200 Hz ;	↳ Forces (3D) ; ↳ Forces tangentielle et radiale ; ↳ Couples (3D) ; ↳ Durée du cycle et de la poussée ; ↳ Puissances ; ↳ Rendement.	[Devillard et coll., 1997 ; Devillard, 1999 ; Devillard et coll., 2001 ; Le-Quang et coll., 2001].	↳ Adapté à tous les types de FRM ; ↳ Permet d'évaluer le patient et le FRM ; ↳ Mécanique adaptable aux sujets (couple exercé sur le cerceau) ; ↳ Mesure de paramètres physiologiques ; ↳ Permet de mesurer les forces de frottement roue sol fonction de la déformation de la roue ; ↳ Permet de simuler les pentes.	↳ Inexistence d'un rétrocontrôle visuel ; ↳ Équipement non commercialisé.	
	17- VP100HTE- Rééducation ↳ Deux bancs de rouleaux ; ↳ Deux freins électromagnétiques ; ↳ Capteur de vitesse et de force ; ↳ Rétrocontrôle visuel de la vitesse et de la puissance moyenne ; ↳ Plate forme simulatrice de pente et de dévers.	↳ Vitesses ; ↳ Forces de freinage ; ↳ Durée de cycle ; ↳ Temps de poussée / cycle ; ↳ Puissances ; ↳ Puissances liées au couple de freinage et Puissance totale.	Medical Deloppement. Techmachine. Filiale de H.E.F : GROUPE la force créative. À Andrézieux Bouthéon. France. [Techmachine filiale, 2000].	↳ Adapté à tous les types de FRM ; ↳ Permet d'évaluer le patient et le FRM ; ↳ Mesure de paramètres physiologiques ; ↳ Permet de simuler les pentes.	↳ Ne permet pas l'étude du rendement mécanique.	
	18- Wheelchair Dynamometer : Composé de : ↳ 2 bancs de rouleaux ; ↳ Un moteur pour la simulation de la propulsion (Electro-Craft Motor) ; ↳ Capteurs de couple et de vitesse ; ↳ Un tachymètre attaché à chaque rouleau ; Dispose d'un rétrocontrôle visuel de la puissance ; Fréquence d'acquisition : 240 Hz.	↳ Vitesse et accélération angulaires ; ↳ Couple au niveau du cerceau ; ↳ Travail et puissance ; ↳ Résistance à l'avancement qui dépend : des frottements intrinsèques du FRM, de la force gravitationnelle, du frottement roue-sol et de la résistance de l'air.	Human engineering Research Laboratories, Rehabilitation Research and development. University of Pittsburgh. [DiGiovine et coll., 2001].	↳ Permet la simulation des conditions réelles de propulsion par l'utilisation des FRM personnels des patients ; ↳ Prend en compte les pertes mécaniques ; ↳ Permet de simuler des pentes.	↳ Appareil non commercialisé ;	
	19- Ergomètre à rouleaux		↳ C'est l'ergomètre utilisé dans l'étude actuelle (Cf. paragraphes III.B.2.2).			
	Autres études bibliographiques faisant référence à l'utilisation d'un ergomètre pour l'étude de la propulsion du FRM : ↳ Brysiewicz et coll., 1966 ; Brattgard et coll., 1970 ; Figarola, 1974 ; Glaser et coll., 1979.b ↳ Wilmore et coll., 1982 ; Motloch et Brearley, 1983 ; Ol'm et Martsep, 1983 ; Forchheimer et Lundberg, 1986 ; Samuelsson et coll., 1989 ↳ Predine, 1993 ; Langbein et Fehr, 1993.b ; Langbein et coll., 1994 ↳ Hintzy-Cloutier et coll., 2002.					

En conclusion, chacun des prototypes décrits dans le tableau ci-dessus présente des avantages et des inconvénients [Hutzler, 1998 ; Devillard et coll., 2001] :

1) Le principal avantage du tapis roulant est qu'il permet l'utilisation des FRM propres aux sujets participant aux expérimentations. C'est un équipement encombrant [Predine et coll., 1997], très onéreux [Le-Quang et coll., 2001] qui en outre présente les défauts suivants :

- ↳ La propulsion du FRM sur un tapis roulant, essentiellement lors d'exercices à des vitesses et des pentes importantes, peut faire courir à l'utilisateur des risques importants. [Predine et coll., 1997]. Ceci est en partie dû au fait que la stabilisation d'un FRM sur le tapis, facteur de sécurité primordial, est très difficile. L'utilisation de ce dispositif de mesure n'est donc pas conforme aux règles d'expérimentation [Le-Quang et coll., 2001] ;
- ↳ La mesure de la puissance n'est possible que dans des conditions de pente. Ce fait ne permet pas l'étude des conditions de propulsion du FRM sur un sol horizontal laquelle reflèterait les conditions les plus courantes voire les plus réelles de l'utilisation de ce matériel [Higgs, 1983 ; Van der Woude et coll., 1986 ; Bazzi-Grossin et coll., 1995.b ; Le-Quang et coll., 2001] ;
- ↳ Il ne permet pas d'étudier les paramètres dynamiques de propulsion à droite et à gauche du FRM.

2) Les simulateurs de propulsion, mis à part ceux qui sont construits pour une étude bien spécifique, autorisent un large éventail d'investigations et sont un procédé très fiable. Néanmoins, ils ne permettent pas l'utilisation des FRM habituels des patients [Devilleard et coll., 1997 ; Devillard et coll., 2001 ; Le-Quang et coll., 2001]. Ajoutons à cela que ces prototypes ne sont souvent pas commercialisés, leur réalisation demande beaucoup de temps mais aussi beaucoup d'argent.

3) Les fauteuils ergométriques, aussi très coûteux, constituent un procédé très fiable de mesure offrant une reproduction plus réelle des conditions de propulsion en FRM. Cependant, ils ne permettent pas d'effectuer des investigations avec le FRM personnel des patients. Ils ne permettent pas non plus d'évaluer certains prototypes de FRM ce qui rend difficile toute étude technologique du système FRM-Sujet [Glaser et coll., 1979.b ; Brubaker et coll., 1986 ; Gimenez et coll., 1992 ; Vanlandewijck et coll., 1994 ; Devillard et coll., 1997 ; Predine et coll., 1997 ; Le-Quang et coll., 2001].

4) Les ergomètres sont les dispositifs les plus abordables financièrement. Ils sont plus facilement adaptables aux besoins des expérimentations et permettent une interchangeabilité de tous les types de FRM. Les rouleaux des ergomètres, équipés de blocs inertiels variables, permettent de reproduire les conditions les plus proches de l'évolution réelle du système FRM-Sujet sur un plan horizontal. Par ailleurs, des moteurs et des freins permettent de simuler des déplacements en descente ou en montée. C'est ce type de matériel qui a été utilisé pour cette étude.

III.B.2.2 PRÉSENTATION GÉNÉRALE DE L'APPAREIL SOUS SA FORME INITIALE

L'ergomètre à rouleaux est un banc d'essais de Véhicules pour Handicapés Physiques (V.H.P. ou FRM), mais aussi de tricycles de compétition et de bicyclettes. Dans le cadre de cette étude, il est utilisé pour étudier la propulsion des FRM.

Préalablement conçu par *Soyer (1993)* lors de sa thèse intitulée « Automatisation d'un procédé pour la mesure des efforts engendrés par l'utilisation d'un véhicule pour handicapés physiques : Métrologie et simulation informatique associées », l'ergomètre permet de mesurer les caractéristiques cinématiques (vitesse, accélération) et dynamiques (couple, travail, puissance) de la propulsion en FRM. Il permet d'exprimer la force efficace (F_m Cf. paragraphe II.D.2.1) en fonction de la masse du système FRM-Patient, des inerties et du profil de parcours choisi. Cet appareil permet aussi de connaître les variations de la position du centre de gravité du système étudié, ainsi que de simuler des parcours comprenant des pentes et des dévers. Compte tenu des caractéristiques de la population étudiée ici et des protocoles de mesure établis pour ce travail, ces deux dernières fonctionnalités n'ont pas été utilisées.

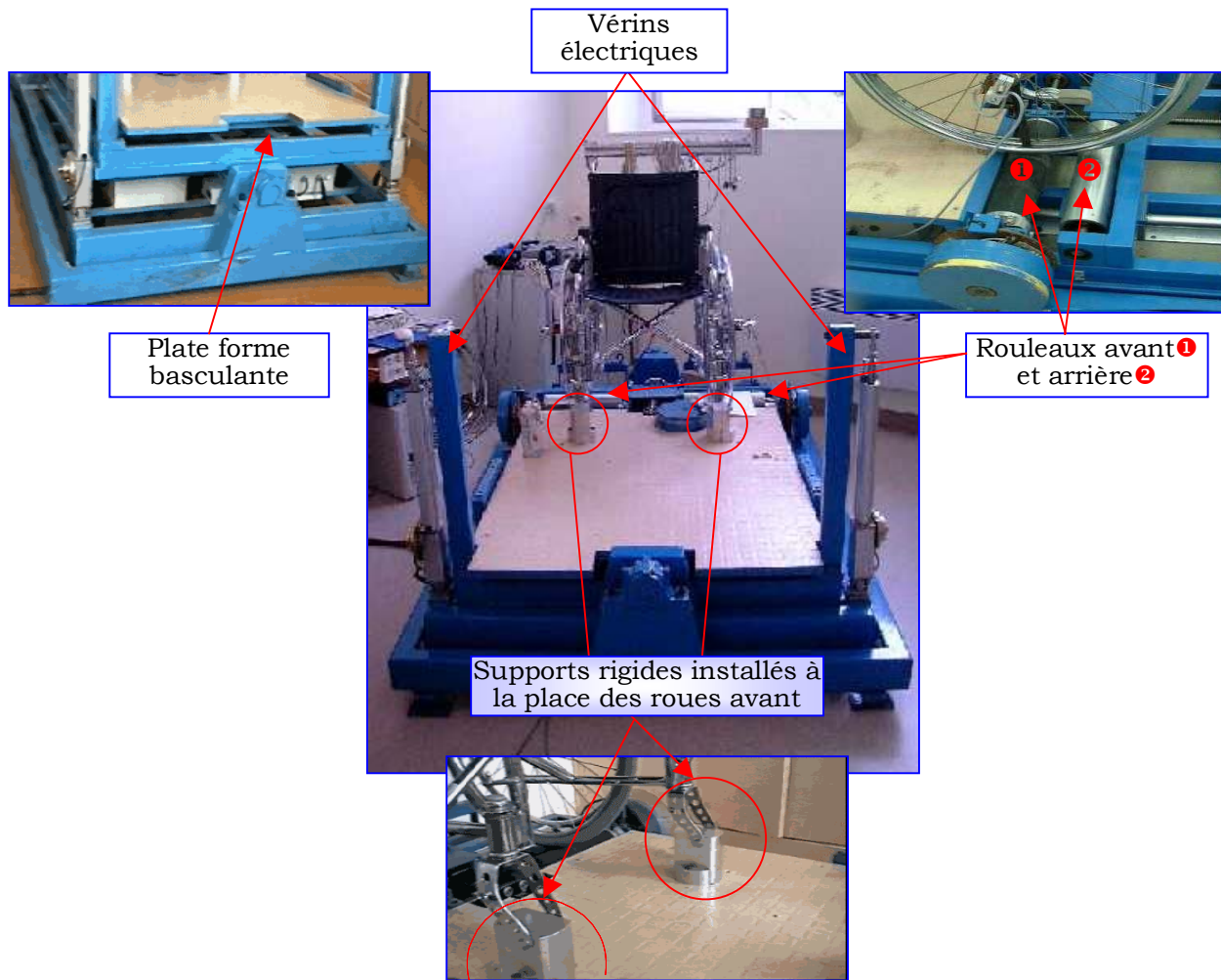


Figure III-5 : Configuration de l'ergomètre à rouleaux.

(Imen KHELIA, 2003)

III.B.2.2.1 Description de l'ergomètre

L'ergomètre est constitué de deux bancs de rouleaux indépendants entre lesquels se calent les roues du fauteuil roulant. Ils permettent de simuler la translation rectiligne de l'ensemble « FRM-Sujet » sur un sol horizontal (Figure III.5). Chaque banc est constitué de deux rouleaux. Les rouleaux avant droit et gauche sont chargés, par l'intermédiaire de capteurs associés, de recueillir les informations de vitesse et de couple, indépendamment, sur les deux côtés.

Tout ce dispositif repose sur une plate-forme basculante qui tient lieu de châssis intermédiaire (Figure III.5). Ce système est actionné par des vérins électriques qui permettent une inclinaison suivant les axes longitudinal (dévers) et transversal (pente). Cet aspect de la conception ne sera pas mis en œuvre dans cette étude.

Enfin cette plate-forme est articulée sur un cadre formant le châssis de base relié au sol, par l'intermédiaire de capteurs de force dont le rôle est de déterminer la position du centre de gravité de l'ensemble.

III.B.2.2.2 Les capteurs de vitesse

La connaissance de la vitesse de rotation des rouleaux et par conséquent des roues du FRM s'obtient grâce à un tachymètre de vitesse angulaire de type à impulsions placé sur chaque rouleau avant (Figure III.6).

Ce capteur est constitué :

- ↳ D'un disque perforé de trente-deux trous sur sa circonférence, placé au bout de l'axe du rouleau avant. Ce disque sert aussi de support pour le module d'amplification du capteur de couple placé dans les rouleaux avant (III.B.2.2.4) ;
- ↳ D'une fourche optoélectronique (diode infrarouge et photo transistor) ;
- ↳ D'un convertisseur fréquence - tension.



Figure III-6 : Emplacement des capteurs de vitesse et des masses additionnelles sur l'ergomètre.

La tension continue « U » délivrée par ce capteur est comprise entre zéro et cinq volts. Un étalonnage permet de convertir cette tension en vitesse de rotation en tours par minute. La plus grande fréquence délivrée par la fourche optoélectronique est égale au nombre de tours maximal par seconde multiplié par le nombre de trous.

Le système est identique sur chaque rouleau avant. Il permet de mesurer indépendamment la vitesse angulaire des roues sur les deux côtés.

Étalonnage des capteurs de vitesse

Avant de commencer les tests de mesure avec l'ergomètre, j'ai procédé à l'établissement du rapport vitesse/tension. A cette fin, je me suis servie d'un « tachymètre à main » de précision (Figure III.7) [Dimelco, 2002]. Pourvu d'une cellule photoélectrique, le TM.2000 compte le nombre d'éclairs réfléchis par quatre adhésifs réflecteurs collés à distances égales sur la face externe de la circonférence d'une roue du FRM et fournit la vitesse de rotation « N » en tours par minute.



Figure III-7 : Le TM.2000.

La cellule photo électrique du TM 2000 a été orientée vers le périmètre de la roue à 0,05 m du pneu. La roue a été ensuite entraînée à une vitesse constante à l'aide d'une perceuse électrique.

Après mise au zéro électrique, la relation entre la tension donnée par le convertisseur et la vitesse de rotation des roues s'établit ainsi :

✎ Pour la roue droite :

$$N_D (\text{tour. min}^{-1}) = 27,4 * [U_D (\text{volt}) - 0,0049]$$

✎ Pour la roue gauche :

$$N_G (\text{tour. min}^{-1}) = 27,1 * [U_G (\text{volt}) - 0,0049]$$

Donc, la valeur de la vitesse linéaire de translation « V » associée est :

✎ Pour la roue droite :

$$V_D (\text{km.h}^{-1}) = N_D (\text{tour. min}^{-1}) * 0,117 = 3,206 * U_D (\text{volt}) - 0,573 * 10^{-3}$$

✎ Pour la roue gauche :

$$V_G (\text{km.h}^{-1}) = N_G (\text{tour. min}^{-1}) * 0,117 = 3,171 * U_G (\text{volt}) - 0,573 * 10^{-3}$$

Remarque : $0,117 = \pi * \varnothing \text{ roue (m)} * 60 / 1000$; avec $\varnothing \text{ roue} = 0,62 \text{ (m)}$.

III.B.2.2.3 Les blocs inertiels

Les rouleaux sont aussi chargés de reproduire les conditions d'évolution du fauteuil et de son passager en mouvement sur le sol. Ceci est obtenu en équipant chaque rouleau avant d'un bloc inertiel réglable composé de masses additionnelles (Figure III.6). Le moment d'inertie d'un bloc par rapport à son axe de rotation et par conséquent le nombre de disques à installer est calculé en écrivant que, pour une même vitesse de rotation des roues motrices, les énergies cinétiques de l'équipage mobile placé sur l'ergomètre et de l'ensemble « FRM-Patient » se déplaçant sur un sol horizontal sont égales.

III.B.2.2.3.a Détermination l'énergie cinétique : E_c

1^{er} cas : L'énergie cinétique E_{cl} de l'ensemble FRM-Patient en déplacement rectiligne sur un sol horizontal

Pour le calcul, les notations suivantes sont utilisées (Figure III.8) :

- M_c : masse du châssis du FRM (kg) ;
- M_R : masse de l'une des roues arrière (kg) ;
- M_r : masse de l'une des roues avant (kg) ;
- M_f : masse du FRM (kg) avec : $M_f = M_c + 2 * (M_R + M_r)$;
- M_s : masse du sujet (kg) ;
- M_t : masse du système FRM-Patient (kg) avec : $M_t = M_f + M_s$;
- R_R : rayon d'une roue arrière (m) ;
- R_r : rayon d'une roue avant (m) ;
- Ω_R : vitesse angulaire de rotation de l'une des roues arrière (rd.s⁻¹) ;
- Ω_r : vitesse angulaire de rotation de l'une des roues avant (rd.s⁻¹) ;
- V : vitesse de translation du FRM (m.s⁻¹) ;
- I_R : moment d'inertie d'une roue arrière par rapport à son axe (kg.m²) ;
- I_r : moment d'inertie d'une roue avant par rapport à son axe (kg.m²) ;
- E_{cl} : énergie cinétique du système FRM-Patient en mouvement rectiligne sur le sol (J).

L'énergie cinétique E_{cl} du système FRM-Patient s'écrit :

$$E_{cl} = \frac{1}{2} * M_t * V^2 + 2 * (\frac{1}{2} * I_R * \Omega_R^2 + \frac{1}{2} * I_r * \Omega_r^2)$$

$$E_{cl} = \frac{1}{2} * M_t * V^2 + I_R * \Omega_R^2 + I_r * \Omega_r^2$$

La relation entre les vitesses de rotation et de translation est la suivante :

$$V = \Omega_R * R_R = \Omega_r * R_r$$

D'où :

$$E_{cl} = \frac{1}{2} * M_t * \Omega_R^2 * R_R^2 + I_R * \Omega_R^2 + I_r * \Omega_R^2 * (R_R / R_r)^2$$

$$E_{cl} = \Omega_R^2 * [\frac{1}{2} * M_t * R_R^2 + I_R + I_r * (R_R / R_r)^2]$$

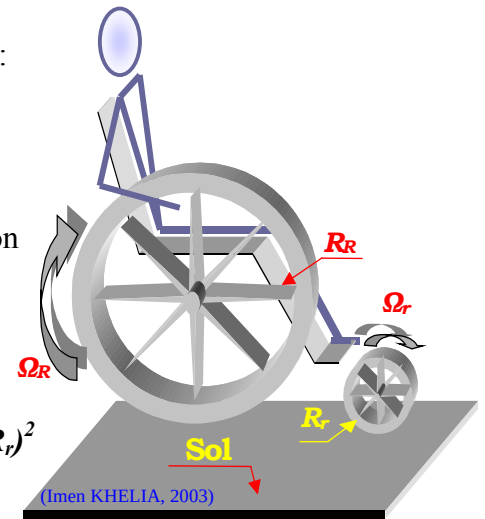


Figure III-8 : 1^{er} cas : Déplacement sur un sol horizontal.

2eme cas : L'énergie cinétique E_{c2} de l'équipage mobile placé sur l'ergomètre à rouleaux

Le calcul de l'énergie cinétique est effectué en supposant les masses additionnelles montées sur l'axe des rouleaux avant.

Les notations suivantes sont utilisées (Figure III.9) :

Ω_g : vitesse angulaire de rotation du rouleau (rd.s^{-1}) ;

R_g : rayon du rouleau (m);

I_g : moment d'inertie du rouleau par rapport à son axe (kg.m^2) ;

I_a : moment d'inertie des masses additionnelles par rapport à l'axe du rouleau (kg.m^2) ;

E_{c2} : énergie cinétique de l'équipage mobile placé sur l'ergomètre (J) ;

h : épaisseur des plaques additionnelles (m);

M_a : masse des plaques additionnelles à monter à l'extrémité d'un rouleau (kg);

R : rayon des plaques additionnelles (m) ;

ρ : masse volumique (Kg.m^{-3}).

La relation entre la vitesse de rotation du rouleau et celle de la roue s'écrit de la façon suivante :

$$\Omega_R * R_R = \Omega_g * R_g$$

L'énergie cinétique totale E_{c2} s'écrit comme suit :

$$E_{C2} = 2 * \left(\frac{1}{2} * I_R * \Omega_R^2 \right) + 2 * \left[\frac{1}{2} * (I_g + I_a) * \Omega_g^2 \right]$$

$$E_{C2} = I_R * \Omega_R^2 + (I_g + I_a) * \Omega_g^2$$

D'où :

$$E_{C2} = \Omega_R^2 * [I_R + (I_g + I_a) * (R_R / R_g)^2]$$

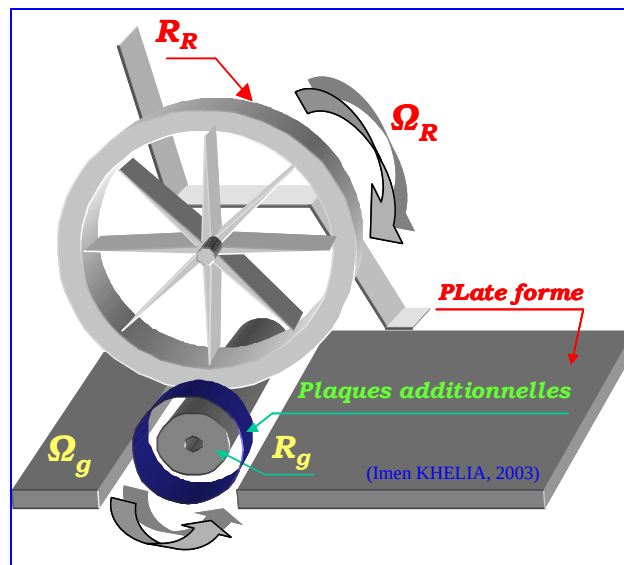


Figure III-9 : 2^{ème} cas : Équipage mobile sur l'ergomètre.

III.B.2.2.3.b Calcul de l'épaisseur des plaques additionnelles

L'égalité entre les énergies cinétiques Ec_1 et Ec_2 s'écrit :

$$\frac{1}{2} * (M_t * R_R^2) + I_r (R_R / R_r)^2 = (I_g + I_a) * (R_R / R_g)^2$$

Soit :

$$\frac{1}{2} * M_t + I_r / R_r^2 = (I_g + I_a) / R_g^2$$

Si on néglige I_r (Étant donné la faible masse des petites roues) :

$$\frac{1}{2} * M_t * R_g^2 = I_g + I_a$$

d'où :

$$I_a = \frac{1}{2} * M_t * R_g^2 - I_g$$

De plus, le moment d'inertie des plaques additionnelles, de rayon R , par rapport à l'axe du rouleau s'écrit :

$$I_a = \frac{1}{2} * M_a * R^2$$

Pour un cylindre plein, homogène, d'épaisseur h et de masse volumique ρ nous avons :

$$M_a = \Pi * R^2 * \rho * h$$

D'après le calcul précédent, on établit la relation suivante :

$$I_a = \frac{1}{2} * M_t * R_g^2 - I_g = \frac{1}{2} h * \Pi * R^2 * \rho * R^2$$

Finalement, la formule qui donne l'épaisseur « h » des plaques additionnelles du bloc inertiel à fixer sur chaque rouleau avant est la suivante :

$$h = [M_t * R_g^2 - 2 * I_g] / \Pi * R^4 * \rho$$

Avec les valeurs numériques :

$$I_g = 11,14 \cdot 10^{-3} \text{ Kg.m}^2 \text{ [Soyer, 1993] ;}$$

$$R = 0,1 \text{ m ;}$$

$$\rho = 7800 \text{ Kg.m}^{-3} ;$$

$$2R_g = 0,081 \text{ m.}$$

On a :

$$h \text{ (mm)} = [(M_t * 0,16) - 2,228] / \Pi * 0,078 \Rightarrow h \text{ (mm)} = M_t * 0,669 - 9,096$$

III.B.2.2.4 Les capteurs de couple

Le couple appliqué aux rouleaux est fourni par l'utilisateur du fauteuil roulant lors d'une action sur les mains courantes. Le couple est mesuré grâce à des capteurs placés dans les rouleaux. Chacun de ces capteurs est composé d'un corps d'épreuve sur lequel sont collées des jauges d'extensométrie formant un pont complet (Figure III.10).

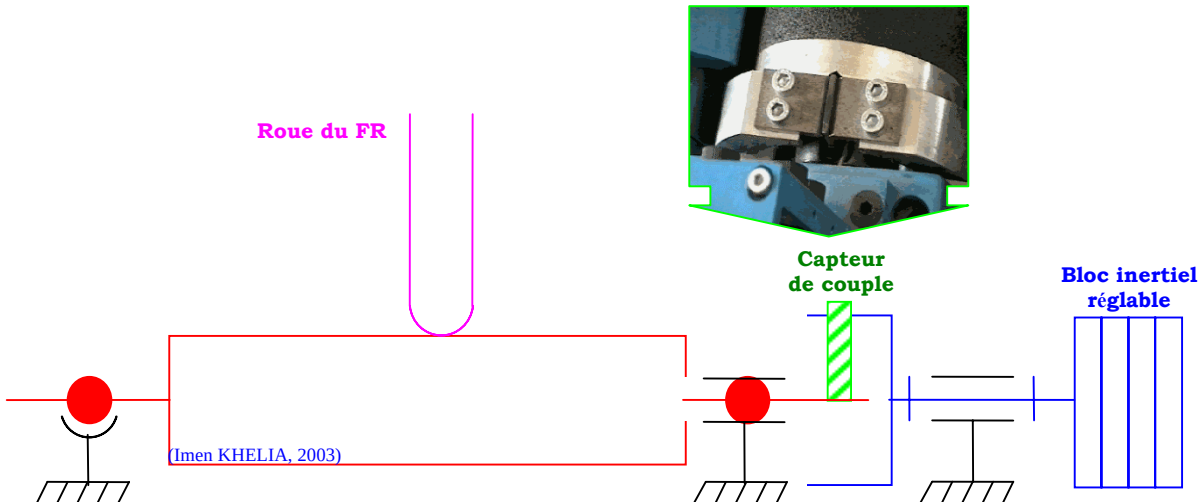


Figure III-10 : Schéma du dispositif de mesure du couple.

Les capteurs de couple qui équipent l'ergomètre à rouleaux présentent de nombreux défauts liés à leur conception. Le paragraphe ci-dessous expose les limites de ce dispositif et décrit les solutions choisies pour résoudre les problèmes rencontrés.

III.B.2.3 MODIFICATIONS APPORTÉES À L'ERGOMÈTRE À ROULEAUX

L'ergomètre à rouleaux, tel qu'il a été fourni à l'Hôpital Villiers-Saint-Denis, n'était pas adapté aux besoins de l'étude prévue pour ma thèse. Les raisons sont nombreuses et sont principalement liées à la conception de cet appareil mais aussi à la structure du logiciel de traitement des données.

Les limites de l'ergomètre ainsi que les différentes modifications qui lui ont été apportées apparaissent ci-après.

III.B.2.3.1 La mise en place du fauteuil

Le système d'attache du fauteuil roulant était constitué de sangles qui engendraient des efforts excessifs et provoquaient des couples de roulement importants. Ce système a été remplacé par deux pièces de fixation en aluminium. Ce support rigide permet aussi de supprimer les défauts liés à l'utilisation des sangles et d'assurer une sécurité accrue pour les patients (Figure III.11).

III.B.2.3.2 Les rouleaux arrière

Les roues motrices du FRM reposaient sur quatre rouleaux dont deux rouleaux arrière (Figure III.11). Ces derniers ne servaient qu'à caler les roues du fauteuil pour reproduire une translation rectiligne. Cette disposition engendrait des couples de résistance au roulement importants. Pour les réduire, FRM a été déplacé de façon que les roues motrices ne reposent que sur les rouleaux avant (Figure III.11).

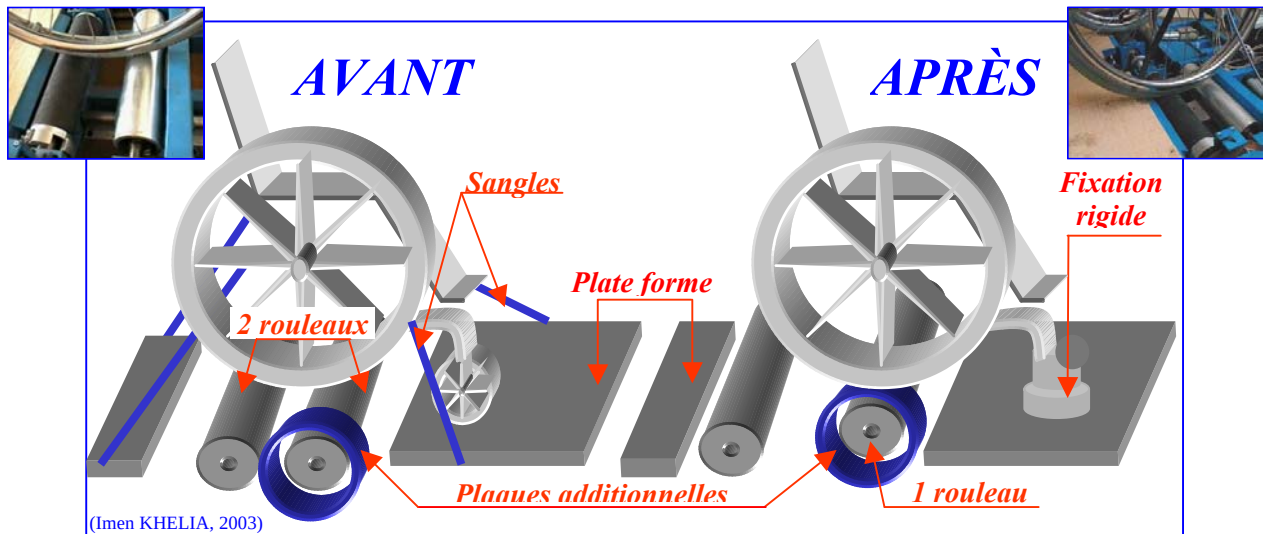


Figure III-11 : Disposition et système d'attache du FRM sur l'ergomètre.

III.B.2.3.3 Les freins électromagnétiques à poudre

La technologie des freins à poudre faisait que ces dispositifs, sans être alimentés électriquement, donnaient naissance à des couples de résistance au roulement comparables à ceux rencontrés au cours de la montée d'une pente d'environ 2% [Soyer, 1993 ; Cordiez et Hussenet, 1999]. Comme il s'agissait ici de reproduire les conditions de propulsion sur un sol horizontal, les freins ont été démontés.

III.B.2.3.4 Les capteurs de couple

Les problèmes liés aux mesures des couples furent au cœur de mes préoccupations. En effet, dus à leur conception et leur emplacement, les capteurs de couple dont disposait l'ergomètre présentaient de nombreux inconvénients :

1) Montés au niveau des rouleaux avant de l'ergomètre (Figure III.5), ces capteurs mesuraient le couple C , mais aussi, le couple de roulement apparaissant au contact pneus rouleaux (Figure III.10).

2) L'étalonnage, fondé sur une loi linéaire, n'était plus valable pour des patients de masse supérieure à 90 kg [Soyer, 1993].

3) Les courbes d'étalonnage établies pour des couples de propulsion et de freinage étaient différentes. Cette caractéristique engendrait des problèmes d'interprétation des résultats.

4) Des valeurs négatives du couple mesuré apparaissaient pendant la phase de retour, c'est-à-dire sans qu'il y ait contact entre la main et le cerceau. Les courbes de couple présentées par Veeger et coll. (1991.d) montrent le même résultat. À mon avis, ces valeurs négatives sont dues au fait qu'au moment où le patient lâche le cerceau, ce ne sont plus les roues qui entraînent les rouleaux mais le contraire.

Pour pallier les défauts des couplemètres décrits ci-dessus, j'ai été amenée à remplacer ces capteurs par d'autres conçus au laboratoire. L'originalité de ces nouveaux capteurs est liée au fait qu'ils sont fixés au moyeu des roues (Figure III.12) et présentent l'avantage de ne mesurer que le

couple C. De ce fait, les effets de l'inertie des rouleaux ainsi que des frottements entre les roues et les rouleaux ne peuvent plus intervenir dans nos mesures.

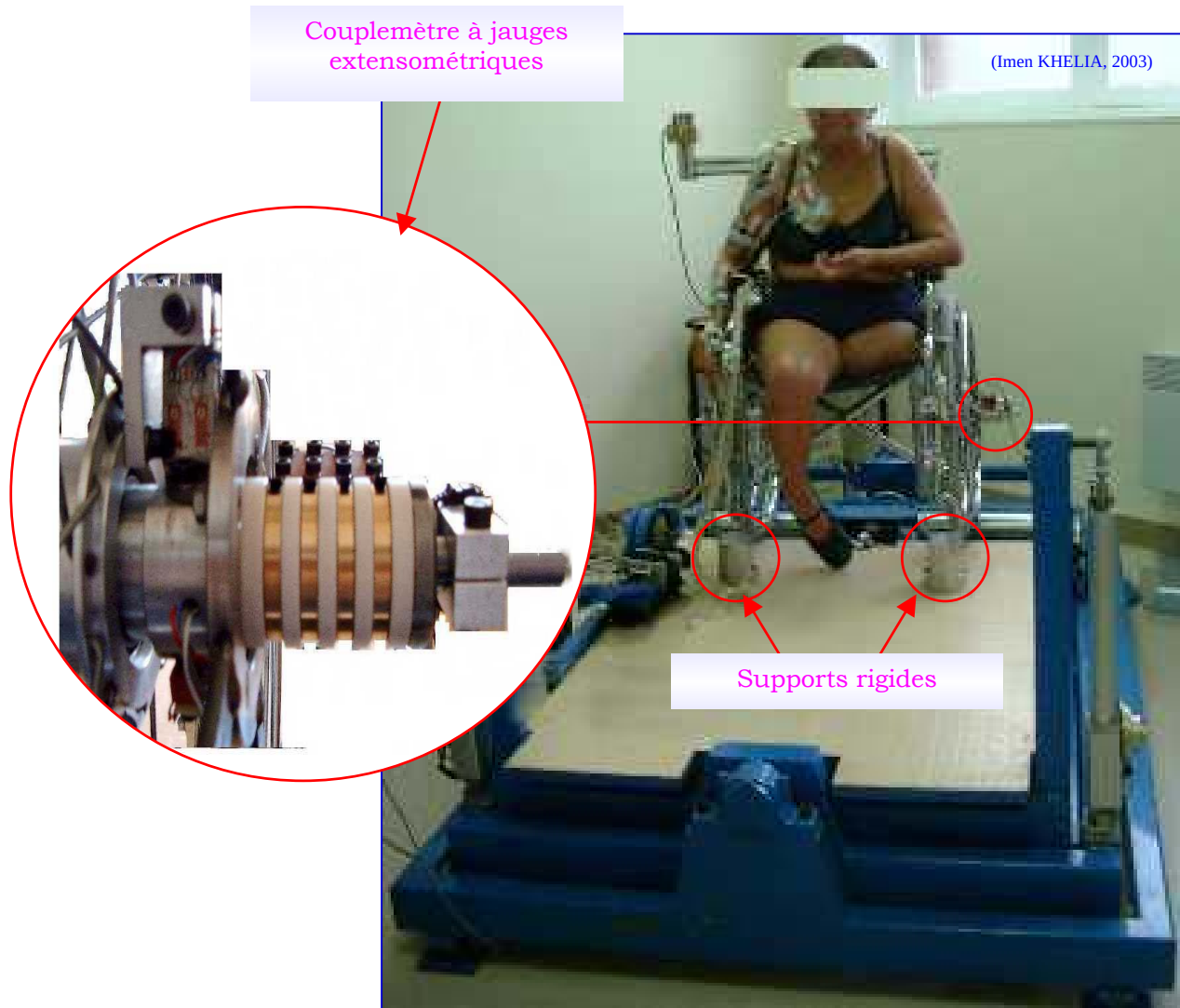


Figure III-12 : Disposition des nouveaux capteurs de couple.

Description des nouveaux capteurs de couple

Chacune des roues est équipée d'un couplemètre à jauges d'extensométrie (Figure III.13). Chaque capteur est composé d'un corps d'épreuve (lame en flexion) sur lequel sont collées quatre jauges formant un pont complet. La lame assure la liaison mécanique entre la main courante et la roue. La liaison électrique de ce pont avec le module d'alimentation et d'amplification du signal de sortie (conditionneur) est effectuée par le canal d'un collecteur tournant. Là encore, un étalonnage permet de convertir la tension mesurée en Newton-mètre.

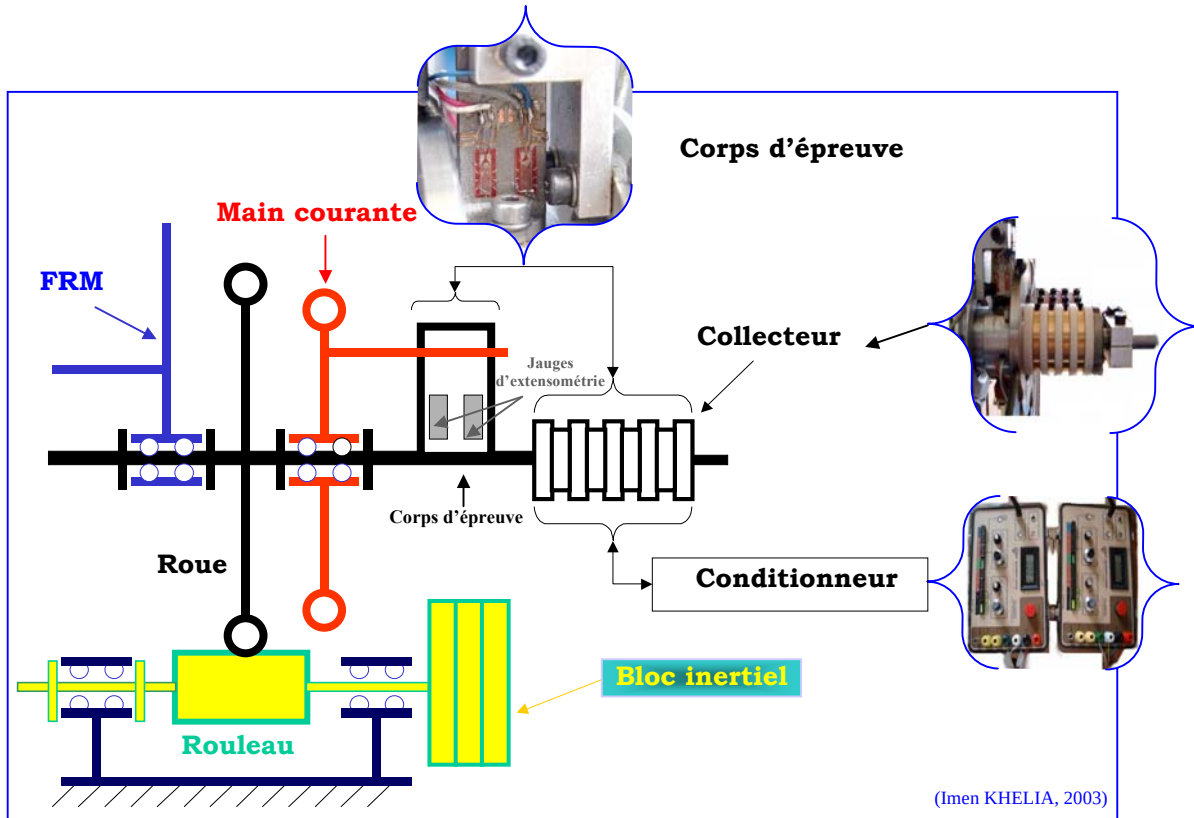


Figure III-13 : Schéma du nouveau dispositif de mesure du couple.

Étalonnage des nouveaux capteurs de couple

Notations :

R_m : Rayon de la main courante = 0,264 m ;

M : Masse de la charge appliquée (Kg) ;

P_{mm} : Poids de la charge appliquée (N).

L'étalonnage se fait de la manière suivante (Figure III.14) :

Après avoir bloqué chaque roue à l'aide de son propre frein, des masses marquées ont été accrochées à l'extrémité d'un rayon de la main courante. Ce rayon doit être disposé parallèlement à la plate-forme horizontale de l'ergomètre.

Pour chacune des charges appliquées, le couple est calculé comme suit :

$$C \text{ (N.m)} = M \text{ (Kg)} * 9.81 * R_m \text{ (m)} = P_{mm} \text{ (N)} * 0,264 \text{ (m)}$$

Remarques :

1) L'étalonnage a été effectué pour des mouvements de propulsion avant et arrière. On compte positivement un couple qui correspond à un mouvement vers l'avant et négativement un couple qui correspond à un mouvement vers l'arrière (Figure III.14).

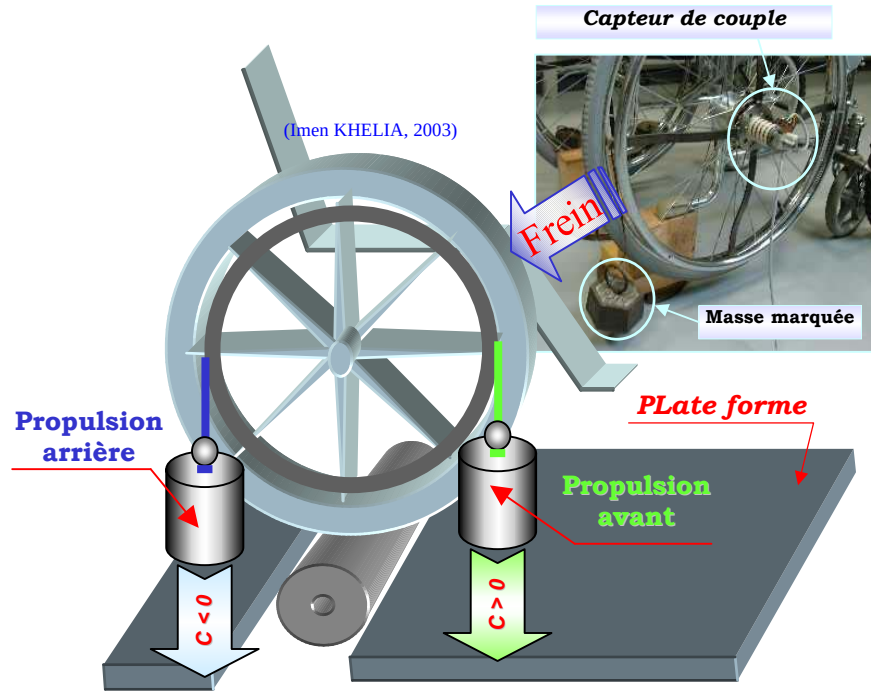


Figure III-14 : Étalonnage du capteur de couple.

2) L'étalonnage a été effectué plusieurs fois à plusieurs jours d'intervalle. Les couples appliqués à droite (C_d) et à gauche (C_g) apparaissent sur l'écran de l'ordinateur relatif au rétrocontrôle visuel (Cf. paragraphe 3.B.2.3.5) conformément au tableau III.3. La (Figure III.15) montre la validité du calibrage effectué.

Masse appliquée (Kg)	Couple appliqué : C (N.m)	Couple lu sur l'écran de l'ordinateur de rétrocontrôle visuel (N.m)			
		Droit : C_d	Corrélation	Gauche : C_g	Corrélation
-5	-12,95	-12,99	Coefficient de corrélation entre C et C_d : 0,9996	-12,96	Coefficient de corrélation entre C et C_g : 0,9999
-4	-10,36	-10,31		-10,65	
-3	-7,77	-7,77		-7,75	
-2	-5,18	-5,17		-5,15	
-1	-2,59	-2,52		2,52	
0	0,00	0,00		0,00	
1	2,59	2,49		2,57	
2	5,18	5,10		5,15	
3	7,77	7,67		7,77	
4	10,36	10,73		10,58	
5	12,95	13,00		13,00	

Tableau III-3 : Étalonnage des capteurs de couple. Chacune des valeurs C_d et C_g est une moyenne des valeurs obtenues pour une même charge lors de plusieurs essais.

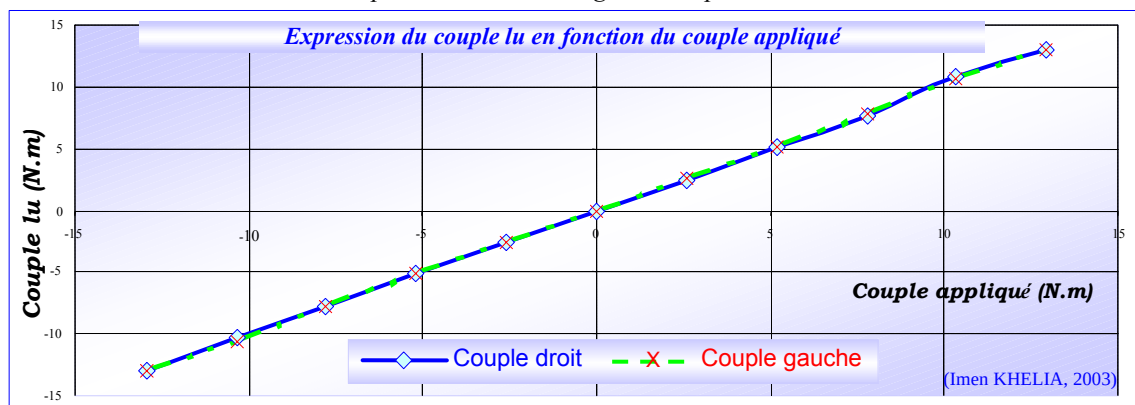


Figure III-15 : Courbe d'étalonnage des capteurs de couple.

III.B.2.3.5 Le rétrocontrôle visuel et la présentation des données

Les limites de l'ergomètre à rouleaux étaient aussi liées à la structure du logiciel de traitement des données fourni avec cet appareil. En effet, les plages de fonctionnement qui étaient autorisées étaient les suivantes [Soyer, 1993] :

- ↳ Masse du FRM comprise entre 10 et 20 Kg ;
- ↳ Masse du patient comprise entre 50 et 90 Kg ;
- ↳ Puissance minimale à fournir par le patient 0,25 W.

De plus, les valeurs du couple, de la vitesse et de la fréquence des poussées affichées sur l'écran de l'ordinateur ne correspondaient pas aux valeurs réelles. Par ailleurs, conçu pour l'entraînement d'athlètes, le dispositif de mesure et d'enregistrement ne se déclenchait qu'à partir d'un certain seuil de puissance et ne fournissait que des valeurs moyennes sur un cycle. Ajoutons à ceci que la fréquence d'échantillonnage de chaque signal variait en raison inverse de la grandeur du signal considéré.

Ces constatations ont fait que j'ai abandonné le logiciel de traitement des données d'origine. Actuellement :

1) Les tensions analogiques fournies par les couplemètres et les tachymètres sont converties en données numériques au moyen d'une carte A/N (PCI - 20428 W - 23) .

2) Un programme informatique « CMC » (Cf. ANNEXE VII) spécialement conçu à l'aide du logiciel Visual Designer[®], enregistre et traite ces données pour présenter en fonction du temps les variations des couples, des vitesses angulaires, des puissances et des travaux (Figure III.16).

3) CMC permet ainsi d'avoir un rétrocontrôle visuel sur l'écran de l'ordinateur_Fk concernant toutes les variables dynamiques précitées (côté gauche et côté droit) aussi bien sous forme de valeurs numériques que de graphiques.

4) Ce programme permet aussi de vérifier l'étalonnage et de régler le zéro électrique des variables avant chaque test de mesure.

On notera que :

1) La fréquence d'acquisition varie en fonction de l'ordinateur utilisé. Elle est de 12 Hz ($\pm$ 0,5 Hz) pour notre première série de mesures (Chapitre IV) et de 96 Hz ($\pm$ 17 Hz) pour toutes les autres séries de mesures (Chapitre V). En outre, la vérification de l'échelle temporelle créée par le programme « CMC » a montré que la fréquence d'acquisition du Visual Designer[®] n'est pas constante au sein d'un seul essai. Les données issues de ce programme ne serviront donc qu'à donner une idée sur l'amplitude et l'évolution des grandeurs dynamiques de la propulsion du FRM.

2) Ce programme est utilisé aussi pour connaître la vitesse habituelle de propulsion du patient et procéder ainsi à la standardisation des essais (Cf. Chapitre IV).

VISUAL DESIGNER®
(standardisation des essais)

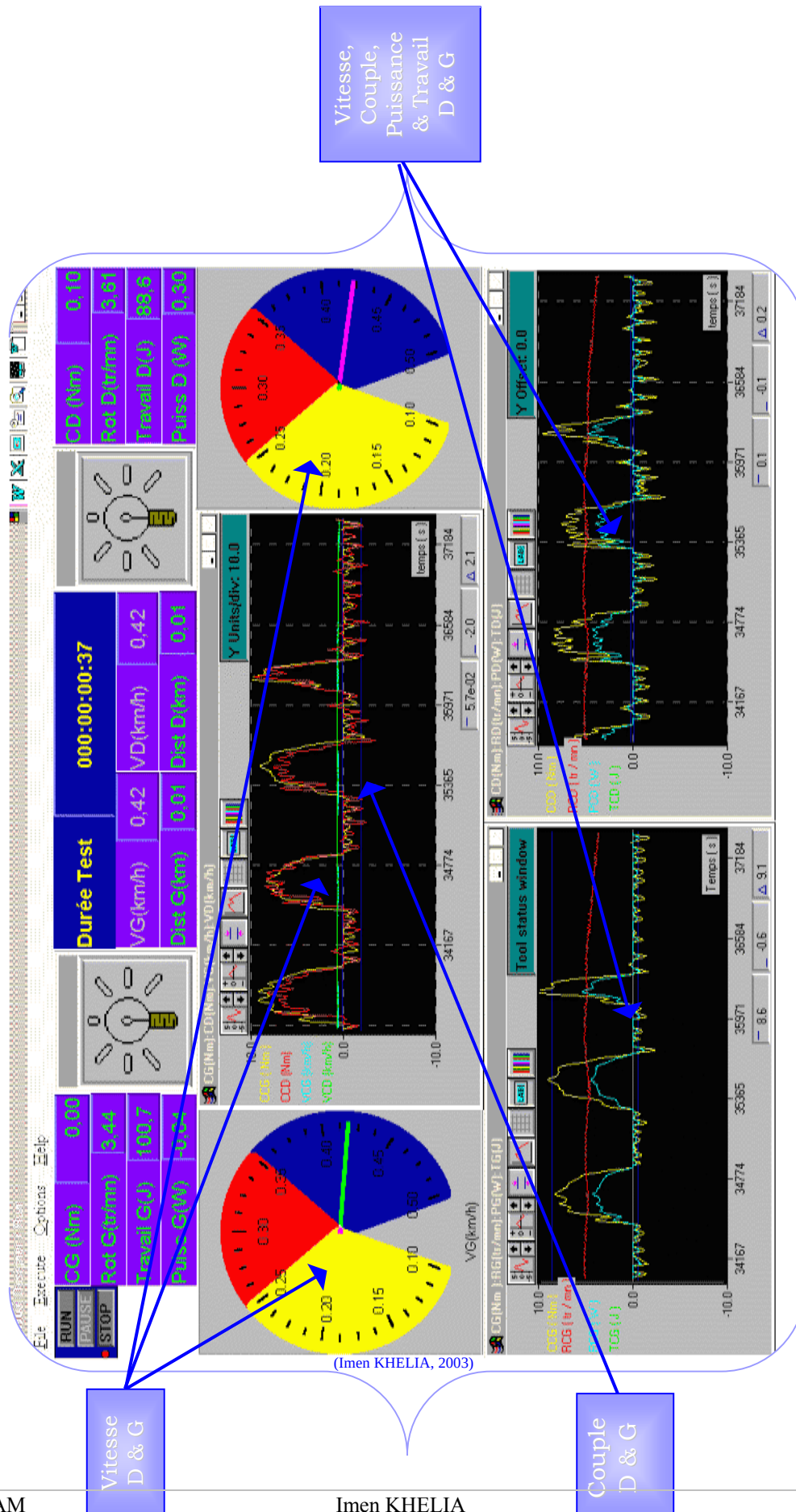


Figure III-16 : Le rétrocontrôle visuel : Visualisation des paramètres dynamiques côtés droit et gauche

III.B.2.3.6 Définition des grandeurs mécaniques étudiées

Les différentes grandeurs mécaniques étudiées sont définies comme suit :

- ↳ Le couple « C » (N.m) : (Cf. paragraphe II.D.2.1) ;
- ↳ La vitesse de translation « V » (Km.h^{-1}) : calculée à partir de la vitesse angulaire de rotation des roues. Sa dérivation par rapport au temps donne l'accélération linéaire instantanée et son intégration par rapport au temps permet de connaître la distance parcourue par le FRM ;
- ↳ La fréquence des cycles de propulsion « f_c » (Hz) : représente le nombre de cycles de propulsion par seconde. Le début et la fin de chaque phase de poussée sont déduits à partir des valeurs du couple (Cf. paragraphe III.C.2) ;
- ↳ La puissance utile « P » (W) : apparaît comme le produit du couple (C) appliqué par la roue à la main courante par la vitesse de rotation angulaire (Ω_R) de la roue (Cf. paragraphe II.D.2.1) ;
- ↳ Le travail « W » (J) : est l'intégration par rapport au temps de la puissance utile pendant un intervalle de temps allant du début jusqu'à la fin de la poussée.

III.B.2.3.7 La connectique électronique - informatique

Afin de permettre la récupération des données fournies par les capteurs cinématiques et dynamiques avec une même fréquence (20 Hz), il a été nécessaire de réaliser une dérivation raccordant les capteurs de couple et de vitesse à l'ordinateur_Fk qui gère les données cinématiques (Figure III.17). Dans cette optique, une carte d'acquisition (PC26AT) prenant en charge 16 voies en simultanée, a été implantée dans ce dernier.

La connexion entre l'ergomètre et l'ordinateur_Fk est réalisée grâce à un câble constitué d'une prise 25 broches de type-D et d'une prise DIN 8 broches (Cf. ANNEXE VIII).

- ↳ Couple Droit : voie 2 ;
- ↳ Couple Gauche : voie 3 ;
- ↳ Vitesse Droite : voie 4 ;
- ↳ Vitesse Gauche : voie 5.

Une deuxième dérivation part de l'ordinateur_Fk et relie l'ergomètre à l'ordinateur_VD chargé de présenter le rétrocontrôle visuel des données dynamiques. Une carte PCI associée au logiciel Visual Designer[®] est aussi implantée dans l'ordinateur_VD. La jonction des capteurs de couple avec le bornier de la carte PCI (Figure III-17) est réalisée via le conditionneur (Figure III-13).

- ↳ Couple Droit : voie 2 ;
- ↳ Couple Gauche : voie 1 ;
- ↳ Vitesse Droite : voie 4 ;
- ↳ Vitesse Gauche : voie 3.

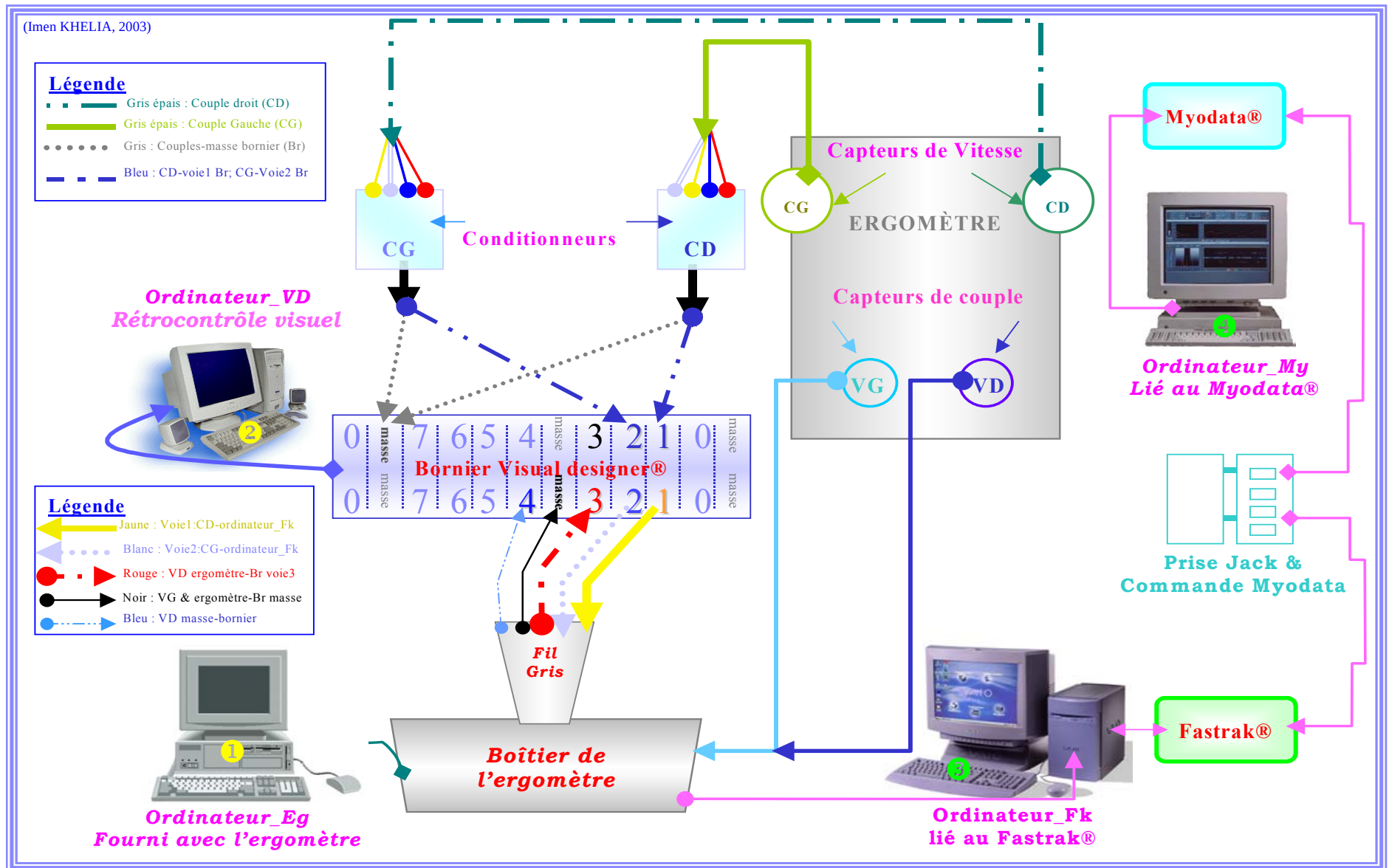


Figure III-17 : Schéma de la chaîne de mesure : la connectique électronique-informatique.

Légende : Ordinateur (1) : met en route les systèmes d'acquisition des vitesses de l'ergomètre ; Ordinateur (2) : permet la visualisation des données dynamiques ; Ordinateur (3) : Permet de lancer l'acquisition synchrone des différents dispositifs de mesure et enregistre les données cinématiques ; Ordinateur (4) : Permet de calibrer les voies du Myodata® et enregistre les données EMG.

III.B.3 L'ÉLECTROMYOGRAPHE : ÉTUDE DE L'ACTIVITÉ ÉLECTRIQUE DUE À LA CONTRACTION MUSCULAIRE

III.B.3.1 DESCRIPTION DE L'ÉLECTROMYOGRAPHE : LE MYODATA®

III.B.3.1.1 Généralités

Cet appareil que le fabricant désigne par « Myodata® » convient tout particulièrement aux spécialistes des techniques de relevé, d'étude et d'analyse de signaux électromyographiques de surface en situation d'exercice. C'est un ensemble modulaire d'investigation en exploration fonctionnelle. Il permet d'analyser, comme tous les appareils de ce type, les phénomènes électriques liés à l'activité musculaire [Ferrand, 1990].

III.B.3.1.2 Description

Le Myodata®, est un système compact, intégré, autonome, portable et informatisé d'enregistrement et d'analyse de un à huit signaux physiologiques (ECG, EMG, etc.) analogiques acquis à une fréquence choisie entre 16 Hz et 2048 Hz [Ferrand et Mazet Electronique, 1996]. Il dispose d'une part de son propre module d'enregistrement et en outre d'une télécommande permettant d'ordonner une modification du traitement interne ou de marquer d'un point de vue temporel le signal enregistré (Figure III-18).



Figure III-18 : Le Myodata®.

L'enregistreur :

Il contient le sous-ensemble le plus important du système car il regroupe les fonctions d'amplification, de filtrage, de multiplexage, de conversion, le microprocesseur de gestion et de calcul, les disquettes mémoires, la réception des commandes externes (manuelles ou par télécommande). Les fonctions précitées sont les plus importantes ; d'autres permettent la gestion du matériel (Figure III-19).

Les performances de ce module (12 bits) autorisent une bonne précision et une grande dynamique de mesure dans une grande gamme de fréquence (jusqu'à 800Hz de bande passante, soit 2048Hz d'échantillonnage) [Ferrand et Mazet Electronique, 1996].

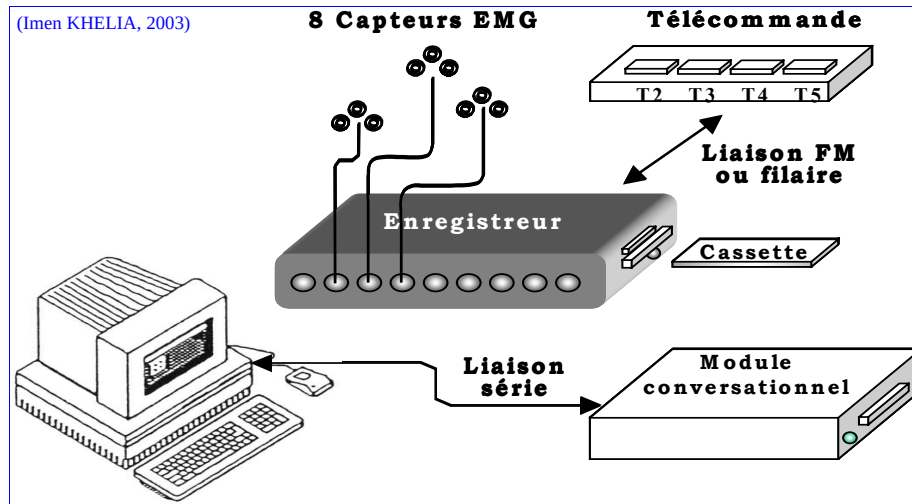


Figure III-19 : Différentes parties du Myodata®

Ainsi, l'enregistreur est un appareil de mesures de précision, fiable, sans déformation ou altération du signal physiologique, puisque celui-ci est conditionné et ensuite directement stocké dans des mémoires numériques.

Les capteurs EMG

Les phénomènes électriques liés à l'activité musculaire sont mis en évidence à l'aide de capteurs EMG. Ces capteurs sont au nombre de trois par voie et donc par muscle (Figure III-18). L'activité électrique d'un muscle étant de faible amplitude, elle nécessite d'être amplifiée. Le Myodata® dispose à cet effet d'un préamplificateur du signal (gain de l'amplificateur : 600) à proximité des capteurs de chaque voie (Figure III-18). Avec un tel système, le signal EMG est bien moins perturbé et parasité que dans le cas d'utilisation des techniques classiques [Netzer, 1981 ; Winter et Webster, 1983 ; Van Heuningen et coll., 1984 ; Lumeau, 1986 ; Scott et Lovely, 1986 ; Ferrand, 1990].

Les électrodes cutanées

Les capteurs EMG sont liés à la peau des patients par le canal d'électrodes cutanées de contact. Ces électrodes sont constituées d'un tampon de mousse (imprégné de gel conducteur : Agcl) fixé à un support adhésif. Chaque électrode comporte un bouton pression permettant la connexion aux capteurs EMG (Figure III-20).



Figure III-20 : Les électrodes autocollantes.

Pour s'adapter aux conditions de mesure, différents types d'électrodes peuvent être choisis. Ce choix se fait en fonction :

- ↳ Du muscle (grosueur, profondeur, environnement) ;
- ↳ Des protocoles de mesures (type d'électrodes, espacement). Une électrode neutre est indispensable pour chaque voie. L'utilisation des huit voies du Myodata® exige donc la pose de huit électrodes neutres et de seize actives, soit un total de vingt-quatre électrodes.

La cassette mémoire

Il en existe de différents types et de différentes capacités. Elles sont au standard PCMCIA avec une capacité de 4 et 10 Mo. Les cartes sont interchangeables. La capacité est spécifiée lors de la configuration. A titre d'exemple, dans le cas de l'utilisation des huit voies, une carte de 4 Mo permet l'enregistrement pendant 2 min 27 s du signal EMG pour une fréquence d'acquisition de 2048 Hz.

III.B.3.1.3 Placement des électrodes

L'étude bibliographique (Cf. chapitre II) a conduit à placer les électrodes sur les muscles suivants (Figure III-21) :

- ✎ Au niveau du membre supérieur : ① Biceps brachii (Bb) ; ② Triceps brachii (Tb) ; ③ Anterior Deltoïdeus (Da) ; ④ Deltoïdeus Medialis (Dm) ; ⑤ Posterior Deltoïdeus (Dp); ⑥ Brachio-Radialis (Br) ; ⑦ Pectoralis Major (Gp) et ⑧ Transversalis Trapezius (Tm).
- ✎ Au niveau du tronc : Pectoralis Major et (Gp) et Trapezius Transversalis (Tm).

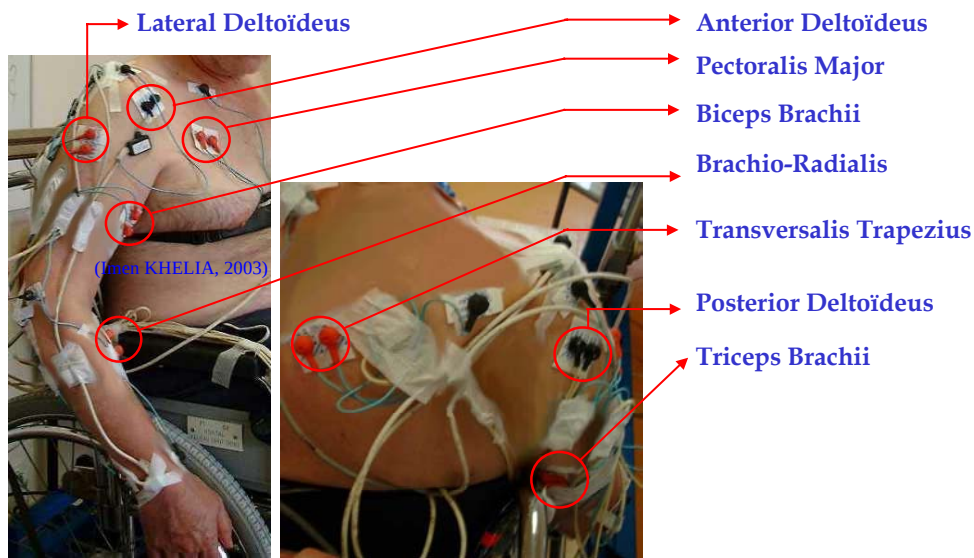


Figure III-21 : Placement des capteurs EMG.

Remarques :

1) Le traitement de la peau et le placement des électrodes sont expliqués dans paragraphe II.D.3.1.2 ; [ISEK, 1996 ; Hermens et coll., 1999].

2) La méthode de normalisation utilisée dans cette étude est présentée dans le paragraphe II.D.3.1.4 [Yang et Winter, 1984 ; Rouard et Clarys, 1995 ; Clarys, 2000]. Le choix de cette méthode est aussi argumenté.

III.B.3.2 MODIFICATIONS APPORTÉES AU MYODATA®

La télécommande

La télécommande filaire (Figure III.22) permet d'interagir avec le système pendant l'enregistrement afin :

- ✎ D'ordonner le départ ou l'arrêt des mesures (bouton : T₁) ;
- ✎ De marquer d'un point de vue temporel des événements particuliers (bouton : T₄).

Elle est composée de 4 boutons (T_1 , T_3 , T_4 , T_5) dont deux (T_1 et T_4) sont doublés par des prises jack. Il est possible de commander tous ces boutons manuellement et d'associer T_1 et T_4 à un pic électronique provenant d'un autre accessoire ou système : pédale, talonnette, système mécanique, ordinateur.

Cordiez et Hussenet (1999) ont construit un interrupteur sur la base d'un composant électronique de type NE555 (Figure III-22). Cet interrupteur a été connecté :

- ↳ À la télécommande par l'intermédiaire des deux prises jack ;
- ↳ À l'ordinateur_Fk par l'intermédiaire du port parallèle (Figure III-17).

(Imen KHELIA, 2003)



Figure III-22 : La télécommande filaire.

III.B.3.3 LIMITES DU MYODATA[®]

Le choix du Myodata[®], comme l'électromyographe à utiliser dans le procédé d'investigation de l'activité musculaire, n'est pas le fait du hasard. Suite à des tests de mesures standardisés d'EMG une comparaison de la qualité du signal enregistré par le Myodata[®] avec celle de son homologue ESAPS[®] [Clarys et coll., 1990] a été réalisée (Stage de recherche au sein du Laboratoire d'Anatomie Appliquée à la Vrije Universiteit. Bruxelles, [Khelia, 1999]). Malgré la faiblesse du signal relevé, les résultats ont montré une grande similitude des tracés EMG. Le Myodata[®] est doté d'une excellente électronique assurant l'utilisateur de la qualité de l'opération qu'il mène. Cet appareil, en plus du fait qu'il est autonome, compact et transportable, offre à son utilisateur de nombreuses options de réglages (ex. choix de la fréquence d'acquisition, du réglage du gain etc.). Ainsi, il permet -plus que les autres électromyographes- un calibrage sérieux des paramètres d'amplification et de conditionnement du signal. La qualité des relevés est ainsi irréprochable.

Cependant, le Myodata[®] présente plusieurs inconvénients. Le handicap majeur de cet appareil est lié aux logiciels qui lui sont associés. Le logiciel MYOCONF « MYO103.exe » -relatif à la configuration de l'acquisition des voies EMG- ne peut fonctionner que sous un environnement Windows 3.01. D'autre part, les données électromyographiques brutes relatives aux signaux EMG sont stockées au format Intel, c'est à dire des octets en « shortint » ou « byte ». Ce format de stockage engendre différents problèmes. Les plus importants sont les suivants :

1) Le traitement et la représentation des données par un autre logiciel (Excel[®] ou Matlab[®]) nécessitent la conversion des données en format texte. Cette conversion ne peut se faire que voie par voie. Ce procédé demande beaucoup de vigilance pour éviter tout risque d'erreurs quant à la nomination de chaque partie du signal importé mais surtout demande beaucoup de temps étant donné qu'il ne peut pas être automatisé à l'aide des logiciels du Myodata[®].

2) Les fichiers de données EMG brut, restitués en format texte, occupent une grande place sur le disque mémoire. À titre d'exemple : un enregistrement d'une minute génère un fichier texte de l'ordre de 2Mo par voie. Ajoutons à cela les problèmes liés au traçage des données à l'aide du logiciel Excel[®] qui, limité en longueur à 65000 lignes, ne permet ni d'afficher ni de tracer plus de 32 secondes de signal brut acquis à la fréquence de 2048 Hz. Pour pallier ce défaut, l'utilisation de Matlab[®] est indispensable.

3) En partant des fichiers EMG brut, le calcul de l'EMG intégré et de la RMS à l'aide du logiciel MYOPRO « Me13f.exe » -spécifique à la visualisation des données EMG- engendre une dérive manifeste

du point de vue temporel. Ce défaut est associé à la programmation interne du logiciel. Il est donc indispensable de calculer les grandeurs citées ci-dessus par un autre logiciel qui sera précisé plus loin.

Enfin, le Myodata® et les logiciels qui lui sont associés sont loin d'être simples d'utilisation. La documentation fournie n'est pas complète. On reproche surtout au constructeur le fait que les logiciels ne sont pas mis à jour.

III.B.4 LE CARDIOFRÉQUENCEMÈTRE

Le cardiofréquencemètre (CFM : POLAR® Pulse) se compose d'une ceinture thoracique dans laquelle sont noyées deux électrodes précordiales et un émetteur radio envoyant le signal à un récepteur inclus dans un chronomètre-bracelet [Bergeron, 1999]. À intervalles réguliers, il compte les battements cardiaques (Figure III-23).



Figure III-23 : Le cardiofréquencemètre

Le récepteur peut être programmé pour émettre un signal sonore lorsque la fréquence cardiaque (HR) est en dehors d'une zone « cible » qui dépend de la condition physique de chaque individu. Cet appareil est utile pour s'assurer que le patient travaille dans les bons régimes cardiaques, c'est-à-dire ni en sous-régime, ni en sur-régime.

Chez les personnes ne souffrant pas de problèmes cardiaques, la limite supérieure de la zone cible est déterminée au cours d'un exercice physique d'intensité maximale. Fonction de la fatigabilité et de la fragilité des patients, cette limite ne peut être estimée que par rapport à l'âge à l'aide de la formule d'Astrand [Astrand et Rodhal, 1977] :

↳ Pour les hommes : $HR_{max.} (bpm) = (220 - \text{âge}) \pm 10$;

↳ Pour les femmes : $HR_{max.} (bpm) = (226 - \text{âge}) \pm 10$.

La limite inférieure, quant à elle, correspond à HR au repos.

Ces valeurs sont à prendre avec précaution sachant qu'il faut tenir compte de l'intervalle de confiance ($\pm 15 \text{ bpm} \cdot \text{min}^{-1}$) et des variations individuelles [Vogelaere et coll., 1981].

La principale limite du CFM utilisé ici est qu'il ne permet pas l'enregistrement et le traitement ultérieur du signal cardiaque. Le choix de cet appareil est justifié par la simplicité de son utilisation mais surtout par le fait qu'il n'était pas possible de synchroniser un cardiofréquencemètre avec les autres appareils du laboratoire. Ajoutons à cela que l'objectif principal de l'utilisation de cet appareil est de surveiller les battements cardiaques des patients lors des essais [Monod et Flandrois, 1996].

III.C SYNCHRONISATION DES DIFFÉRENTS APPAREILS DE MESURES ET TRAITEMENT DES DONNÉES

III.C.1 L'ACQUISITION DES DONNÉES

L'acquisition au cours du temps de toutes les grandeurs précitées est commandée par le logiciel « Acquire.txt ». Ce logiciel que *Cordiez et Husenet (1999)* ont créé sur la base du cahier des charges que j'avais prévu, assure la synchronisation du début de l'acquisition des appareils de mesures et leur mémorisation en format texte sous le nom : « Mes_numéro attribué au patient_numéro du test_numéro de l'essai ». La visualisation et la vérification des données cinématiques et dynamiques sous forme graphique lors des essais s'effectuent à l'aide d'EXCEL[®]. Ce traitement se fait grâce à une macro « Macroperso ».

On notera que les données dynamiques brutes (Vitesses et couples droit et gauche) sont aussi enregistrées par l'ordinateur_Fk lié au goniomètre Fastrak[®], sur le même fichier « Mes.txt » qui comprend les données cinématiques. Le raccordement des différents instruments de mesures est expliqué dans le paragraphe III.B.2.3.7 (Cf. ANNEXE VIII). De ce fait, la synchronisation de l'acquisition des grandeurs cinématiques et dynamiques est automatique.

Le traitement ultérieur des données cinématiques, dynamiques et EMG se fait à l'aide de plusieurs programmes réalisés à l'aide du logiciel MATLAB[®] (Cf. paragraphe III.C.2).

III.C.2 LE TRAITEMENT DES DONNÉES

A- Le premier programme « cyc.m » permet de déterminer le début et la fin de chaque cycle ainsi que ses différentes phases.

Détermination des différentes phases d'un cycle de propulsion en FRM

Outre les auteurs qui utilisent des appareils spécifiques pour la détermination du début et de la fin de chaque phase d'un cycle de la propulsion en FRM [*Mulroy et coll., 1996 ; Wang et coll., 1996 ; Sabick et coll., 2001*], la majorité font appel à une analyse cinématique de la technique de propulsion [*Sanderson et Sommer, 1985*] et particulièrement à l'analyse des déplacements angulaires, de la vitesse et de l'accélération des segments des membres supérieurs et du tronc [*Vanlandewijck et coll., 1994 ; Wang et coll., 1996 ; Goosey et coll., 1997 ; Vanlandewijck et coll., 1997 ; Boninger et coll., 1998 ; Shimada et coll., 1998 ; Chow et coll., 2000 ; Goosey et coll., 2000*]. Ce procédé de description des différentes phases d'un cycle est très fiable et facile à automatiser à partir d'une analyse vidéo du déplacement de capteurs passifs (marqueurs réfléchissants) placés sur des repères anatomiques. Il n'en est pas de même dans le cas de l'utilisation de capteurs actifs tels que ceux d'un goniomètre électromagnétique. Limitée par le nombre de capteurs et ne disposant pas de rétrocontrôle visuel cinématique (film), l'utilisation du Fastrak[®] seul rend difficile voire impossible l'automatisation (programmation) de la recherche du début et de la fin de chaque phase de propulsion. En effet, via une analyse vidéo, la connaissance de ces instants bien précis d'un cycle de propulsion peut se faire à partir des coordonnées du poignet (ou du coude) du plan vertical (Y,Z). (Figure III.24).

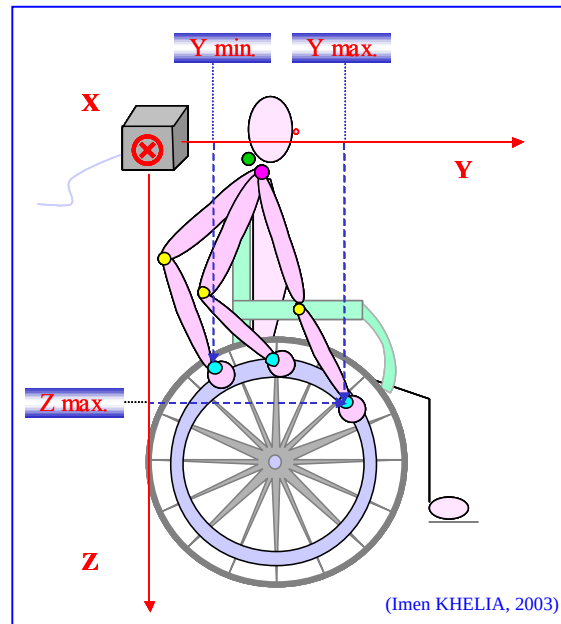


Figure III-24 : Position du poignet au début et à la fin de chaque cycle de propulsion du FRM.

La détermination de ces dates est réalisée de la manière suivante (Figure III-24) :

- ↳ Au début de chaque cycle de propulsion la valeur « Y poignet » est à son minimum ;
- ↳ La fin de la phase de poussée est marquée par des valeurs « Y et Z poignet » maximales.

Toutefois, cela n'est pas toujours vrai. Le poignet peut continuer à progresser vers l'avant tout en quittant le cerceau du FRM. Il aura donc déjà amorcé sa phase de retour lorsqu'il est à sa position « Y et Z poignet » maximales. Il en est de même pour le début du cycle de propulsion. Le patient peut placer sa main sur le cerceau sans pour autant commencer à exercer une force propulsive.

Ces remarques m'ont menée à chercher une méthode plus simple. J'ai choisi de déterminer les instants de début et de fin de chaque phase de la propulsion en FRM à partir des valeurs du couple [Cooper et coll., 1997.a ; Newsam et coll., 1999 ; Veeger et coll., 2002]. Le réglage du zéro électrique des couples étant fait avant le commencement de chaque essai, on admet que le passage par zéro ou le changement de signe de la valeur du couple implique le début d'une nouvelle phase du cycle de propulsion [Veeger et coll., 2002], à savoir (Figure III-25) :

- ↳ À chaque fois que la main du patient lâche le cerceau, la courbe du couple passe par zéro. Ce moment bien précis marque soit le début soit la fin d'une phase de poussée ;
- ↳ Les phases de poussée sont les périodes pendant lesquelles la valeur du couple est significativement supérieure à celle engendrée par les signaux parasites enregistrés [Veeger et coll., 2002];
- ↳ Une phase de retour est comprise entre une fin de phase de poussée et le début du cycle qui lui succède (Figure III-25).

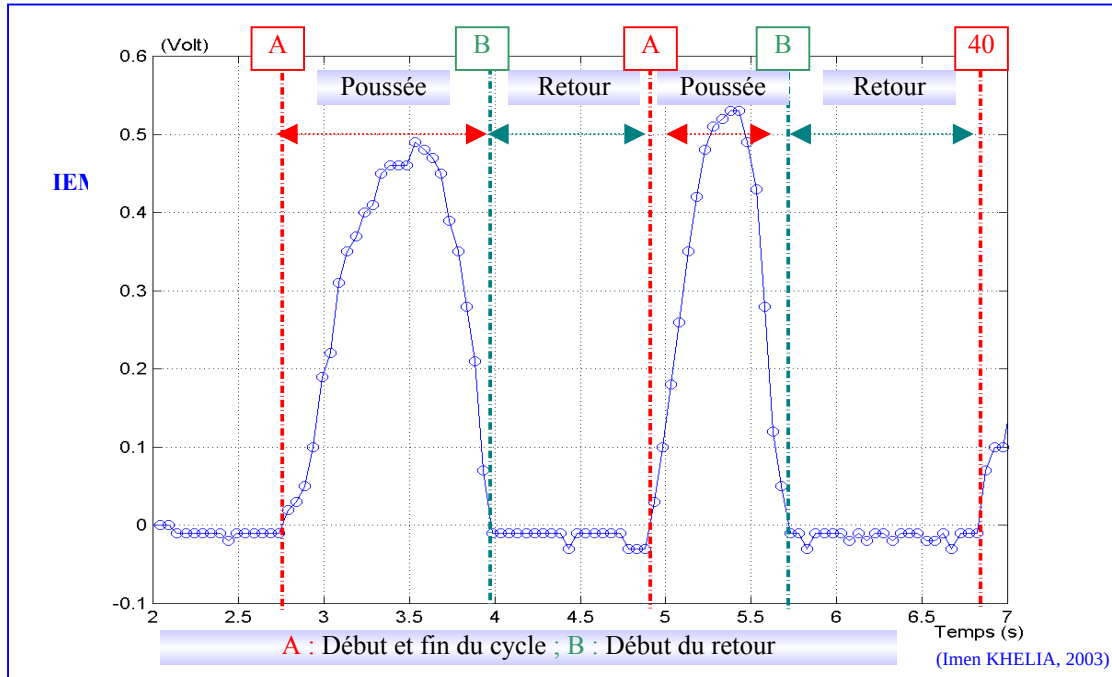


Figure III-25 : Détermination des différentes phases d'un cycle de propulsion en FRM.

Même en adoptant la méthode décrite ci dessus, les problèmes liés à l'étude temporelle de la propulsion d'un FRM ne sont pas résolus pour autant. La difficulté majeure provient principalement des obstacles rencontrés pour améliorer la qualité des données dont on dispose. À savoir :

1) En dépit du soin pris pour nettoyer les pistes du collecteur avant chaque test de mesure, le couplemètre construit au laboratoire recueille des données souvent parasitées. Ceci est probablement dû au fait que le collecteur rotatif du couplemètre est sensible aux poussières qui se posent sur les pistes. Les vibrations du FRM peuvent aussi être mises en causes [VanSickle et coll., 2001]. Il faut donc avant tout calcul préalable traiter les courbes de couple. Le souci majeur est de déterminer jusqu'à quel degré on peut lisser un signal. Un lissage excessif risque de faire perdre des informations importantes alors qu'un lissage très faible ne résoud pas le problème du signal parasité [Dohrmann et coll., 1988 ; Woltring, 1990 ; De Lange et coll., 1990.a ; Woltring, 1995 ; Cappello et coll., 1996]. Pour pallier ce problème, une commande interne au programme « cyc.m » permet à l'utilisateur de comparer et de choisir entre les courbes du couple traité avec différents degrés de filtrage. Le type de filtre utilisé est une convolution. Son avantage est qu'elle permet d'aboutir à un signal lissé, débarrassé des influences parasites. Elle prend en compte, dans le traitement du signal, la moyenne d'un nombre de points choisis antérieurs et postérieurs au point considéré. Les degrés de convolution utilisés dans le traitement de toutes les grandeurs biomécaniques étudiées est de l'ordre de 1 à 2 selon les essais. Une seconde fonction permet ensuite de retirer les valeurs extrêmes créées par la convolution et par ailleurs, éliminer le déphasage temporel créé par la convulsion entre le signal brut et le signal traité

2) Le passage de la courbe du couple par zéro ne signifie pas systématiquement le début ou la fin d'un cycle de poussée. Ceci dépend de la technique de propulsion de chaque patient (Chapitre IV) ou du prototype du fauteuil roulant utilisé (Cf. chapitre V). La figure III.26 illustre trois exemples de séries de mesures de couple lesquelles montrent clairement le problème exposé ici.. Pour pallier ce problème, une série de commandes intégrées dans « cyc.m » et dont la programmation est basée sur un raisonnement mathématique, permet de sélectionner avec précision les instants correspondant au début et à la fin de chaque cycle.

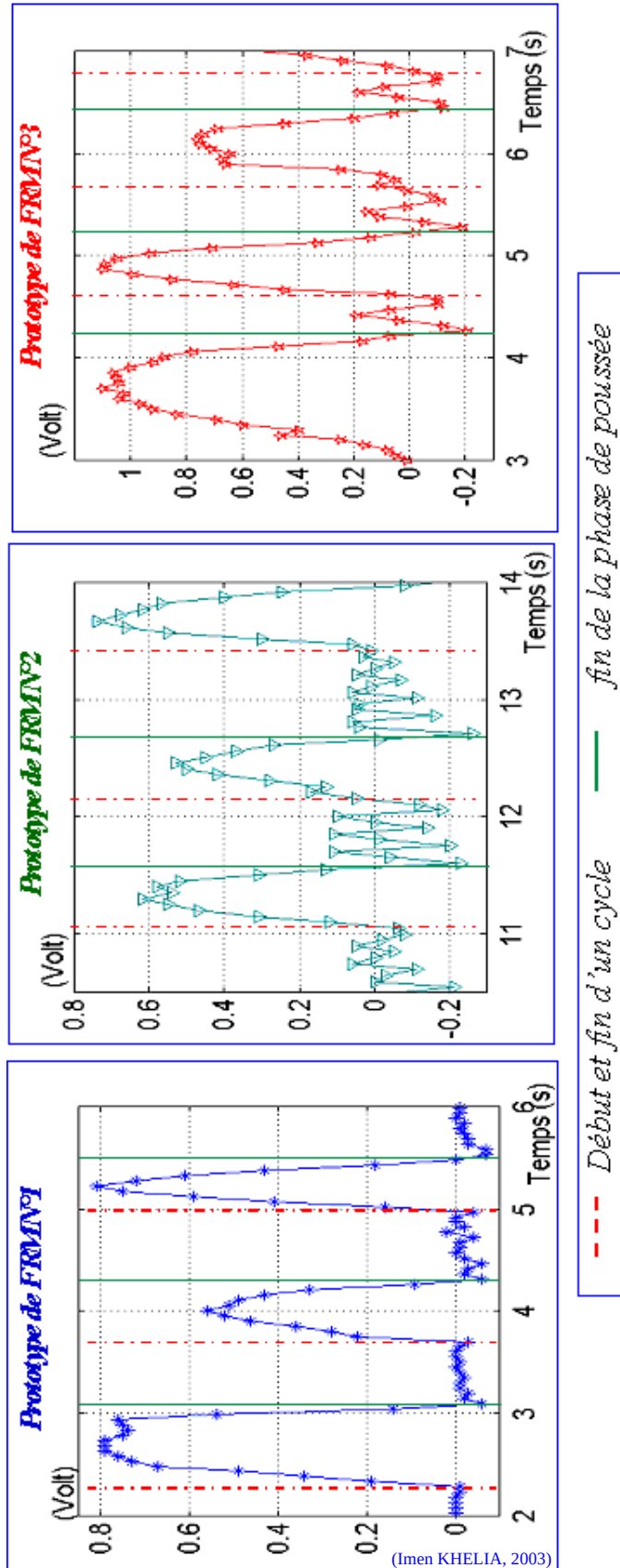


Figure III-26 : Exemples de différents profils de courbes de couples enregistrés chez le même sujet utilisant différents types de FRM.

B- Le deuxième programme « emg.m » permet de traiter les données EMGi et de les superposer aux données mécaniques (couple et vitesse). Cette superposition permet entre autres d'étudier l'activité myo-électrique selon les différentes phases d'un cycle et de déterminer le plan de la coopération et de la synchronisation intermusculaire et inter-segmentaire. Là réside tout l'intérêt de synchroniser le début de l'acquisition des appareils de mesure.

C- Le troisième programme « cinemat.m » permet de superposer les données cinématiques aux données dynamiques et donc d'étudier la trajectoire du membre supérieur et du tronc au cours de chaque phase d'un cycle de propulsion en FRM. C'est ainsi qu'on caractérise la technique de propulsion de chaque patient. Ce programme permet aussi de calculer les variations angulaires des différents segments étudiés.

D- Le programme « anim.m » permet de tracer le kinogramme cinématique (déplacement du membre supérieur et du tronc) d'un essai en fonction du temps. Ce kinogramme se présente sous la forme d'une animation vidéo 3D. À partir d'un fichier cinématique type « Mes.txt », « anim.m » permet à l'expérimentateur de sélectionner aussi bien les cycles de propulsion que le nombre de poussées à reproduire en animation 3D (Figure III-27).

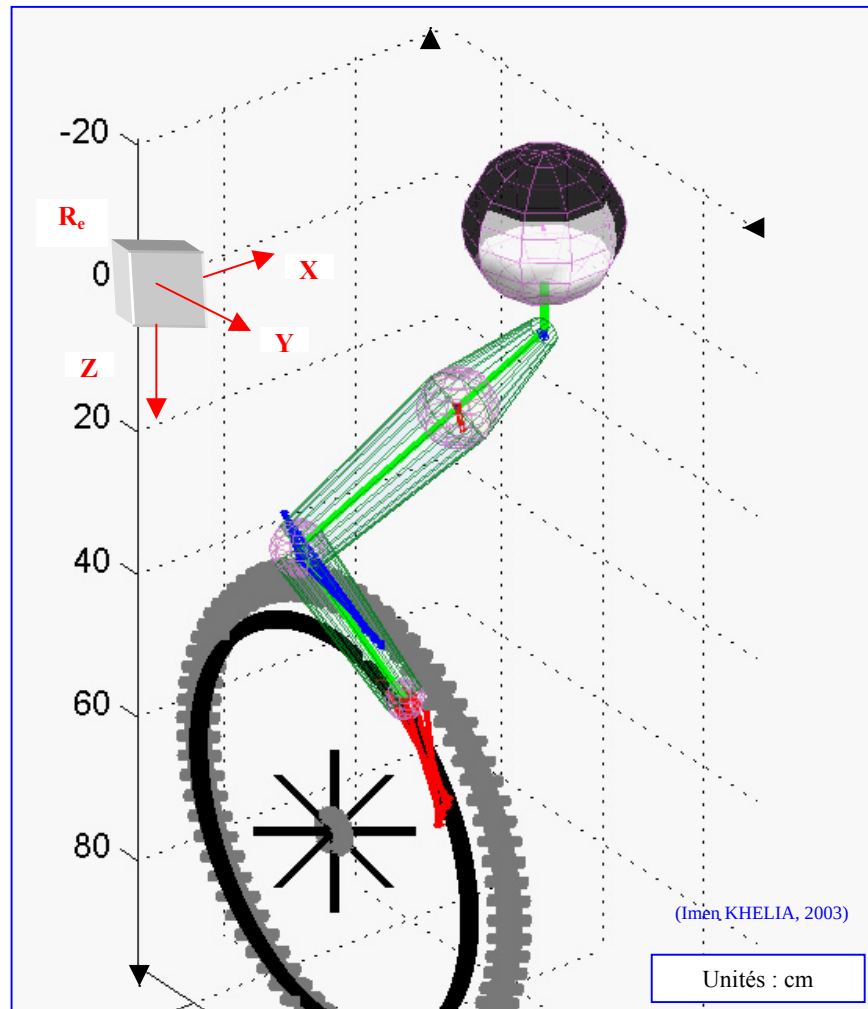


Figure III-27 : Kinogramme 3D de la propulsion d'un FRM.

III.C.3 VÉRIFICATION DE LA SYNCHRONISATION DES DIFFÉRENTS APPAREILS DE MESURE

Je me suis attachée à évaluer la précision avec laquelle le programme « Acquire » synchronise le début de l'acquisition des différents paramètres mesurés. À cette fin, le signal provenant du capteur de couple gauche de l'ergomètre (Cf. paragraphe III.B.2.3.4) a été envoyé à l'entrée de la première voie du Myodata®. Plusieurs séries de deux à cinq cycles de poussées ont été effectuées. Les couples enregistrés par l'ordinateur_Fk® (données_Fk) lié au Fastrak® et par l'ordinateur_My (données_My) lié au Myodata® ont été comparés (Figure III-28). La vérification concerne l'apparition de valeurs maximales des couples enregistrés.

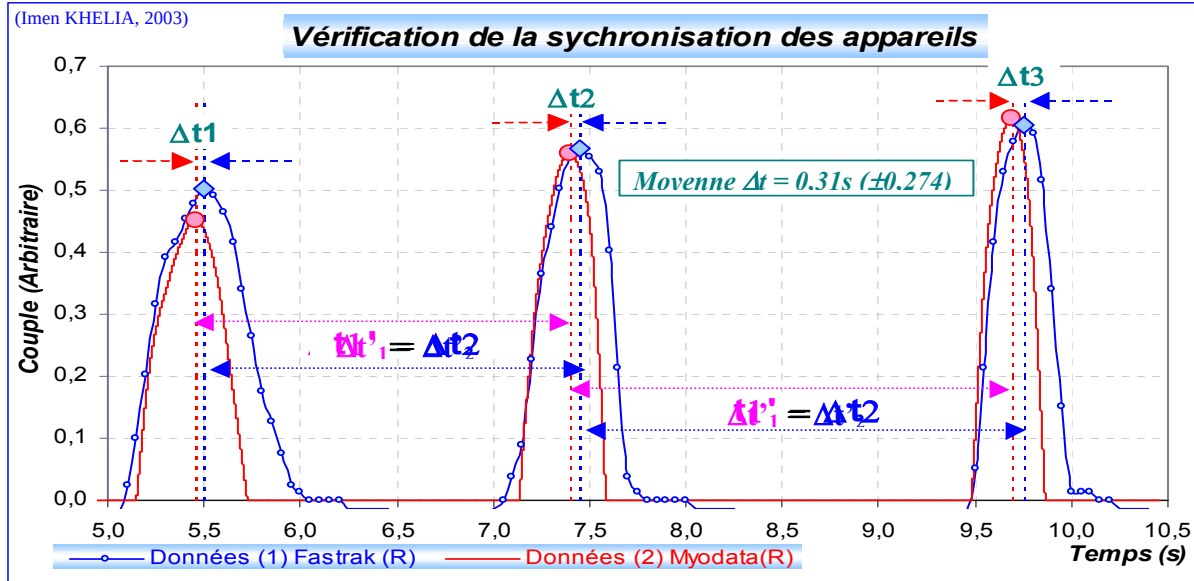


Figure III-28 : Vérification de la synchronisation des appareils de mesure.

La première vérification a porté sur la fréquence d'acquisition des appareils. La comparaison de l'écart temporel ($\Delta t'$) entre deux pics successifs (Figure III-28), calculée alternativement à partir des données_Fk ($\Delta t'_1$) ensuite à partir des données_My ($\Delta t'_2$), a montré qu'il n'existait pas de dérive temporelle entre les données des deux systèmes. La fréquence d'acquisition du Fastrak® (20 Hz) et du Myodata® (2048 Hz) sont donc fiables.

La deuxième vérification a porté sur la précision de la synchronisation du début de l'acquisition des mesures des appareils. J'ai donc calculé l'écart temporel (Δt) entre deux pics successifs correspondant au même signal enregistré (couple) par les ordinateurs Fk et My. La comparaison des grandeurs précitées calculées à partir des données_Fk et des données_My a, quant à elle, montré que la synchronisation du début de l'enregistrement des mesures du goniomètre et de l'électromyographe n'était pas parfaite (Figure III.28). En effet, l'acquisition des données_Fk par le Fastrak® se fait avec un retard $\Delta t = 0,31$ s par rapport aux données_My ce qui représente approximativement 1/3 de la durée moyenne d'un cycle de propulsion chez les personnes âgées. Ce décalage qui apparaît variable et aléatoire (Min = 0 s ; Max = 0.63 s), sera évalué pour chaque essai et tenu en compte lors de l'analyse des données.

Pour pallier ce problème, un nouveau mode de synchronisation a été récemment mis au point (Cf. ANNEXE IX). Ce travail a été effectué dans le cadre d'un Projet de Dominante d'informatique à l'ENSAM, centre de Châlons en Champagne [Marinier et Calmels, 2002].

III.D ÉTUDE DE LA COHABITATION ENTRE LES APPAREILS

Pour satisfaire au cahier des charges, il fallait vérifier que les données fournies par le Fastrak[®] et par le Myodata[®] étaient insensibles aux masses métalliques environnantes et que le Fastrak[®] ne perturbait pas le Myodata[®].

À cette fin, *Cordiez et Hussenet (1999)* ont effectué des mesures en isolant deux à deux les différents appareils relatifs aux relevés cinématiques, dynamiques et électromyographiques. Pour vérifier la répétabilité des résultats de la cohabitation entre les différents appareils, de nombreux essais ont été effectués aussi bien en dehors que dans les conditions et l'environnement des expérimentations prévues avec des patients. Les résultats ont été les suivants :

III.D.1 COHABITATION ENTRE LE FASTRAK[®] ET LE MYODATA[®]

L'objectif des premières expérimentations était de vérifier l'influence de l'électromyographe sur les mesures cinématiques. Dans cette optique, le Myodata[®] et le Fastrak[®] ont été placés en dehors de l'environnement de l'ergomètre.

Il est à remarquer que les receveurs du goniomètre électromagnétique sont logiquement positionnés sur le même bras que les électrodes actives de l'électromyographe. Néanmoins, il n'apparaît pas de perturbations dans les mesures du Fastrak[®].

III.D.2 COHABITATION ENTRE LE FASTRAK[®] ET L'ERGOMÈTRE À ROULEAUX

Les essais visant à vérifier la précision et la répétabilité du Fastrak[®] effectués par *Bourguignon et Massieux (1997)* ont été refaits dans l'environnement des expériences prévues avec les patients sans que des perturbations soient mises en évidence [*Cordiez et Hussenet, 1999*]. Les résultats obtenus ont montré que le Fastrak[®] donne des résultats fiables, même en présence de l'ergomètre. La précision des mesures, de l'ordre du 1/10^{ème} de millimètre, est tout à fait suffisante aux besoins des investigations prévues.

III.D.3 COHABITATION ENTRE LE MYODATA[®] ET LE FASTRAK[®]

Le Myodata[®], comme tous les appareils destinés au recueil des données électromyographiques, est très sensible à l'environnement extérieur [*Ferrand, 1990*]. L'utilisation concomitante d'un appareil électromagnétique peut perturber le signal EMG recueilli. Il est donc indispensable de vérifier l'influence des dispositifs utilisés ici sur le signal myo-électrique. Cette expertise est plus délicate que celles faites précédemment puisque lors d'un recueil de signaux EMG tout se joue au niveau de la surface de la peau. L'impédance source de la peau, la mise en place des électrodes, le déplacement de la peau par rapport aux repères anatomiques sont autant de sources d'imprécisions [*Ferrand, 1990*].

Des essais ont été effectués pour évaluer l'influence du goniomètre (Fk[®]) sur le Myodata[®]. Ils ont consisté à développer des contractions musculaires maximales précédées et suivies par un repos complet du membre supérieur étudié. Les huit voies du Myodata[®] ont été utilisées selon le protocole prévu pour les patients. L'évaluation de l'influence de ce dispositif sur le signal EMG est fondée sur :

- ↳ La comparaison des résultats relatifs au taux de bruit de fond relevé par l'électromyographe lors de la « vérification de la pose des capteurs » EMG (« calibration » par production de la force musculaire maximale) ;

- ↳ La variation du zéro électrique relatif au signal myo-électrique enregistré au repos (avant et après la contraction maximale).

Les mêmes essais ont été effectués :

- ↳ Lors d'un enregistrement synchrone des appareils ;
- ↳ Goniomètre connecté au secteur et enclenché après le commencement de l'enregistrement de l'électromyographe.

Les conclusions sont les suivantes :

1) Dans les deux cas précédemment décrits, le pourcentage de bruit était très faible. Compris entre 1 et 7%, il variait très peu ;

2) À la calibration des muscles, aucune déviation par rapport à la ligne iso-électrique n'a été observée ;

3) Seule la mise en route et l'arrêt du boîtier du Fk[®], c'est-à-dire au moment du clignotement du voyant du Fk[®], engendrait un artéfact prononcé. Ceci ne perturbait pas le signal recueilli lors des essais avec patients puisque le boîtier du Fastrak[®] était allumé et éteint respectivement avant le début et après la fin de chaque acquisition.

Remarque : Il ne faut pas allumer l'éclairage fluorescent pendant l'acquisition, cela donne naissance à des artéfacts. Il est aussi préférable de ne pas utiliser d'éclairage fluorescent qui risque de perturber la totalité du signal EMG et d'augmenter le bruit de fond.

La vérification du bruit de fond et du zéro électrique du signal EMG musculaire ne m'a pas paru suffisante pour être certaine de la bonne cohabitation entre les appareils. La complexité du signal EMG est telle qu'on ne peut pas se permettre de tirer des conclusions concernant l'influence du goniomètre sur l'amplitude du signal. Pour plus de précision sur la bonne cohabitation des appareils, il faut étudier l'influence du goniomètre sur un signal d'amplitude constante proche de celle engendrée par les muscles.

À cette fin, des résistances de 200 Ω ont été appliquées aux électrodes des huit voies au moyen de trois fiches banane par voie (Figure III-29). On notera que ces fiches sont reliées entre elles au moyen de fils conducteurs recouverts par l'équivalent d'une cage de Faraday. Ces fils, dénudés, pourraient jouer le rôle d'antennes recevant tous les bruits extérieurs.

Remarque : pour tous les essais, la « pose capteur » -qui permet entre autres d'évaluer la qualité du signal restitué, de calibrer et d'ajuster les circuits de gain internes et les paramètres de pré-traitement interne- a été réglée manuellement de manière à avoir des résultats aussi reproductibles que possible du point de vue de leur amplitude.

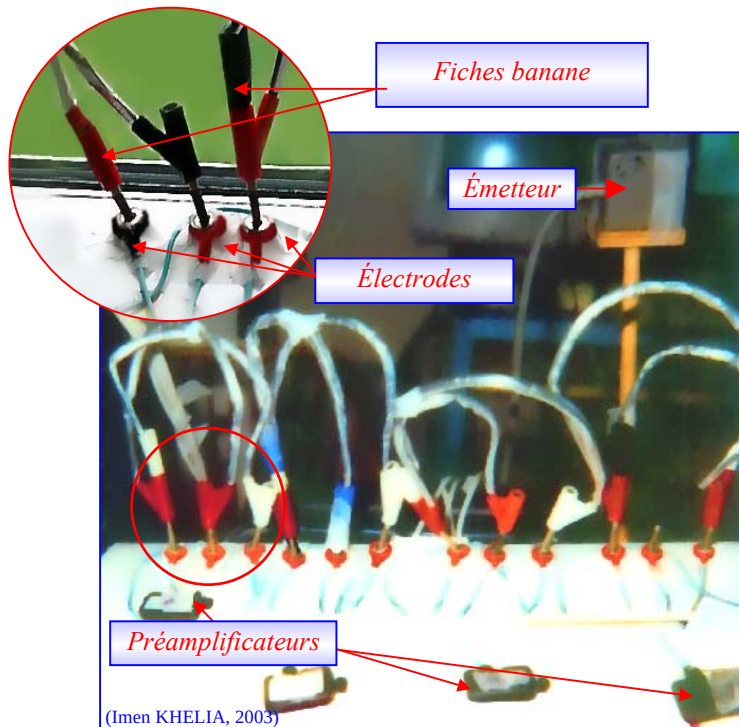


Figure III-29 : Essais avec les résistances.

L'analyse du signal brut recueilli a montré que (Figure III.31) :

- ↳ L'enclenchement du boîtier du goniomètre ne changeait pas l'amplitude du signal EMG, par contre le débranchement du goniomètre entraînait une nette augmentation de son amplitude et un changement de sa forme (Figure III-31 : M_2). Après plusieurs vérifications, je me suis aperçue que ce changement d'amplitude était dû à la mise sous tension du bloc d'alimentation (BA) du goniomètre. Le placement du bloc d'alimentation dans une cage de Faraday (Figure III-30) a permis de pallier ce défaut (Figure III-31 : M_4 et M_5).

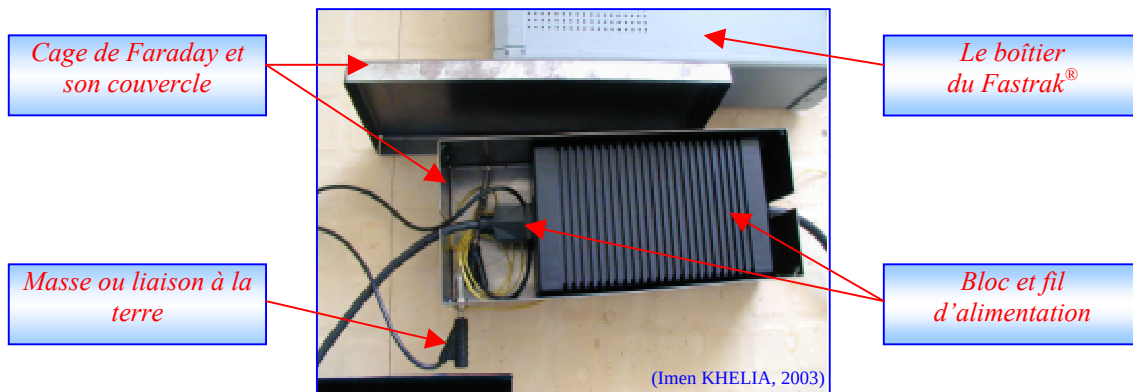


Figure III-30 : Cage de Faraday ouverte et bloc d'alimentation du Fastrak® sous tension.

- ↳ La situation de l'émetteur du goniomètre à proximité des électrodes EMG (M_6) entraînait elle aussi la perturbation du signal. Une distance minimale de l'ordre de 15 cm est indispensable pour supprimer ce problème (Figure III-31 : M_7).

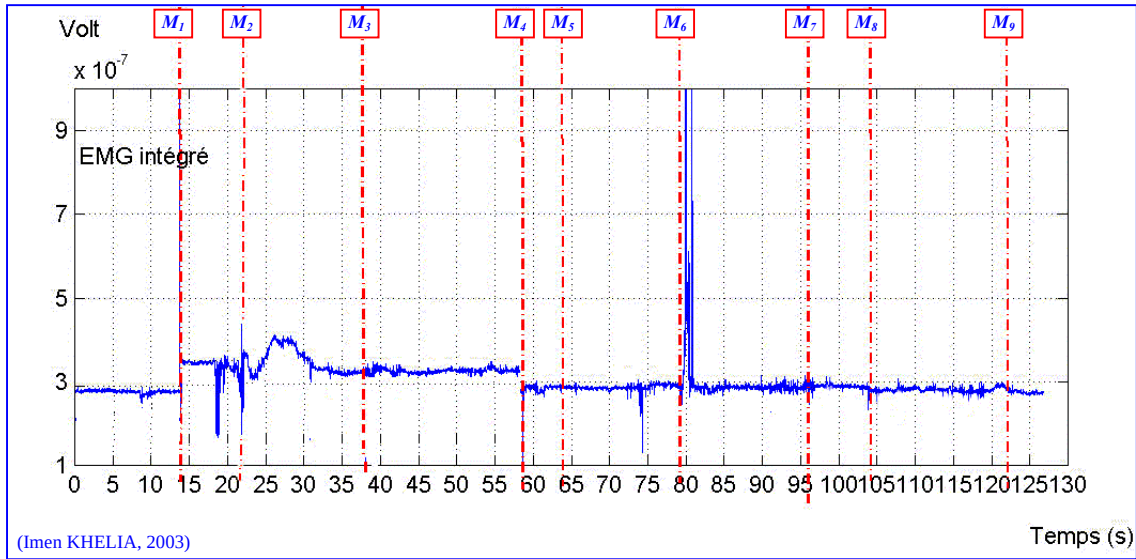


Figure III-31 : Résultats des essais de simulation de mesures EMG. L'intensité électrique est issue d'un signal électrique constant provenant de résistances de $200\ \Omega$ appliquées aux électrodes des huit voies de l'électromyographe au moyen de fiches banane. Ce graphique étudie l'influence des différentes parties du goniomètre sur le signal électrique recueilli. Un exemple des signaux (la voie N°1) est affiché sur le graphique. Les résultats concernant les autres voies sont identiques

Commentaires concernant la Figure III-31 :

- ↪ Du début de l'enregistrement jusqu'à M1 : démarrage de l'acquisition EMG.
- ↪ M2 : On relie le BA du Fk[®] au secteur : augmentation de l'amplitude du signal.
- ↪ M3 : On met le boîtier du Fk[®] sous tension : déviation du signal EMG par rapport à la ligne iso-électrique.
- ↪ M4 : On met BA dans une cage de Faraday : retour à la ligne isoélectrique et diminution de l'amplitude EMG.
- ↪ M5 : On ferme la cage de Faraday : diminution du bruit.
- ↪ M6 : On approche (à 2 cm) ensuite on éloigne (à 15 cm) l'émetteur du Fk[®] des capteurs EMG et ce successivement en allant de la voie N°1 à la voie N°8: artéfact prononcé.
- ↪ M7 : Émetteur placé à 15 cm du capteur EMG.
- ↪ M8 : On approche les receveurs (à 2 cm) successivement des capteurs EMG en allant de la voie N°1 à la voie N°8 : pas de changement significatif.
- ↪ M9 : On éloigne les receveurs à 5 cm des capteurs EMG : le signal EMG ne subit aucun changement.

Dans l'essai correspondant à la figure III.31, l'acquisition des données EMG n'était pas lancée en synchronisme avec celle du goniomètre. Le but était de vérifier si l'impulsion donnée par l'ordinateur_Fk pour démarrer l'acquisition synchrone des différents dispositifs de mesures pouvait influencer sur l'amplitude du signal EMG. Nos observations ont montré qu'il n'y avait pas de perturbation.

III.D.4 COHABITATION ENTRE LE MYODATA[®] ET L'ERGOMÈTRE À ROULEAUX

La vérification de la bonne cohabitation entre l'ergomètre à rouleaux et le Myodata[®] a été faite de la même manière que celle exposée dans le paragraphe ci-dessus. Les mêmes essais ont été effectués en dehors puis dans l'environnement de l'ergomètre. Aucune perturbation du signal EMG n'a été relevée.

III.D.5 CONCLUSION PARTIELLE

Les protocoles de mesures actuels sont établis en fonction des constatations présentées dans ce chapitre. Ce travail et principalement la vérification de la cohabitation entre les appareils, a permis de déterminer les conditions indispensables au bon déroulement d'une acquisition EMG. Ces contrôles, m'ont assurée que ni les amplitudes ni l'allure du signal EMG ne sont influencées par l'environnement électromagnétique. La figure III.32 qui représente un exemple des données recueillies par les différents dispositifs de mesure confirme ce fait.

Cette figure montre :

1) En début de cycle, un couple nul correspondant à une valeur minimale des coordonnées du poignet selon les axes Z dirigé vers le bas et Y dirigé vers l'avant. En fin de poussée, le couple s'annule une seconde fois et les résultats cinématiques sont inverses à ceux du début de cycle. Ces constatations confirment la bonne synchronisation du début d'enregistrement des dispositifs cinématique et dynamique.

2) Par ailleurs, les résultats électromyographiques confirment la validité de la synchronisation entre l'électromyographe et les autres dispositifs de mesure. À titre d'exemple :

- ✎ La phase d'appui sur le cerceau, prenant effet juste avant le début du cycle, est marquée par une contraction accrue du pectoralis major laquelle s'étend sur la totalité de la durée de la phase propulsive. Ceci correspond aux résultats trouvés dans la littérature [Veeger et coll., 1992.c ; Mulroy et Coll., 1996 ; Isambert et coll., 1997 ; Cf. paragraphe II.D.3.2] qui stipulent une action stabilisatrice importante du pectoralis major en début de cycle en vue d'un recentrage dynamique de la tête humérale.
- ✎ Le triceps brachii, antagoniste du biceps brachii, montre deux bouffées distinctes. La première bouffée est la plus importante ce qui correspond à la logique. En effet, le triceps est le muscle extenseur d'excellence du coude et est accessoirement adducteur du bras [Basmajian, 1978 ; Janet et Coll., 1993]. Ceci correspond au mouvement décrit par le membre supérieur au cours de la phase de poussée à savoir l'antépulsion du bras qui s'accompagne d'une extension progressive du coude.

III.E CONCLUSION DU CHAPITRE

La chaîne de mesures est opérationnelle. Les différents dispositifs utilisés sont parfaitement adaptés aux besoins expérimentaux de ce travail. Ils permettent non seulement une reproduction fiable des conditions réelles de la propulsion en FRM chez les personnes âgées mais aussi une standardisation des essais. Cette chaîne de mesures a permis de planifier des protocoles expérimentaux complets vis-à-vis des problématiques exposées dans le premier chapitre de ce mémoire. Les chapitres suivants décrivent la logique avec laquelle ont été abordés les objectifs poursuivis, les expériences menées et leurs résultats.

De nombreuses améliorations pourraient être apportées au dispositif expérimental. Je cite principalement la construction d'un capteur susceptible d'exprimer les sollicitations mécaniques dans les trois dimensions de l'espace. Ce type de capteur est indispensable pour quantifier le rendement mécanique de la propulsion.

(Imen KHELIA, 2003)

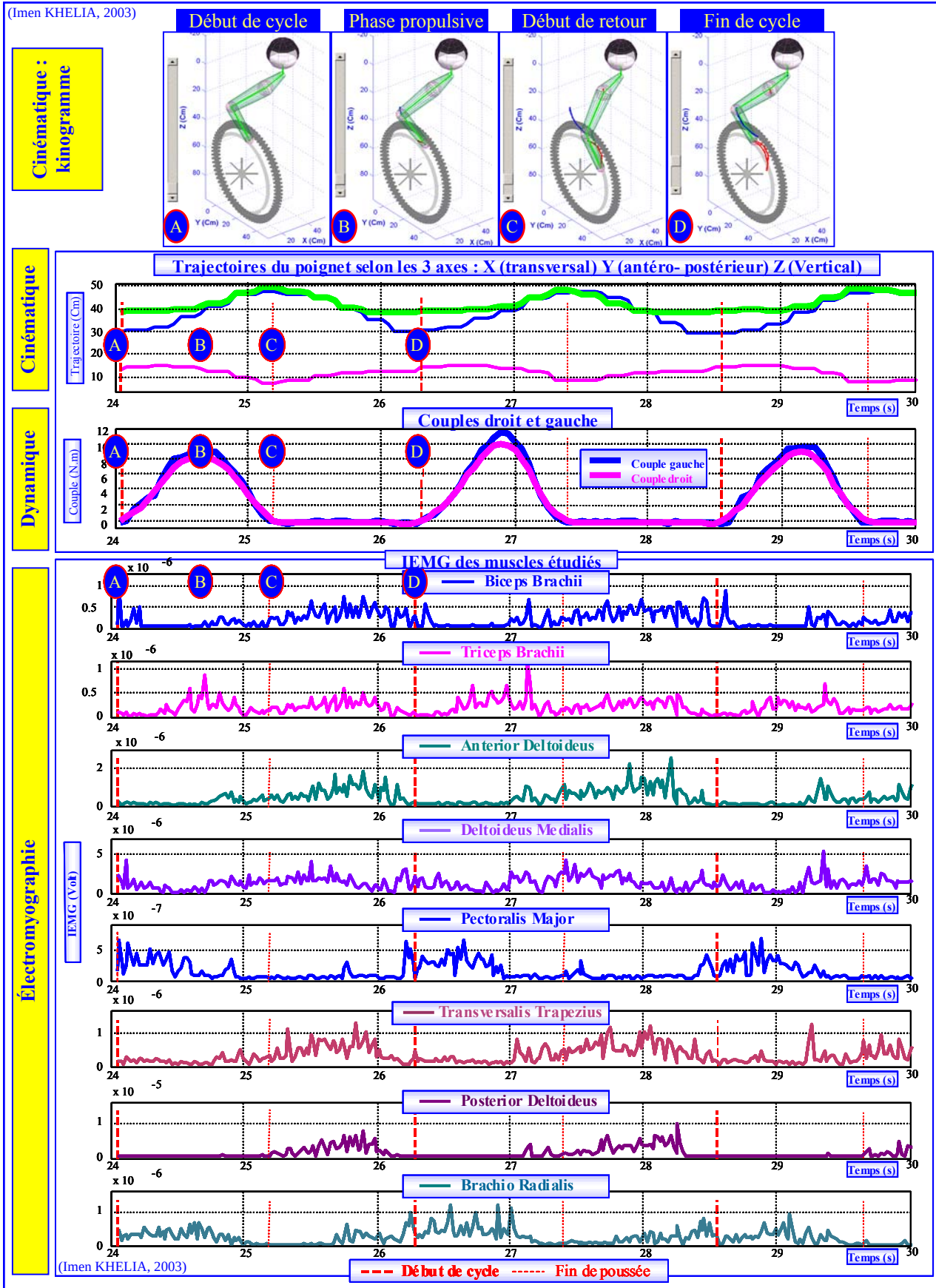


Figure III-32 : Différentes grandeurs biomécaniques mesurées chez un patient type propulsant un FRM : 3 cycles successifs de propulsion d'un FRM.



CHAPITRE IV
ÉTUDE BIOMÉCANIQUE DE LA PROPULSION
DU FAUTEUIL ROULANT MANUEL :
INCIDENCE DE L'UTILISATION DE CE
MATÉRIEL SUR L'INTÉGRITÉ DES ÉPAULES
DES PERSONNES ÂGÉES AMPUTÉES
VASCULAIRES



TABLE DES MATIÈRES

CHAPITRE IV : ÉTUDE BIOMÉCANIQUE DE LA PROPULSION DU FAUTEUIL ROULANT MANUEL : INCIDENCE DE L'UTILISATION DE CE MATÉRIEL SUR L'INTÉGRITÉ DES ÉPAULES DES PERSONNES ÂGÉES AMPUTÉES VASCULAIRES..... 115

IV.A	INTRODUCTION.....	115
IV.B	OBJECTIFS	115
IV.C	HYPOTHÈSES.....	115
IV.D	MATÉRIEL.....	116
IV.E	MÉTHODES.....	116
IV.E.1	EMPLACEMENT DES CAPTEURS.....	116
IV.E.2	POPULATION.....	117
IV.E.2.1	SÉLECTION DES PATIENTS	117
IV.E.3	PROTOCOLE.....	119
IV.E.3.1	DÉTERMINATION DE LA « PROPULSION HABITUELLE ».....	119
IV.E.3.2	DÉTERMINATION DE LA « SOUPLESSE ARTICULAIRE DE L'ÉPAULE ».....	120
IV.E.3.3	ACQUISITION DES DONNÉES BIOMÉCANIQUES DE LA PROPULSION DU FRM.....	121
IV.E.4	MÉTHODOLOGIE D'ANALYSE DES DONNÉES.....	122
IV.E.4.1	SÉLECTION DES DONNÉES	122
IV.E.4.2	ANALYSE STATISTIQUE.....	122
IV.F	RÉSULTATS ET DISCUSSION	123
IV.F.1	LA DYNAMIQUE	123
IV.F.1.1	COMPARAISON DES PARAMÈTRES DYNAMIQUES DES PATIENTS GsD et GaD	123
IV.F.1.2	LA SYNCHRONISATION ENTRE LES MEMBRES DROIT ET GAUCHE.....	125
IV.F.1.3	PARTICULARITÉ DES PARAMÈTRES DYNAMIQUES CHEZ LES PERSONNES ÂGÉES	126
IV.F.1.4	L'ÉVOLUTION TEMPORELLE DU COUPLE ET DE LA VITESSE	127
IV.F.2	LA CINÉMATIQUE.....	129
IV.F.2.1	LE CYCLE DE PROPULSION	129
IV.F.2.2	LE STYLE DE PROPULSION	130
IV.F.2.3	LES PARAMÈTRES TEMPORELS	132
IV.F.2.4	LES ANGLES ARTICULAIRES	133
IV.F.3	L'ÉLECTROMYOGRAPHIE	143
IV.F.3.1	L'ÉTUDE QUALITATIVE	143
IV.F.3.2	L'ÉTUDE QUANTITATIVE.....	153
IV.F.3.3	CONCLUSION PARTIELLE	157
IV.G	CONCLUSION DU CHAPITRE.....	158
IV.G.1	CARACTÉRISTIQUES DE LA TECHNIQUE DE PROPULSION CHEZ LES PERSONNES ÂGÉES.....	158
IV.G.2	CAUSES ET/OU CONSÉQUENCES POSSIBLES DES DOULEURS D'ÉPAULES CHEZ LES PERSONNES ÂGÉES UTILISATRICES DU FRM.....	159
IV.G.2.1	RELATION POSSIBLE ENTRE LES CARACTÉRISTIQUES DE LA TECHNIQUE DE PROPULSION ET LES DOULEURS.....	159
IV.G.2.2	PART DE L'IMPLICATION DU FRM DANS L'APPARITION DES DOULEURS.....	160
IV.G.2.3	LES AUTRES PHÉNOMÈNES.....	161
IV.G.3	LE PROCESSUS DE PRÉVENTION : Apport au clinicien.....	161
IV.G.3.1	LA TECHNIQUE DE PROPULSION : L'ÉDUCATION DU PATIENT	161
IV.G.3.2	L'EXAMEN DE L'INTÉGRITÉ DES ÉPAULES	161
IV.G.3.3	LA RÉÉDUCATION	162
IV.H	PERSPECTIVES.....	162

CHAPITRE IV : ÉTUDE BIOMÉCANIQUE DE LA PROPULSION DU FAUTEUIL ROULANT MANUEL : INCIDENCE DE L'UTILISATION DE CE MATÉRIEL SUR L'INTÉGRITÉ DES ÉPAULES DES PERSONNES ÂGÉES AMPUTÉES VASCULAIRES

IV.A INTRODUCTION

Le dépistage des causes réelles des traumatismes scapulo-huméraux chez les personnes âgées utilisatrices du FRM implique la compréhension parfaite du fonctionnement du membre supérieur et du tronc de ces patients. De ce fait, la connaissance de la cinématique, de la dynamique et de l'activité myo-électrique du membre supérieur et du tronc au cours de la propulsion du FRM est indispensable. Or, comme cela a été montré dans le chapitre II, les recherches effectuées dans le domaine de la biomécanique du déplacement du FRM font peu de cas de l'utilisation de ce matériel par les personnes amputées et encore moins par la population âgée. Le travail décrit dans ce chapitre a pour ambition de combler cette lacune.

IV.B OBJECTIFS

Les objectifs poursuivis sont :

- 1) Étudier les caractéristiques *biomécaniques* de la *propulsion* du FRM chez les personnes *âgées* souffrant ou non de douleurs au niveau des épaules ;
- 2) Donner au *clinicien* les moyens d'optimiser *l'éducation* et la *rééducation* des patients dans un but de *prévention* des douleurs d'épaules ;

IV.C HYPOTHÈSES

- 3) Le mode de propulsion du fauteuil roulant, adopté spontanément par les personnes âgées, est néfaste pour les articulations de l'épaule ;
- 4) Les douleurs des épaules sont dues au manque de formation des patients, à la technique non adéquate de propulsion du FRM et/ou à une mauvaise conception de ce matériel ;
- 5) L'amélioration des connaissances liées à la biomécanique de la propulsion du FRM chez les sujets âgés souffrant (GaD : groupe avec douleurs) ou non (GsD : groupe sans douleurs) de douleurs d'épaules permettra :

- ↳ Un dépistage des causes de l'apparition des lésions articulaires ;
- ↳ Une meilleure éducation et ré-éducation des patients.

Basée sur un examen précoce des articulations de l'épaule, une préparation physique des muscles effecteurs de la propulsion du FRM devrait se traduire par une amélioration du confort dans l'utilisation de ce matériel. Cette préparation physique associée à l'utilisation d'une technique adéquate de propulsion seraient les principaux moyens de prévention des traumatismes du membre supérieur et principalement des douleurs des épaules apparues, réapparues ou accentuées par l'utilisation du FRM.

IV.D MATÉRIEL

Pour étudier la biomécanique de cet ensemble homme-machine, l'équipement de mesure utilisé est celui décrit dans le chapitre III. Rappelons qu'il est constitué :

- 1) D'un ergomètre à rouleaux ;
- 2) De roues équipées de couplemètres à jauges extensométriques ;
- 3) D'un goniomètre électromagnétique : 3D Space Fastrak[®] ;
- 4) D'un électromyographe : Myodata[®] ;
- 5) D'un cardio-fréquencemètre pour contrôler les battements cardiaques.

L'ensemble a été soigneusement évalué (Cf. Chapitre III) et les données ont été confrontées à celles de la littérature.

Le logiciel d'enregistrement (« Acquire ») synchronisant le départ de l'enregistrement des trois premiers dispositifs de mesures cités ci-dessus ainsi que l'écran de contrôle de la vitesse de propulsion (CMC : Visual Designer[®]), ont été utilisés pour standardiser les essais (Cf. Chapitre III).

Le fauteuil roulant utilisé ici et monté sur l'ergomètre à rouleau correspond au modèle du FRM standard fourni à la majorité des patients du centre hospitalier de Villiers-Saint-Denis voire à la plupart des centres hospitaliers. Fonction de la morphologie du patient, seule la largeur du siège est adaptée à l'utilisateur. Ce paramètre est généralement le seul pris en considération dans la prescription des FRM aux patients à leur arrivée dans les centres hospitaliers.

IV.E MÉTHODES

IV.E.1 EMBLACEMENT DES CAPTEURS

L'emplacement des capteurs cinématiques est celui décrit dans le chapitre III :

- 1) Capteur 1 : Le processus épineux de la CV7 ;
- 2) Capteur 2 : L'acromion ;
- 3) Capteur 3 : La fossette radiale, entre l'olécrane et l'épicondyle latéral ;
- 4) Capteur 4 : Le dos du carpe, entre les processus styloïdes.

Pour l'étude électromyographique, les muscles choisis sont ceux indiqués dans le chapitre III, à savoir : les trois chefs du muscle deltoïdeus (Da, Dm et Dp), le biceps (Bb) et le long chef du triceps (Tb) brachial, le pectoralis major (Gp), le trapezius medialis (Tm) et le brachio radialis (Br).

Le membre droit est celui exploré chez la majorité des patients à l'exception d'une patiente qui se plaignait de douleurs au niveau de l'épaule gauche apparues suite à son arrivée à l'hôpital et donc suite à l'utilisation du FRM et des aides techniques à la marche. Le choix du membre

droit est lié au recueil des données électromyographiques. En effet, les pré-tests ont montré que le signal électromyographique issu des muscles du membre supérieur et du tronc du côté gauche sont souvent parasités par des signaux provenant de la contraction cardiaque. On aboutit à une sommation des signaux cardiaques avec ceux du muscle étudié, ce qui fausse les résultats obtenus.

IV.E.2 POPULATION

IV.E.2.1 SÉLECTION DES PATIENTS

Indifféremment du sexe, deux populations de 8 sujets ont été recrutées. Les critères de sélection des patients étaient les suivants :

- ↳ Âge minimum égal à 60 ans ;
- ↳ Absence de problèmes cardiaques (ex. : la présence d'un stimulateur du rythme cardiaque ou « pacemaker » perturbe le signal EMG) ;
- ↳ Utilisation récente du FRM (5 mois $\pm$ 3 mois).

Ces sujets sont classés ainsi :

1) Première population : groupe sans douleurs (GsD). Elle est composée de quatre hommes et quatre femmes sans douleurs scapulo-humérales cliniquement évaluables ou décelables ;

2) Deuxième population : groupe avec douleurs (GaD). Elle est composée de quatre hommes et trois femmes souffrant de douleurs scapulo-humérales cliniquement évaluables ou décelables :. Les cas pris en compte sont ceux dont les douleurs sont supposées :

- ↳ Être déclenchées par l'utilisation du fauteuil roulant (et des aides techniques à la marche) ;
- ↳ Réapparaître suite à l'utilisation du FRM ;
- ↳ Accentuées suite à l'utilisation de ce matériel (Épaule antérieurement pathologique mais décompensée par le surmenage articulaire).

Une fiche personnelle (Cf. ANNEXE XIII) renfermant des informations relatives au patient est remplie avant tout essai. Des informations concernant : le sexe, la date de naissance, la date d'arrivée à l'hôpital, la cause et la date d'amputation, le membre amputé ainsi que le niveau d'amputation, l'historique de l'apparition des douleurs, la date de début d'utilisation du FRM et des aides techniques à la marche, les relevés anthropométriques, le médecin et kinésithérapeute traitant, les autres problèmes de santé, etc., sont répertoriées. Ces données sont résumées dans le tableau IV.1.

Le tableau ci-dessous montre qu'il n'existe pas de différence significative entre la durée d'utilisation des cannes béquilles des deux groupes étudiés. Toutefois, une durée significativement supérieure d'utilisation du FRM a été trouvée chez le GaD. De plus, bien que la durée de l'apparition des douleurs soit significativement corrélée (coefficient = 0,8) avec la durée de l'utilisation du FRM, elle ne l'est pas avec la durée de l'utilisation des cannes béquilles (coefficient = 0,4). Ces résultats confirment la liaison de l'apparition des douleurs d'épaules avec la durée de l'utilisation du FRM ce qui ne semble pas constamment en accord avec les résultats de la littérature concernant les jeunes utilisateurs du FRM. En effet, ceci a été suggéré par certaines études et réfuté par d'autres (Cf. paragraphe II.E.3).

Groupe	Sujets	Caractéristiques	Âge (Année)	Sexe ♂ ou ♀	Taille (m)	Poids (Kg)	Durée d'utilisation du FRM (Mois)	Durée d'utilisation des cannes béquilles	Jambe amputée Droite (D) ou Gauche (G)	Longueur Bras (m)	Longueur Avant- bras (m)	Largeur Épaules (m)	Épaule douloureuse Droite (D) ou Gauche (G)	Incidence de la douleur par rapport à l'usage du FRM (Mois)		
														Postérieure	Réapparue	Accentuée
GsD	N°1		79,41	♂	1,77	85	3	2	Cuisse D	0,39	0,30	0,42	Non	-	-	-
	N°2		62,66	♂	1,80	59	1	2	Mollet D & G	0,39	0,30	0,30				
	N°3		64,25	♂	1,71	64,6	4	4	Orteil G	0,37	0,27	0,36				
	N°4		66,83	♂	1,73	56	2	1	Mollet D & G	0,38	0,29	0,38				
	N°5		74,91	♀	1,58	47	3	9	Genou D	0,37	0,26	0,33				
	N°6		68,08	♀	1,54	52,4	5	4	Cuisse D	0,33	0,25	0,32				
	N°7		72,25	♀	1,68	72	3	2	Pied G	0,35	0,25	0,36				
	N°8		61,33	♀	1,54	58	5	4	Pied G & D	0,31	0,23	0,36				
	Moyenne		68,72		1,67	61,75	3,25	3,50		0,36	0,27	0,35	Non	-	-	-
	Écart type		6,33	50% ♂	0,10	12,03	1,39	2,51	50% D	0,03	0,03	0,04				
	Min.		61,33	et 50% ♀	1,54	47,00	1,00	1,00	25% G	0,31	0,23	0,30				
	Max		79,41		1,80	85,00	5,00	9,00	25% D & G	0,39	0,30	0,42				
GaD	N°9		80,33	♂	1,80	74,6	6	2	Mollet G	0,38	0,32	0,43	G & D			6
	N°10		62,33	♂	1,83	77,5	5	3	Cuisse D	0,38	0,31	0,41	G & D	4	-	-
	N°11		62,08	♂	1,72	98	16	6	Cuisse D	0,37	0,29	0,45	D	8	-	-
	N°12		73,41	♂	1,78	76	8	5	Orteil D & Mollet G	0,38	0,29	0,45	G & D	5	-	-
	N°13		66,41	♀	1,52	56	8	5	Cuisse G	0,31	0,23	0,36	G	-	2	-
	N°14		61,33	♀	1,54	58	5	4	Pied G & D	0,31	0,23	0,36	G	1	-	-
	N°15		81,33	♀	1,67	72	1,5	1	Mollet G	0,36	0,31	0,40	G & D	0,5	-	-
	Moyenne		69,60		1,69	73,16	7,07	3,71		0,36	0,28	0,41		3,7	2	6
	Écart type		8,71	57% ♂	0,10	13,97	4,51	1,8	43% D	0,03	0,04	0,04	14% D	3,07	-	-
	Min.		61,33	et 43% ♀	1,52	56	1,5	1	29% G	0,31	0,23	0,36	29% G	0,5	-	-
	Max		81,33		1,83	98	16	6	29% D & G	0,38	0,32	0,45	57% D & G	8	-	-
GsD et GaD	Moyenne		69,13		1,69	67,07	5,03	3,60		0,36	0,28	0,38	-	5/7 : douleurs postérieures 1/7 : douleurs réapparues 1/7 : douleurs accentuées		
	Écart type		7,26	53% ♂	0,13	13,81	3,69	2,13	47% D	0,03	0,03	0,05				
	Min		61,33	et 47% ♀	1,52	47	1,00	1	27% G	0,31	0,23	0,3				
	Max.		81,33		1,83	98	16	9	27% D & G	0,39	0,32	0,45				
	Comparaison GsD/GaD : test t de Student		Non significatif	-	Non significatif		P < 0,05	Non significatif	-	Non significatif		P < 0,01	-	-		

Tableau IV-1 : Récapitulatif des principales caractéristiques des sujets sélectionnés pour cette étude.

D : droit ; G : gauche ; ♂ : homme ; ♀ : femme.

En outre, la largeur des épaules des utilisateurs du FRM du GaD est aussi significativement supérieure à celle des sujets du GsD. Ce résultat nous conduit à mettre en cause la prescription des FRM laquelle prend rarement en compte la morphologie des patients. Il semblerait donc que l'attribution d'un FRM non adapté à la corpulence des patients est en partie liée à l'apparition ou à l'accentuation des douleurs d'épaules.

Par ailleurs, le poids des patients du GsD est non significativement supérieur à celui des sujets du GaD. Le poids des patients ne semble donc pas lié à l'apparition des phénomènes dégénératifs des épaules.

D'autre part, ni le côté amputé ni le fait que le sujet soit droitier ou gaucher (6/7 sujets droitiers) ne semblent être en relation avec le côté touché par les manifestations douloureuses de l'épaule.

Enfin, parmi les sujets étudiés :

- ↳ Pour 5 personnes les douleurs d'épaules se sont manifestées postérieurement à l'utilisation du FRM ;
- ↳ Pour 6 personnes, elles augmentent remarquablement à la déambulation à l'aide de ce matériel. En conclusion, les résultats présentés ci-dessous confirment immanquablement l'implication du FRM dans l'apparition des douleurs d'épaules chez les sujets âgés.

IV.E.3 PROTOCOLE

Le protocole d'étude est partagé en trois phases :

IV.E.3.1 DÉTERMINATION DE LA « PROPULSION HABITUELLE »

On demande au patient de mouvoir les roues du FRM comme il le fait habituellement, de la manière la plus naturelle possible, sans rechercher la performance. Lorsque ceci est réalisé, on calcule pour trente cycles les moyennes des vitesses maximales V_M et des vitesses minimales V_m . Ces deux nombres définissent la « propulsion habituelle ». Demander au patient de se mouvoir « comme à l'habitude », c'est l'inviter à régler son action de manière que, pour chaque cycle de propulsion, ses vitesses droite et gauche décrivent des courbes « parallèles » et que toutes les valeurs soient comprises entre V_M et V_m .

On notera que ces mesures sont effectuées avant d'équiper le patient des capteurs EMG et des capteurs cinématiques. Cela permet de calculer la vitesse habituelle dans les conditions les plus proches de la réalité. Trois essais sont effectués par patient.

Cette étape du test permet de familiariser le patient aux essais, de l'entraîner à régler ses vitesses droite et gauche et de s'échauffer.

Remarque :

Les considérations éthiques sont décrites dans l'ANNEXE X.

IV.E.3.2 DÉTERMINATION DE LA « SOUPLESSE ARTICULAIRE DE

Après avoir équipé le patient des receveurs goniométriques, des mesures cinématiques sont relevées relativement à des positions statiques extrêmes de chaque épaule, à savoir : sujet assis, dos vertical :

1) Antépulsion maximale : Membre supérieur dans le prolongement du corps, épaule à 180° de flexion, sans fléchir le coude, reculer le membre supérieur dans le plan sagittal à sa position maximale et maintenir cette position (Figure IV.1.a).

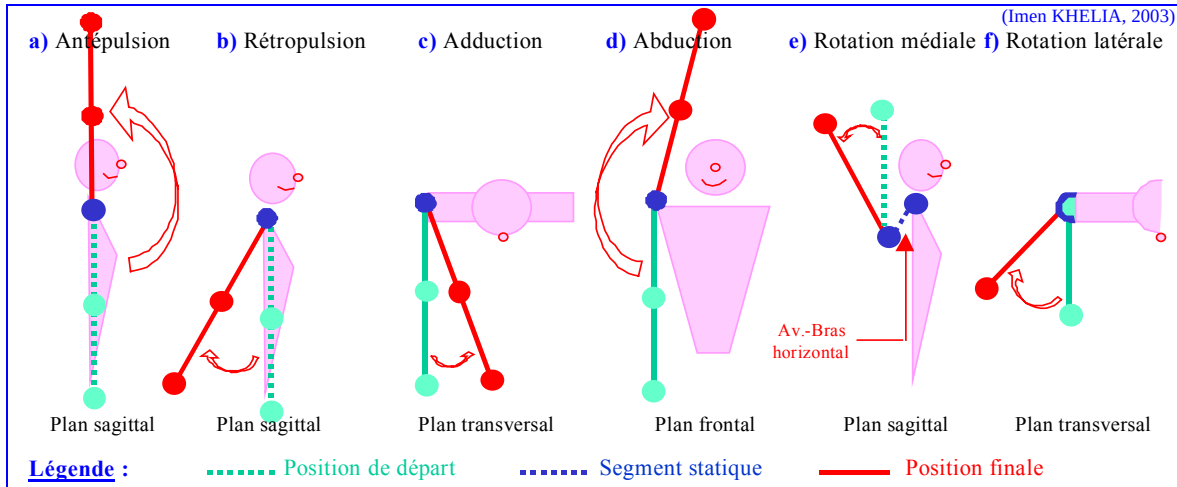


Figure IV-1 : Les positions extrêmes déterminant la souplesse articulaire de l'épaule.

2) Rétropulsion maximale : Membre supérieur le long du corps, effectuer une extension maximale sans fléchir le coude ni le poignet. Garder la position (Figure IV.1.b).

3) Adduction maximale : Selon la littérature cette mesure se fait à partir d'une position intermédiaire d'antépulsion du bras dans le plan sagittal [Kapandji, 1985]. Pour standardiser cette mesure, la position initiale choisie dans cette étude correspond au membre supérieur fixé à 90° d'antépulsion dans le plan sagittal. Le patient est ensuite invité à effectuer une adduction maximale sans fléchir le coude ni le poignet. Garder la position (Figure IV.1.c).

4) Abduction maximale : Membre supérieur le long du corps, faire une abduction maximale (mouvement dans le plan transversal) sans fléchir le coude ni le poignet. Garder la position (Figure IV.1.d).

5) Rotation médiale maximale : Bras dans le plan frontal en adduction à 90°, coude fléchi à 90°, effectuer une rotation postérieure maximale du bras sans bouger le coude. Garder la position (Figure IV.1.e).

6) Rotation latérale maximale : Avant bras le long du corps, coude dans le plan sagittal en flexion à 90°, effectuer une rotation du bras vers l'extérieur. Garder la position (Figure IV.1.f).

On invite chaque patient à maintenir ces positions pendant cinq secondes. Cinq mesures sont alors relevées pour chaque position. Les angles extrêmes sont ensuite calculés et une valeur moyenne est ensuite déterminée par patient et par position (Tableau IV-2). Dans un souci de gain de temps, les mesures sont effectuées successivement pour le membre supérieur gauche ensuite pour le membre droit (inversement si le membre gauche est celui considéré dans l'étude de la propulsion du FRM).

Remarque : Pour standardiser ces mesures, les positions initiales du membre supérieur sont désignées selon un choix personnel en raison de la complexité d'où de l'inconfort de celles

décrites dans la littérature. Pour la comparaison de ces grandeurs à celles trouvées dans la revue bibliographique, la différence entre ces positions initiales sont prises en compte.

Ces essais permettent d'avoir une évaluation chiffrée de la flexibilité de l'articulation de l'épaule et d'apprécier quantitativement l'influence des douleurs ou la prédisposition des patients aux problèmes articulaires de l'épaule. Ces résultats sont reportés dans le Tableau IV-2. Ils montrent tous la limitation des amplitudes articulaires. La diminution de la souplesse articulaire chez toutes les personnes âgées étudiées ici est sans doute en liaison avec le phénomène de vieillissement des structures musculo-tendineuses et ostéo-articulaires dont l'apparition est inévitable avec l'âge (Cf. paragraphe II.A.2.3).

En outre, les amplitudes maximales des mouvements mesurés chez le GaD sont toutes sans exception significativement inférieures à celles des patients du GsD. Comme l'ont annoncée différents auteurs (Cf. paragraphe II.C.4.2), cette remarquable impotence fonctionnelle est immanquablement la résultante des douleurs scapulo-humérales.

Sujet \ Angle max. (Degré°)		Antépulsion	Rétropulsion	Adduction	Abduction	Rotation Médiale	Rotation Latérale	Vitesse habituelle de propulsion (m/s)
Données de la littérature (Cf. paragraphe II.B.1.3)		180	25 à 45	30 à 45	180	90 à 95	60 à 80	
GsD	N°1	150,3	13,1	16,5	151,1	52,4	43,3	0,15
	N°2	167,7	15,3	20,3	157,3	61,9	45,2	0,07
	N°3	172,9	16,6	26,9	159,9	63,8	39,9	0,11
	N°4	165,6	17,2	22,3	158,3	59,3	41,5	0,15
	N°5	163,7	16,3	19,1	159,2	68,3	51,1	0,10
	N°6	168,2	16,7	21,3	160,5	69,8	61,2	0,07
	N°7	167,4	18,1	22,7	161,2	62,2	62,3	0,10
	N°8	171,7	15,9	20,9	152,3	57,5	59,3	0,08
	Moyenne (Écart type)	165,9 (7,0)	16,2 (1,5)	21,3 (3,0)	157,5 (3,8)	61,9 (5,6)	50,5 (9,3)	0,10 (0,03)
	Min./ Max.	150,3 / 172,9	13,1 / 18,1	16,5 / 26,9	151,1 / 161,2	52,4 / 69,8	39,9 / 62,3	0,07 / 0,15
GaD	N°9	71,3	3,6	7,1	57,2	38,9	26,2	0,11
	N°10	111,3	8,3	10,1	93,3	51,6	39,9	0,10
	N°11	119,9	12,2	12,2	101,5	56,9	44,5	0,32
	N°12	111,3	10,1	12,3	100,3	50,3	40,2	0,10
	N°13	133,7	8,7	13,6	112,7	66,0	47,3	0,08
	N°14	129,6	8,3	13,2	115,3	64,7	46,5	0,10
	N°15	110,1	7,3	8,9	87,6	51,2	39,2	0,10
	N°16	110,1	7,3	8,9	87,6	51,2	39,2	0,10
	Moyenne (Écart type)	112,2 (18,9)	8,2 (2,5)	10,8 (2,4)	94,4 (18,3)	53,8 (8,7)	40,4 (6,6)	0,13 (0,08)
	Min./ Max.	71,3 / 133,7	3,6 / 12,2	7,1 / 13,6	57,2 / 115,3	38,9 / 66,0	26,2 / 47,3	0,08 / 0,32
Les 2 groupes	Comparaison GsD/GaD : test t de Student	<i>P < 0,001</i>					<i>P < 0,02</i>	<i>Non significatif</i>
	Moyenne (Écart type)	141,0 (31,1)	12,5 (4,5)	16,5 (5,9)	128,5 (34,6)	58,3 (8,3)	45,8 (9,6)	0,1 (0,1)
	Min./ Max.	71,3 / 172,9	3,6 / 18,1	7,1 / 26,9	57,2 / 161,2	38,9 / 69,8	26,2 / 62,3	0,1 / 0,3

Tableau IV-2 : Récapitulatif des mesures relatives à la souplesse de l'épaule.

IV.E.3.3 ACQUISITION DES DONNÉES BIOMÉCANIQUES DE LA PROPULSION DU FRM

Après avoir équipé le membre supérieur droit du patient de tous les capteurs, calibré l'enregistrement EMG voie par voie et vérifié le réglage du zéro électrique des couplemètres, le patient est invité à placer ses bras en position de début de propulsion sans pour autant toucher les mains courantes. L'enregistrement des données dynamiques à l'aide du logiciel CMC de Visual Designer® est alors lancé. Le patient est ensuite convié à se « déplacer » à vitesses égales droite et gauche (support visuel CMC). Le même procédé est effectué à la fin de chaque essai. Ce procédé, permet d'enregistrer le zéro électrique des capteurs de couple avant le début et après la fin de chaque essai.

Dès que le patient parvient à sa propulsion « habituelle » droite et gauche et que sa fréquence cardiaque est stable, on commence simultanément l'acquisition des grandeurs

cinématiques, dynamiques et électromyographiques précédemment citées. Le temps d'acquisition est d'environ une minute afin d'éviter l'apparition de la fatigue chez le patient. Cela constitue ce que l'on appelle un essai. Trois essais successifs constituent un test.

Les essais sont séparés par un temps de repos (non quantifié ≈ 3 à 5 s) pendant lequel l'expérimentateur procède au réglage du matériel.

Chaque patient effectue deux tests de mesure. Ces tests peuvent avoir lieu à plusieurs jours d'intervalle. Cela permet de vérifier la répétabilité des résultats.

La température ambiante et le taux d'humidité dans le laboratoire sont relevés à chaque test.

La fréquence cardiaque au repos et pendant l'exercice est relevée à chaque essai.

Toutes ces informations ainsi que d'autres relatives aux conditions de déroulement de chaque essai sont reportées dans une « fiche test » (Cf. ANNEXE XIV).

Les mêmes instructions et explications sont données à tous les patients avant et durant les essais de mesure.

Une liste de contrôle permet de vérifier point par point la non-omission d'une étape concernant le réglage du matériel et l'enregistrement des données.

Toutes les mesures sont vérifiées et visualisées à l'issue de chaque essai.

Un test de mesure dure approximativement 3 heures. Les pré-tests et surtout la préparation de la peau avant la pose des électrodes EMG sont les étapes les plus longues du test. Cela dure environ deux heures. Afin de veiller à ce que les pastilles EMG ne se dessèchent pas et donc recueillent jusqu'à la fin du test des mesures fiables, leur mise en place constitue l'ultime étape avant le démarrage des essais de propulsion.

IV.E.4 MÉTHODOLOGIE D'ANALYSE DES DONNÉES

IV.E.4.1 SÉLECTION DES DONNÉES

Pour chaque patient, parmi tous les essais effectués, on sélectionne les trois meilleurs du point de vue qualité du signal. La qualité du signal est principalement tributaire du bruit de fond concernant les données EMG et des parasites concernant les couples. La coordination entre les membres supérieurs droit et gauche en terme de vitesse de rotation des roues est aussi prise en compte. Cinq cycles sont ensuite sélectionnés par essai considéré.

IV.E.4.2 ANALYSE STATISTIQUE

Pour chaque paramètre étudié, l'analyse statistique s'appuie sur le calcul des moyennes et des écarts types. À partir des échantillons sélectionnés, l'étude de l'effet des variables indépendantes (population sans douleurs et population avec douleurs) sur les variables dépendantes (paramètres cinématiques dynamiques et EMG : angles articulaires, couples, vitesses de propulsion, puissances développées, EMGi, etc.), s'appuie sur le calcul de la corrélation et l'application du test « t de Student ».

L'étude de la corrélation est utilisée principalement afin de comparer, au sein d'un même groupe de patients, les variables dynamiques des côtés droit et gauche du FRM. Elle sert aussi à étudier la coordination inter-segmentaire en comparant les amplitudes angulaires des différentes articulations étudiées ici. Par convention, la signification de la corrélation est prise en compte à partir des valeurs supérieures ou inférieures respectivement à 0,60 et -0,60.

Quant au test « t de Student », il permet de déceler les paramètres montrant des différences significatives entre le groupe sans douleurs (GsD) et le groupe de patient souffrant de douleurs (GaD). Il permet ainsi d'identifier les variables susceptibles d'expliquer l'apparition (ou l'accentuation) des douleurs d'épaules chez les personnes âgées. Pour tous les paramètres étudiés, le niveau minimal de signification des différences inter-groupes a été instauré à $P < 0,05$.

IV.F RÉSULTATS ET DISCUSSION

IV.F.1 LA DYNAMIQUE

IV.F.1.1 COMPARAISON DES PARAMÈTRES DYNAMIQUES DES PATIENTS GsD et GaD

Tel que le montrent les résultats reportés dans le Tableau IV-3 et les graphiques de la Figure IV-2, toutes les variables dynamiques étudiées concernant les membres droit et gauche des patients, à savoir :

- ↳ Le couple maximal et minimal par cycle et par côté (CD et CG);
- ↳ La vitesse maximale par cycle et par côté (VD et VG) ;
- ↳ La puissance maximale par cycle et par côté (PD et PG) ;
- ↳ Le travail par poussée et par côté (WD et WG).

sont significativement supérieures chez les patients du GaD en comparaison à celles des patients du GsD (Tableau IV-3). L'écart le plus important entre les variables relevées chez les deux groupes intéresse :

- ↳ Le côté douloureux relativement aux couples maximaux et aux vitesses maximales calculés par cycle de propulsion. Ces faits sont probablement à l'origine des douleurs des épaules ;
- ↳ Le côté sain concernant les puissances maximales par cycle de propulsion et les travaux par phase propulsive (Tableau IV-3).

Groupe	Paramètres	CD Max. /Cyc (N.m)	CG Max. /Cyc (N.m)	CD Min /Cyc. (N.m)	CG Min /Cyc (N.m)	VD Max. /Cyc (m/s)	VG Max. /Cyc (m/s)	PD Max. /Cyc (W)	PG Max. /Cyc (W)	WD / poussée (J)	WG / poussée (J)
GsD	Moyenne	8,87	9,77	-1,21	-1,10	0,11	0,12	2,87	3,01	0,78	0,86
	Écart Type	3,66	3,04	0,98	0,64	0,03	0,03	1,79	1,59	0,28	0,34
	Max.	21,27	21,30	-0,21	-0,23	0,20	0,18	10,04	7,07	1,31	1,60
	Min.	3,60	4,31	-5,72	-2,72	0,06	0,07	0,64	0,72	0,18	0,35
GaD	Moyenne	10,02	10,74	-1,90	-1,24	0,16	0,13	3,71	4,81	0,81	1,36
	Écart Type	3,30	3,15	0,74	0,95	0,09	0,09	2,42	2,54	0,33	0,86
	Max.	19,92	19,72	-0,21	0,68	0,39	0,37	17,72	21,85	1,68	4,48
	Min.	5,09	5,44	-4,03	-4,31	0,08	0,07	1,17	1,24	0,42	0,57
Comparaison GsD/GaD : test t de Student		<i>P < 0,05</i>	<i>P < 0,01</i>	<i>P < 0,05</i>	Non significative	<i>P < 0,002</i>	<i>P < 0,02</i>	<i>P < 0,002</i>	<i>P < 0,001</i>		
GsD et GaD	Moyenne	9,44	10,25	-1,37	-1,17	0,14	0,13	3,39	3,91	0,79	1,06
	Écart Type	3,53	3,13	0,87	0,81	0,07	0,06	2,81	3,86	0,32	0,81
	Max.	21,27	21,30	-0,21	0,68	0,39	0,37	17,72	21,85	1,68	4,48
	Min.	3,60	4,31	-5,72	-4,31	0,06	0,07	0,64	0,72	0,18	0,35

Tableau IV-3 : Les paramètres : comparaison entre le groupe témoin (GsD) et le groupe souffrant de douleurs (GaD).

Remarque : Les variables dynamiques précitées, à savoir : les couples, les vitesses et les puissances maximales sont calculées pour toute la durée du cycle (Cyc). Les travaux sont par contre calculés par phase propulsive (PP).

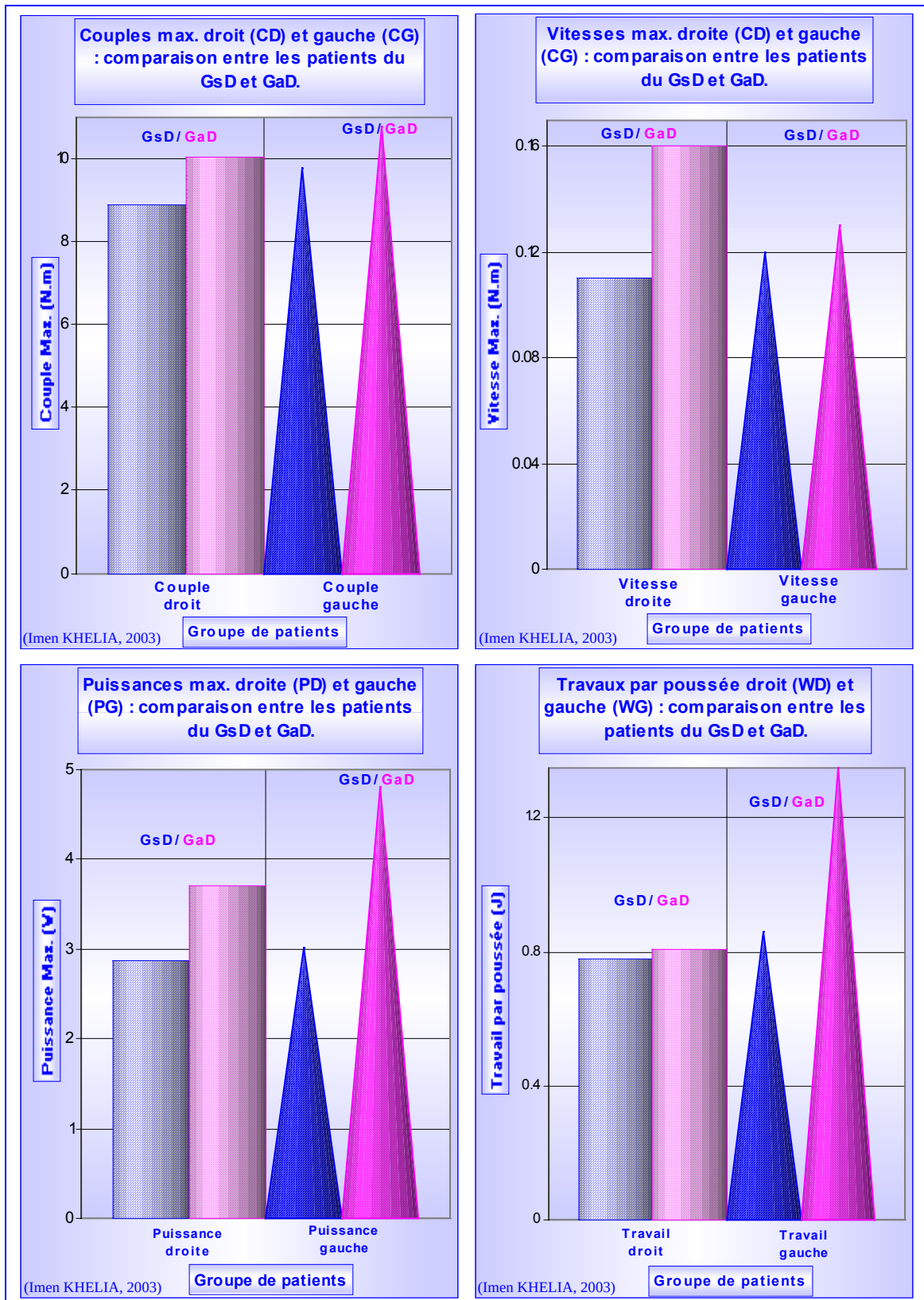


Figure IV-2 : Comparaison inter-membres supérieurs (droit et gauche) et inter-groupes (GsD et GaD) concernant les paramètres dynamiques : (couple max., vitesse max., puissance max. et travail par poussée).

IV.F.1.2 LA SYNCHRONISATION ENTRE LES MEMBRES DROIT ET GAUCHE

Le déplacement à l'aide d'un FRM est considéré comme étant une forme de locomotion synchrone [Theisen et coll., 1997.a]. Toutefois, une vue d'ensemble des graphiques de la Figure IV-2 montre une mauvaise synchronisation entre les côtés droit et gauche. En effet, pour la majorité des patients et quelle que soit leur appartenance au GsD ou au GaD, les paramètres dynamiques droit et gauche présentent souvent des différences importantes. Je me suis donc attachée à étudier la corrélation entre les paramètres dynamiques liés aux mouvements des deux membres supérieurs. Étant donné le nombre peu important d'individus étudiés ici et la disparité des résultats inter-individus, la corrélation a été calculée par paramètre et par patient (Tableau IV-4). Indépendamment du sujet étudié, les résultats concernant chaque paramètre ont été par la suite classés par ordre croissant et représentés en graphique de type radar (Octogone) dans la Figure IV-3.

Groupe	Paramètre Patient	Couple Max.	Vitesse Max.	Puissance Max.	Travail par poussée
Corrélation : GsD	N°1	0,61	0,31	0,03	0,55
	N°2	0,99	0,91	0,99	0,84
	N°3	0,87	0,17	0,98	0,71
	N°4	0,68	0,86	0,81	0,89
	N°5	0,47	0,91	0,49	0,47
	N°6	0,92	0,61	0,34	0,91
	N°7	0,23	0,77	0,30	0,27
	N°8	0,95	0,71	0,36	0,84
Corrélation : GaD	N°1	0,62	0,60	-0,54	0,80
	N°2	0,99	-0,23	-0,65	0,23
	N°3	1,00	0,57	0,92	0,91
	N°4	-0,79	0,93	-0,99	-0,62
	N°5	0,54	0,84	-0,40	0,59
	N°6	0,43	-0,09	-0,16	0,08
	N°7	1,00	-0,32	0,77	0,37

Tableau IV-4 : Corrélation entre les paramètres dynamiques des côtés droit et gauche.

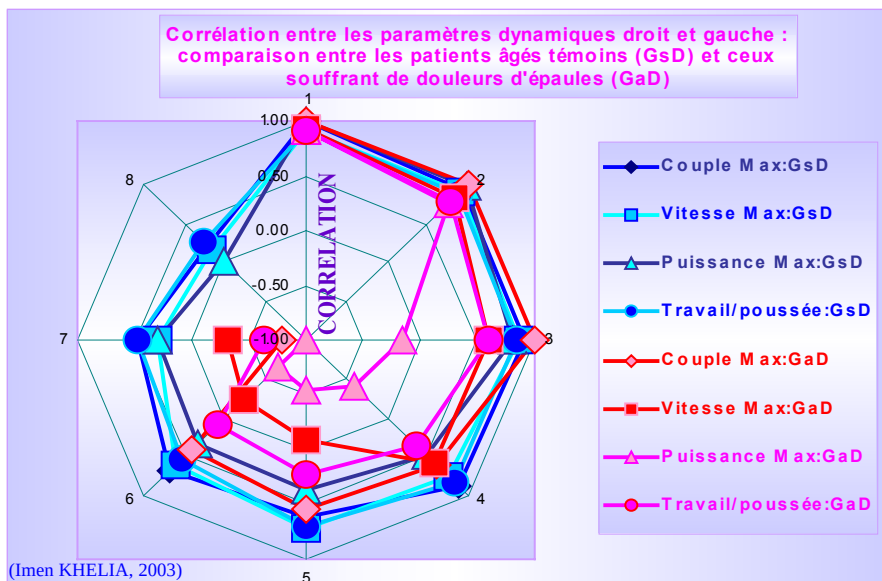


Figure IV-3 : Homogénéité des résultats des paramètres dynamiques droit et gauche : comparaison entre le GsD et le GaD (pour chaque paramètre, les valeurs sont classées par ordre croissant).

Le radar montre que les paramètres dynamiques concernant les patients du GaD se situent majoritairement près du centre de l'octogone ce qui correspond aux valeurs de corrélation les plus faibles voire négatives. Ces valeurs sont concentriques par rapport à celles du GsD ce qui signifie que les patients souffrant de douleurs d'épaules ont une moins bonne synchronisation entre leurs membres supérieurs droit et gauche.

IV.F.1.3 PARTICULARITÉ DES PARAMÈTRES DYNAMIQUES CHEZ LES PERSONNES ÂGÉES

La vitesse « habituelle » de translation des personnes âgées présentant une valeur maximale moyenne proche de $0,1 \text{ m.s}^{-1}$ (Tableau IV-5 ; [Khelia et coll., 2000 et 2001.b]), est très inférieure à celle trouvée dans la littérature concernant les plus jeunes utilisateurs du FRM ($0,55$ à $2,35 \text{ m.s}^{-1}$) [Schimada, 1998 ; Veeger, 1992.e et 1999 ; Woude et coll., 1998]. Cette vitesse est également inférieure à celle (1 m.s^{-1}) relevée par Aissaoui et coll. (2002) concernant des paraplégiques âgés ($68,4 \text{ ans} \pm 5,2$) probablement en raison de leur plus ancienne utilisation du FRM et de leur capacité à propulser aisément le FRM avec des vitesses égales des deux roues. En effet, les vitesses mesurées à droite et à gauche du FRM dans l'étude actuelle présentent souvent des différences significatives [Jones, 1999 ; Khelia et coll., 2001.a et b] malgré les recommandations de les maintenir égales (Figure IV-4.A₁ et B₁). Les valeurs des puissances maximales et des travaux relevées chez les personnes âgées impliquées dans l'étude actuelle sont aussi nettement inférieures à celles enregistrées par Woude et coll. (1989.b) concernant des personnes jeunes (Tableau IV-5). Elles présentent aussi d'importants écarts entre les côtés droit et gauche lesquels sont plus importants chez le GaD (Figure IV-4.A₂ et B₂).

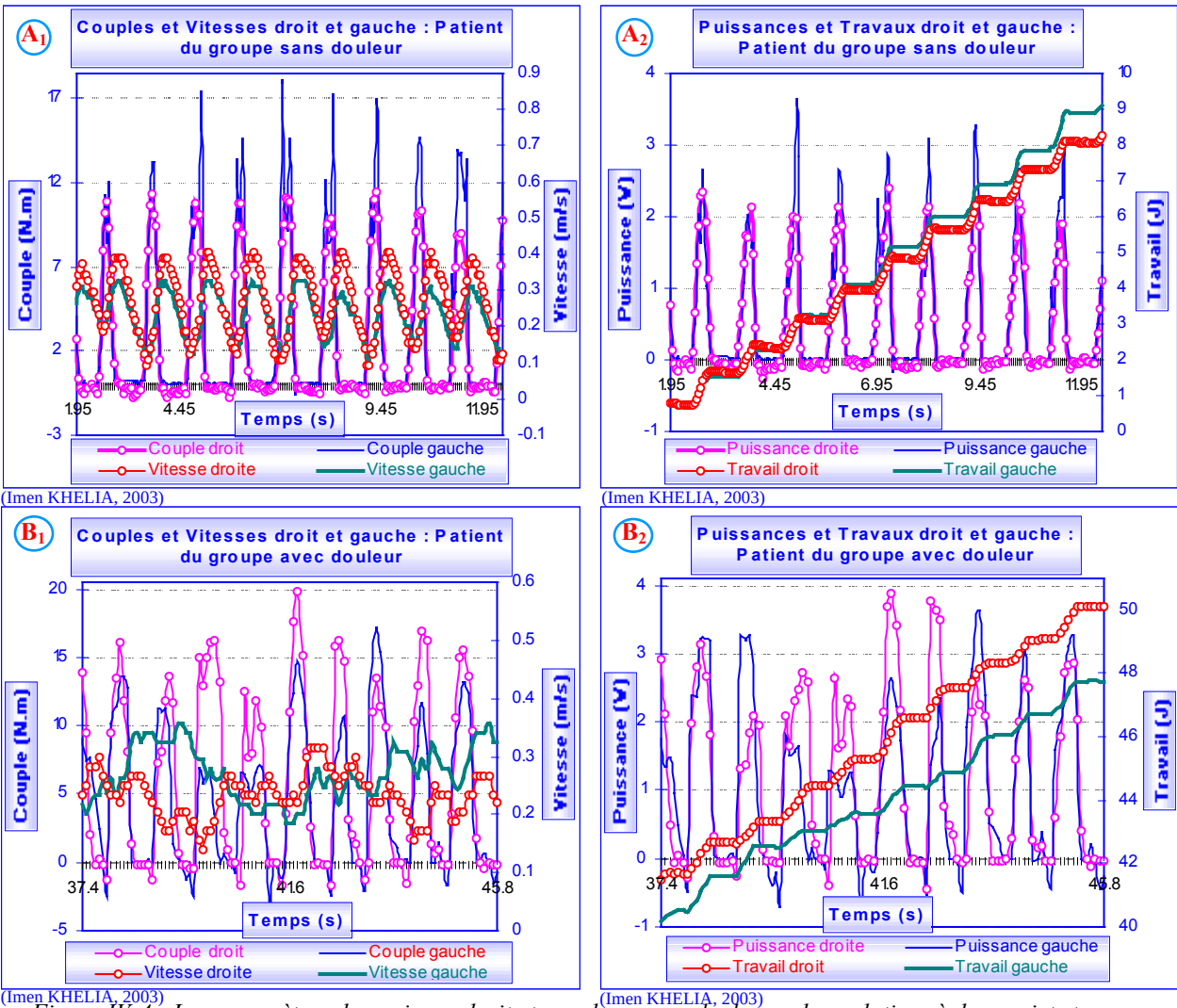


Figure IV-4 : Les paramètres dynamiques droit et gauche : exemple de courbes relatives à deux sujets types appartenant au GsD (A₁ et A₂) et au GaD (B₁ et B₂).

Étude	Sujets	Paramètres	Vitesse moyenne (m/s)		Puissance Max. (W)		Travail (J)	
			VD Max	VG Max	PD Max	PG Max	WD/poussée	WG/poussée
Étude actuelle GsD et GaD	Âge min. : 60 ans	Moyenne	0,14	0,13	3,39	3,91	0,79	1,06
		Écart Type	0,07	0,06	2,81	3,86	0,32	0,81
Woude et coll. (1989.b)	Âge moyen : 27,6 ($\pm 4,2$) - 2 : handisport ; - 4 : non utilisateurs du FRM.	Moyenne	0,55 (imposée)		35,73		17,11	
		Écart Type	0,07		5,8		2,3	

Tableau IV-5 : Comparaison des données dynamiques de l'étude actuelle avec celles de la littérature.

IV.F.1.4 L'ÉVOLUTION TEMPORELLE DU COUPLE ET DE LA VITESSE

Par analogie à l'évolution temporelle de la force efficace représentée dans la figure II.35 ($F_m(N) = C \cdot R_m^{-1}$: Cf. équation II.4), l'analyse de celle du couple C chez les personnes âgées du GsD montre la reproduction de la majorité des particularités de la forme de ce signal. Ceci témoigne de la conformité du comportement des personnes âgées du GsD à celui observé par les différents auteurs en ce qui concerne les utilisateurs jeunes et/ou sportif du FRM (Cf. Paragraphe II.D.2.1). En revanche, cette évolution au cours du temps nous permet de détecter des différences remarquables entre les GaD et GsD.

En effet, on peut observer dans la Figure IV-5 :

1) Une baisse importante du couple C au milieu de la phase propulsive [Vanlandewijck et coll., 1997] concernant le GsD. Cette « déflexion » que l'on peut attribuer à un temps de repos du patient s'atténue remarquablement voire disparaît chez les sujets du GaD et spécialement concernant le membre douloureux. Ce défaut de « déflexion », associé à une valeur maximale de C ainsi qu'à une durée de la phase propulsive (PP) du GaD notablement supérieures à celles du GsD, peut expliquer l'apparition des douleurs d'épaules.

2) Une apparition de valeurs négatives du couple C lors du contact initial de la main avec le cerceau [Van der Woude et coll., 1989.b ; Van der Woude et coll., 1990 ; Veeger et coll., 1991.d ; Veeger et coll., 1992.e]. Le Tableau IV-3 montre que ces valeurs négatives sont significativement supérieures ($P < 0,05$) concernant le membre douloureux chez les sujets GaD (-1,90 N.m) en comparaison au GsD (-1,21). Ceci témoigne d'une action de freinage plus importante chez le GaD (Cf. paragraphe II.D.2.2 ; [Veeger et coll., 1991.d ; Cooper et coll., 2002]) et donc de la médiocre technique de propulsion de ces sujets [Veeger et coll., 1991.d]. Ce freinage, correspond approximativement à 20% de la valeur maximale du couple appliqué durant la phase propulsive. Conjugué à l'important couple maximal atteint chez le GaD, il entraîne sans doute des pressions articulaires importantes au niveau de l'articulation scapulo-humérale et explique encore une fois l'apparition des douleurs d'épaules.

3) Alors que F_m atteint son maximum à la fin de la phase propulsive chez les jeunes utilisateurs du FRM, on remarque la disparité des résultats inter-cycles chez les sujets âgés concernant l'instant de l'apparition de la valeur maximale du couple fonction de la durée de la poussée (Figure IV-5).

4) Conformément à la logique, la vitesse maximale est observée en fin de poussée ou au début de la phase de retour (Figure IV-5), c'est-à-dire lorsque le sujet relâche le cerceau et qu'aucun couple n'est alors appliqué à la main courante.

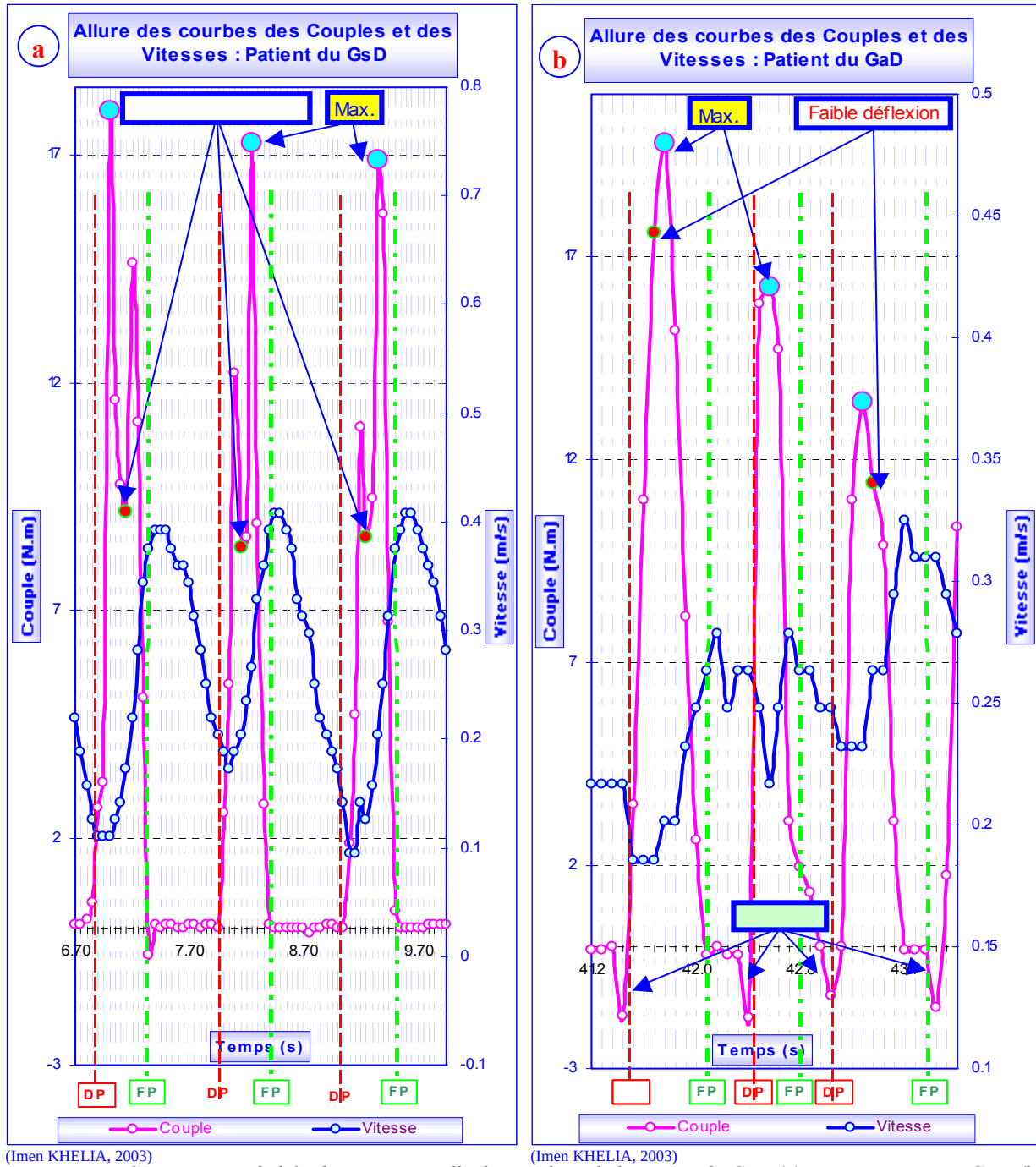


Figure IV-5 : Comparaison de l'évolution temporelle du couple et de la vitesse du GsD (a) par opposition au GaD (b).

Remarque : Les tableaux récapitulatifs des résultats dynamiques montrent la disparité des valeurs au sein de chaque groupe en raison de l'importance des écarts types trouvés concernant la majorité des variables précitées.

IV.F.2 LA CINÉMATIQUE

IV.F.2.1 LE CYCLE DE PROPULSION

La technique de propulsion des personnes âgées, quel que soit le groupe de patients étudié ici (GsD ou GaD), est nettement différente de celle des plus jeunes. Ces derniers commencent leur propulsion en prenant appui sur la partie postérieure du cerceau décrivant ainsi une phase de traction puis une phase de poussée proprement dite (Cf. paragraphe II.D.1.1) alors que les personnes âgées l'amorcent au niveau de la partie antérieure de la main courante (Figure IV-6).

À l'exception d'un sujet particulier (Sp), ancien basketteur caractérisé par une musculature bien développée, et appartenant au GaD, on peut spécifier la technique de propulsion des personnes âgées par l'absence de la phase de traction (Figure IV-6 et Figure IV-8 ; [Khelia et coll., 2000]).

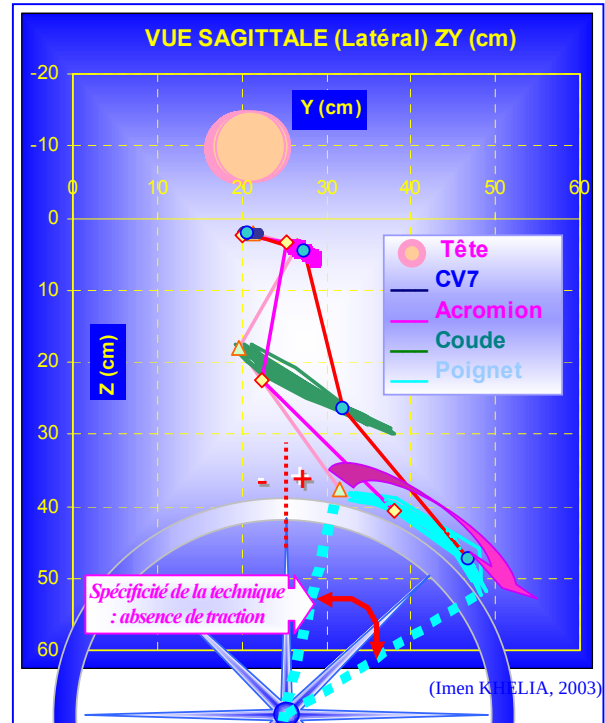


Figure IV-6 : Technique de propulsion typique d'un sujet âgé utilisateur du FRM.

On notera que l'angle de la phase de traction du sujet Sp est très faible par rapport aux utilisateurs jeunes du FRM. Elle est de l'ordre de $-7,2^\circ$ par rapport à la verticale passant par le centre du cerceau (Tableau IV-6). Ce sujet est aussi caractérisé par une vitesse de propulsion nettement supérieure à celle de la totalité des patients étudiés ($1,3 \text{ m.s}^{-1} \pm 0,2$) et une durée d'utilisation du FRM trois fois supérieure à la moyenne de la totalité des patients étudiés ici.

D'autre part et de façon générale, l'angle de poussée chez les personnes âgées ($16,1^\circ \pm 8,92^\circ$; Tableau IV-6) est largement inférieur à celui relevé chez les personnes jeunes et/ou sportives utilisatrices du FRM (51° à 110° [Dallmeijer, 1998 ; Boninger et coll., 2000]). Par ailleurs, les angles de fin de poussée sont significativement différents ($P < 0,001$) entre les deux groupes de patients étudiés ici (Tableau IV-6). Les patients du GaD semblent commencer leur phase propulsive à un angle antérieur ($14,45^\circ \pm 8,52^\circ$) à celui des patients du GsD ($15,09^\circ \pm 5,34^\circ$) et la finir postérieurement à ces derniers (respectivement $29,09^\circ \pm 6,46^\circ$ et $32,49^\circ \pm 5,85^\circ$). Il en résulte, un angle de poussée (Figure IV-7) significativement supérieur ($P < 0,001$) chez les patients du GaD ($19,21^\circ \pm 9,14^\circ$) en comparaison à celui des patients du GsD ($14^\circ \pm 8,2^\circ$).

Groupe	Angle (Degré °)	Début PP	Fin PP	Poussée par cycle
GsD	Moyenne (Écart Type)	15,09 (6,68)	29,09 (6,46)	14,00 (8,20)
	Min./Max.	2,54/26,01	11,98/42,04	6,88/34,81
GaD	Moyenne (Écart Type)	14,45 (8,52)	32,49 (5,85)	19,21 (9,14)
	Min./Max.	-7,02/33,17	18,91/44,10	9,06/43,42
Comparaison GsD/GaD : test t de Student		Non significative	$P < 0,001$	$P < 0,001$
GsD et GaD	Moyenne (Écart Type)	14,77 (7,65)	30,79 (6,39)	16,10 (8,92)
	Min./Max.	-7,02/33,17	11,98/44,10	6,88/43,42

Tableau IV-6 : L'angle de poussée (PP) : début et fin par rapport à la verticale passant par le centre du cerceau et sa variation par cycle de propulsion.

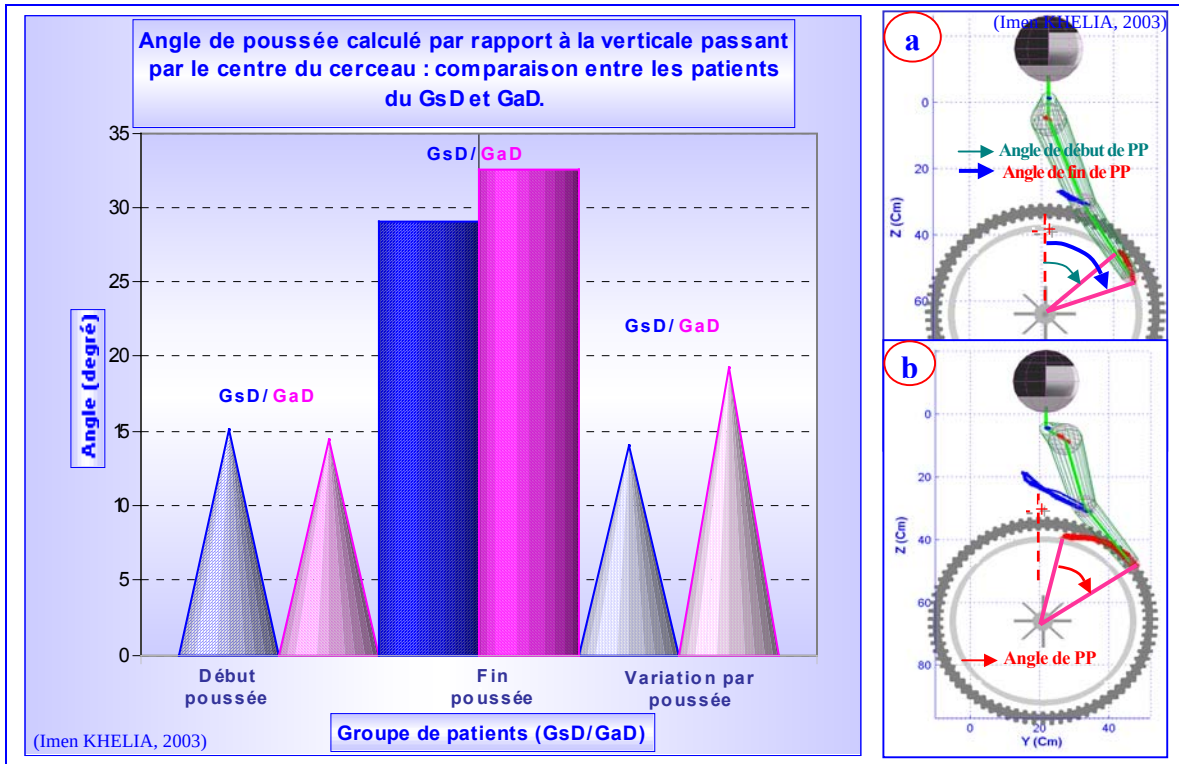


Figure IV-7 : Caractéristiques de l'angle de poussée : comparaison entre les patients du GsD et du GaD.
(a) : patient du GsD : petit angle de poussée, (b) : patient du GaD

Enfin, à cadences de poussées égales à celles trouvées dans la littérature concernant les jeunes utilisateurs du FRM (Cf. paragraphe IV.F.2.4.3), les petits débats du dos et de l'épaule chez les personnes âgées (Cf. paragraphe IV.F.2.4.1 et IV.F.2.4.2) donnent une explication aux différences constatées entre les vitesses de déplacement des jeunes et celles de ces patients [Khelia et coll., 2001.b].

IV.F.2.2 LE STYLE DE PROPULSION

Rappelons que selon la littérature, le style de propulsion est étudié à partir de la forme de la trajectoire du 3^{ème} métacarpe dans le plan sagittal (le poignet dans notre cas : Cf. paragraphe II.D.1.2), ce paramètre ainsi que la forme de la trajectoire des différentes articulations étudiées ne semblent pas être affectés par l'apparition des douleurs d'épaules chez les personnes âgées du GaD. En effet, quel que soit le groupe considéré, la technique de propulsion correspond dans le plan sagittal à un style en arc (Figure IV-8.a ; Cf. paragraphe II.D.1.2).

Néanmoins, les plans frontal et horizontal permettent de mettre en évidence deux aspects du même style (Tableau IV-7). Le premier aspect (Figure IV-8 b et c : Aspect A) montre dans le plan frontal une trajectoire rectiligne du poignet. Dans le plan transversal la trajectoire du poignet est en arc de cercle voire rectiligne chez certains sujets. Le deuxième aspect (Figure IV-8 b et c : Aspect B) est caractérisé par une trajectoire triangulaire dans le plan frontal et en aile d'avion (voire ovale) dans le plan transversal. Sa pointe marque le passage de la phase propulsive à la phase de retour. Du fait que la propulsion se déroule en chaîne fermée, la trajectoire du coude est similaire à celle du poignet mais à courbure opposée. Le style de propulsion, quel que soit l'aspect envisagé, ne semble être lié ni à l'apparition des douleurs d'épaules ni au sexe du patient.

Plan	Vue	Aspect (A)	Aspect (B)
	Frontale	Rectiligne	Triangulaire
	Transversale	Arc de cercle ou rectiligne	Aile d'avion ou ovale

Tableau IV-7 : Aspects de la propulsion du FRM chez les personnes âgées étudiées.

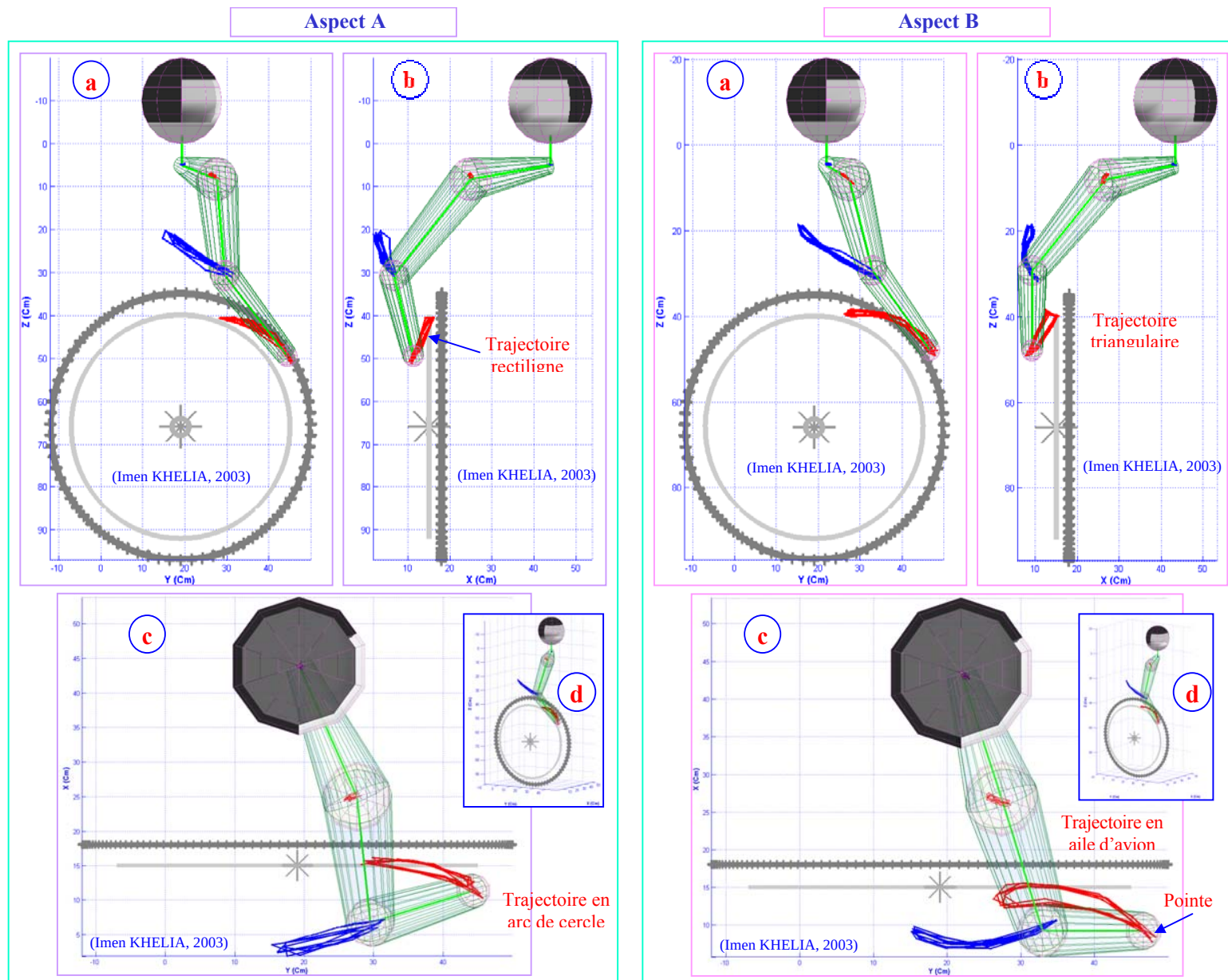


Figure IV-8 : Cinématique de la propulsion du FRM chez les sujets âgés amputés : 5 cycles successifs de propulsion (a : plan sagittal * ; b : plan frontal * ; c : plan transversal * ; d : vue 3D*).

*Remarque : Le carrossage (inclinaison des roues) n'est pas pris en compte dans les graphiques ci-dessus.

IV.F.2.3 LES PARAMÈTRES TEMPORELS

La fréquence de la propulsion du FRM ne semble pas être affectée par l'apparition des douleurs chez les patients du GaD (Tableau IV-8). Globalement, cette fréquence est de l'ordre d'un cycle par seconde (Figure IV-9.a). Cette valeur est similaire à celle observée par *Thoumie et coll.* (1994 et 1997) chez les plus jeunes utilisateurs du FRM et correspond à celle des fréquences élevées des sujets étudiés par *Hintzy et coll.* (2002).

Groupe	Paramètre	Durée du cycle (s)	Durée de la phase de poussée (s)	Durée de la poussée en % de la durée du cycle
GsD	Moyenne	1,03	0,63	63,76
	Écart Type	0,45	0,21	8,87
	Max.	2,25	1,20	94,12
	Min.	0,45	0,30	46,34
GaD	Moyenne	1,06	0,62	59,88
	Écart Type	0,37	0,17	9,38
	Max.	2,30	1,20	88,24
	Min.	0,60	0,40	41,86
Comparaison GsD/GaD : test t de Student		Non significatifs		<i>P < 0,001</i>
GsD et GaD	Moyenne	1,04	0,62	61,82
	Écart Type	0,41	0,19	9,31
	Max.	2,30	1,20	94,12
	Min.	0,45	0,30	41,86

Tableau IV-8 Durée du cycle de propulsion du FRM et de ses phases : comparaison entre les patients GsD et GaD.

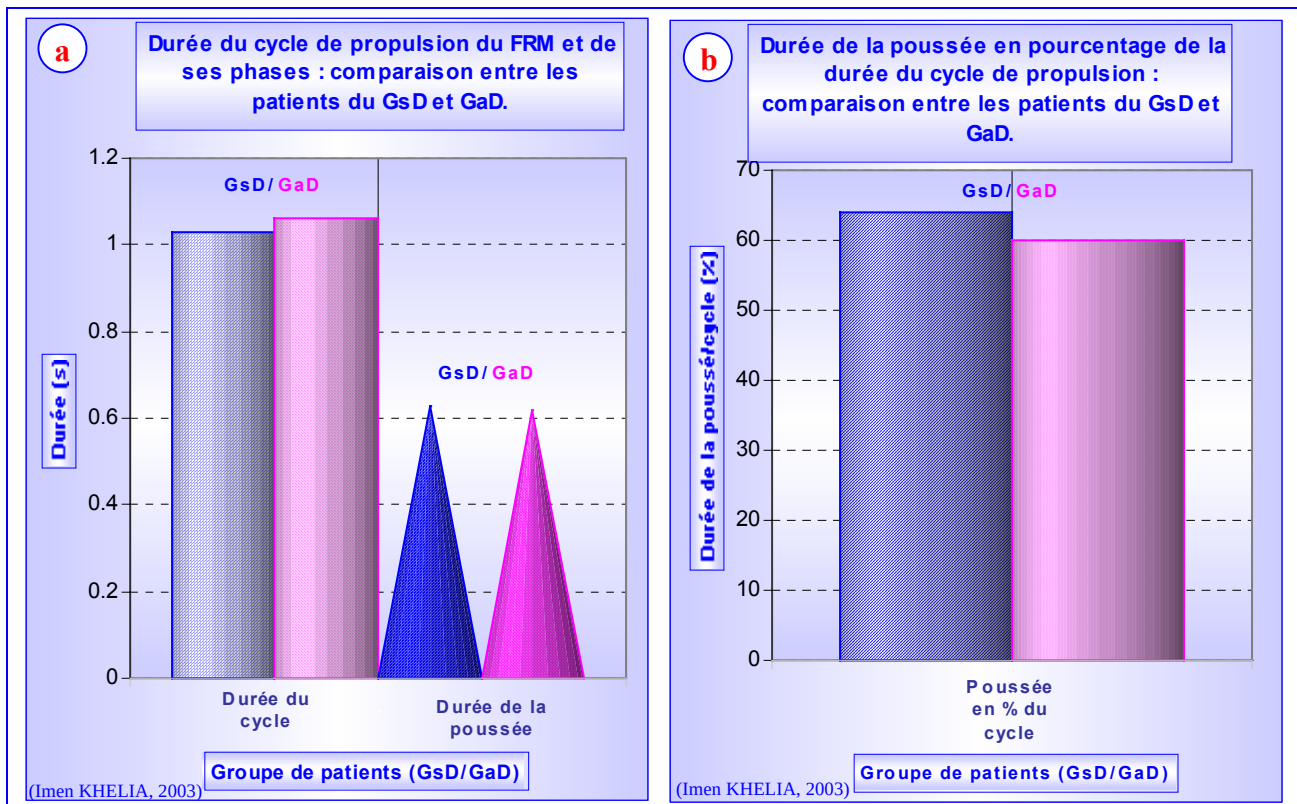


Figure IV-9 : Les paramètres temporels : comparaison entre le GsD et le GaD.

Toutefois, la durée de la phase propulsive en pourcentage de celle du cycle (Figure IV-9.b) est significativement inférieure chez les personnes âgées du GaD ($59,88 \% \pm 9,38$) en comparaison au GsD ($63,76 \% \pm 8,87$). Par ailleurs, ce paramètre représente en moyenne $61,82 \% \pm 9,38$ chez la totalité de la population âgée étudiée (Tableau IV-8) alors qu'il est de l'ordre de 25 % chez les jeunes utilisateurs sédentaires du FRM [Bednarkczyk et Sanderson, 1994 et 1995 ; Thoumie et coll., 1994 et 1997] et oscille entre 30 % et 45 % chez les handicapés du handisport. (Cf. paragraphe II.D.4.1.2.a et II.D.4.1.2.c ; [Van der Woude et coll., 1989.a]).

L'importance de la durée de la phase de poussée par rapport à la durée du cycle semble être une des caractéristiques de la technique de propulsion du FRM chez les personnes âgées [Khelia et coll., 2001.a et b et 2002.b]. Ce pourcentage est voisin de celui relevé par Rodgers et coll. (2001) concernant des sédentaires handicapés (Cf. paragraphe II.D.4.1.2.c). Pourtant les mesures de ces auteurs ont été menées dans des conditions particulières afin d'étudier l'effet de la fatigue : sprint en FRM sous différents couples de friction (0 à 4 Nm) et avec un FRM dont le diamètre du cerceau est supérieur à celui du modèle standard.

IV.F.2.4 LES ANGLES ARTICULAIRES

IV.F.2.4.1 Les mouvements du dos et de l'épaule (l'acromion)

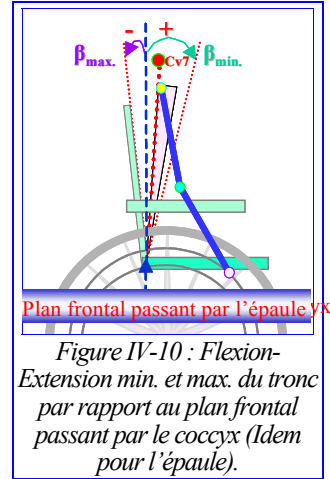
En terme d'amplitude angulaire par cycle de propulsion, le tronc des personnes âgées reste pratiquement immobile. L'angle de flexion-extension β du tronc* a pour valeur maximale $1,1^\circ$ et pour valeur minimale $-1,7^\circ$ (Figure IV-10 et Tableau IV-9) alors que celui des jeunes utilisateurs du FRM oscille entre 4° et 15° . Or lorsque le tronc est fixé, certains adducteurs (à savoir : le grand dorsal, le teres major et les fibres inférieures du pectoralis major) exercent une traction descendante sur l'humérus (Cf. paragraphe II.E.2.1.1).

Remarque* : Pour le calcul des angles articulaires et des amplitudes des oscillations du tronc et des épaules (acromion) dans le plan sagittal, le plan de référence pris en compte est le plan frontal passant par le coccyx (Figure IV-13). L'angle de flexion-extension du tronc est donc défini ici par la droite passant par la Cv7 et le coccyx (la droite passant par l'acromion et le coccyx concernant l'angle de l'épaule) et la verticale passant par le coccyx. Cet angle est nul quand la Cv7 se trouve, selon l'axe vertical Z, à l'aplomb du coccyx et est positif (flexion) lorsque le tronc se déplace dans le sens de la poussée (Figure IV-13).

Par ailleurs, les valeurs moyennes des angles de flexion/extension du tronc en début et à la fin de la poussée montrent chez la totalité de la population étudiée que le tronc reste dans une position très proche de la verticale passant par le coccyx (Figure IV-11 et Figure IV-12). Ces valeurs moyennes sont corroborées par la position des épaules. En moyenne, l'oscillation du tronc varie entre $2,8^\circ$ à $3,5^\circ$ (Tableau IV-9) contre $3,2^\circ$ à $17,5^\circ$ pour les jeunes souffrant de lésions médullaires étudiés par Dallmeijer (1998) et supérieures à 80° concernant les handicapés sédentaires étudiés par Rodgers et coll. (2000 et 2001). La faiblesse des mouvements du tronc qui caractérise la technique de propulsion des personnes âgées peut être expliquée par la fatigabilité des personnes étudiées ici mais probablement aussi par leur volonté d'économiser l'énergie. Ceci confirme encore une fois l'hypothèse posée au début de ce travail qui stipule que la technique adoptée spontanément par ces sujets est néfaste d'où la nécessité d'une éducation à la propulsion du FRM. La détérioration de la structure de l'articulation des épaules et la diminution de la souplesse articulaire avec l'âge peut aussi être à l'origine de ces constatations (Cf. paragraphe II.E.2.2.4).

CHAPITRE IV

(Imen KHELIA, 2003)



Groupe	Angle (Degré °)	Angle de flexion-extension du tronc					Angle d'antéposition-réposition de l'épaule dans le plan sagittal/coccyx				
		Début PP	Fin PP	Max. Cyc	Min. Cyc	Déplacement /PP	Début PP	Fin PP	Max. Cyc	Min. Cyc	Déplacement /PP
GsD	Moyenne	2,01	2,64	2,69	1,90	0,07	0,023	0,024	0,027	0,021	0,001
	Écart Type	2,02	2,10	2,08	1,98	0,36	0,022	0,023	0,023	0,022	0,004
	Max.	5,56	6,20	6,38	5,24	1,08	0,059	0,064	0,066	0,055	0,011
	Min.	-1,87	-2,24	-1,62	-2,07	-0,59	-0,021	-0,025	-0,018	-0,023	-0,007
GaD	Moyenne	4,38	4,02	4,62	3,70	-0,26	0,053	0,045	0,057	0,042	-0,008
	Écart Type	3,80	3,70	3,92	3,67	0,55	0,042	0,041	0,043	0,040	0,006
	Max.	12,92	12,22	13,38	12,18	0,91	0,143	0,134	0,147	0,134	0,010
	Min.	-0,89	-0,86	-0,72	-0,94	-1,74	-0,010	-0,009	-0,008	-0,010	-0,021
Comparaison GsD/GaD : test t de Student		P < 0,001									
GsD et GaD	Moyenne	3,18	3,11	3,51	2,80	-0,07	0,036	0,035	0,039	0,031	-0,001
	Écart Type	3,22	3,14	3,30	3,08	0,48	0,036	0,035	0,037	0,034	0,005
	Max.	12,92	12,22	13,38	12,18	1,08	0,143	0,134	0,147	0,134	0,011
	Min.	-1,87	-2,24	-1,62	-2,07	-1,74	-0,021	-0,025	-0,018	-0,023	-0,021

Tableau IV-9 : Amplitudes angulaires des oscillations du tronc et de l'épaule dans le plan sagittal YZ : début et fin de poussée, maximales et minimales par cycle (Cyc) et angles par phase propulsive (PP).

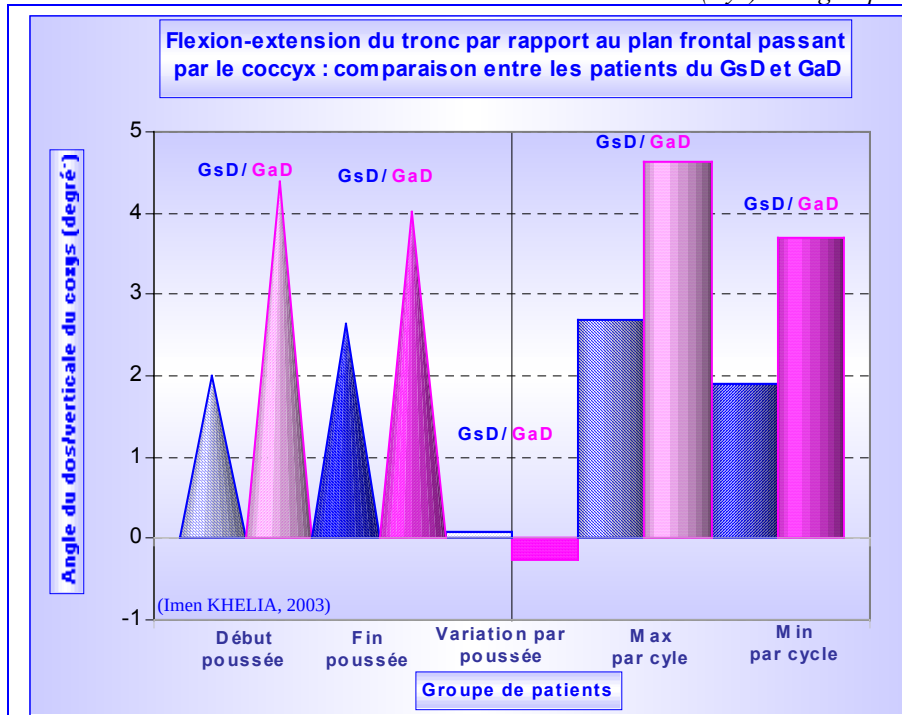


Figure IV-11 : Angle de flexion-extension du tronc.

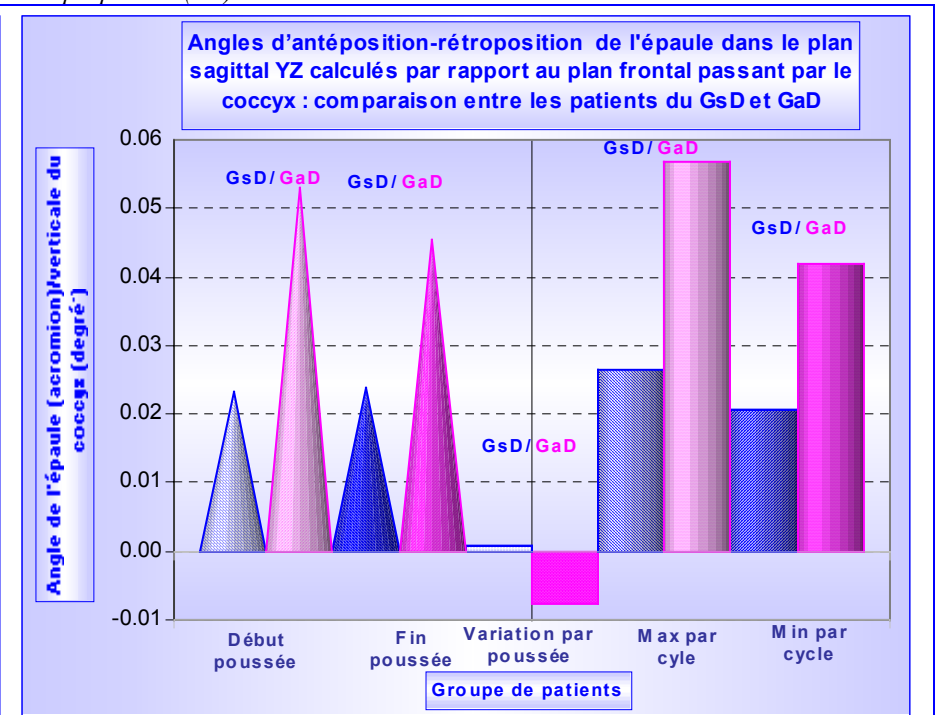


Figure IV-12 : Angles d'antéposition-réposition de l'épaule.

La faible amplitude du déplacement du tronc peut justifier en partie l'absence de la phase de traction durant la propulsion d'où la faiblesse de l'angle de poussée chez les personnes âgées [Khelia et coll., 2002.b].

Rappelons que selon l'étude de Lees et coll. (1991), le style de propulsion avec oscillation du tronc est le plus efficace en comparaison à la technique de propulsion avec tronc maintenu en position inclinée. Le mode de propulsion adopté spontanément par la majorité des personnes âgées est donc inefficace puisqu'en se servant du tronc comme une base quasi stable, ils anéantissent l'avantage que peut procurer le mouvement du tronc pour faciliter la poussée (Cf. paragraphe II.D.1.3.1).

Toutes les variables étudiées concernant les angles de flexion-extension du tronc et les angles d'antéposition-rétroposition de l'épaule présentent des valeurs significativement différentes entre le GsD et le GaD (Tableau IV-9). Chez les personnes âgées du GaD, les amplitudes angulaires du tronc (Figure IV-11) et des épaules (Figure IV-12) par phase propulsive sont significativement plus importantes que celles des patients du GsD (Figure IV-13).

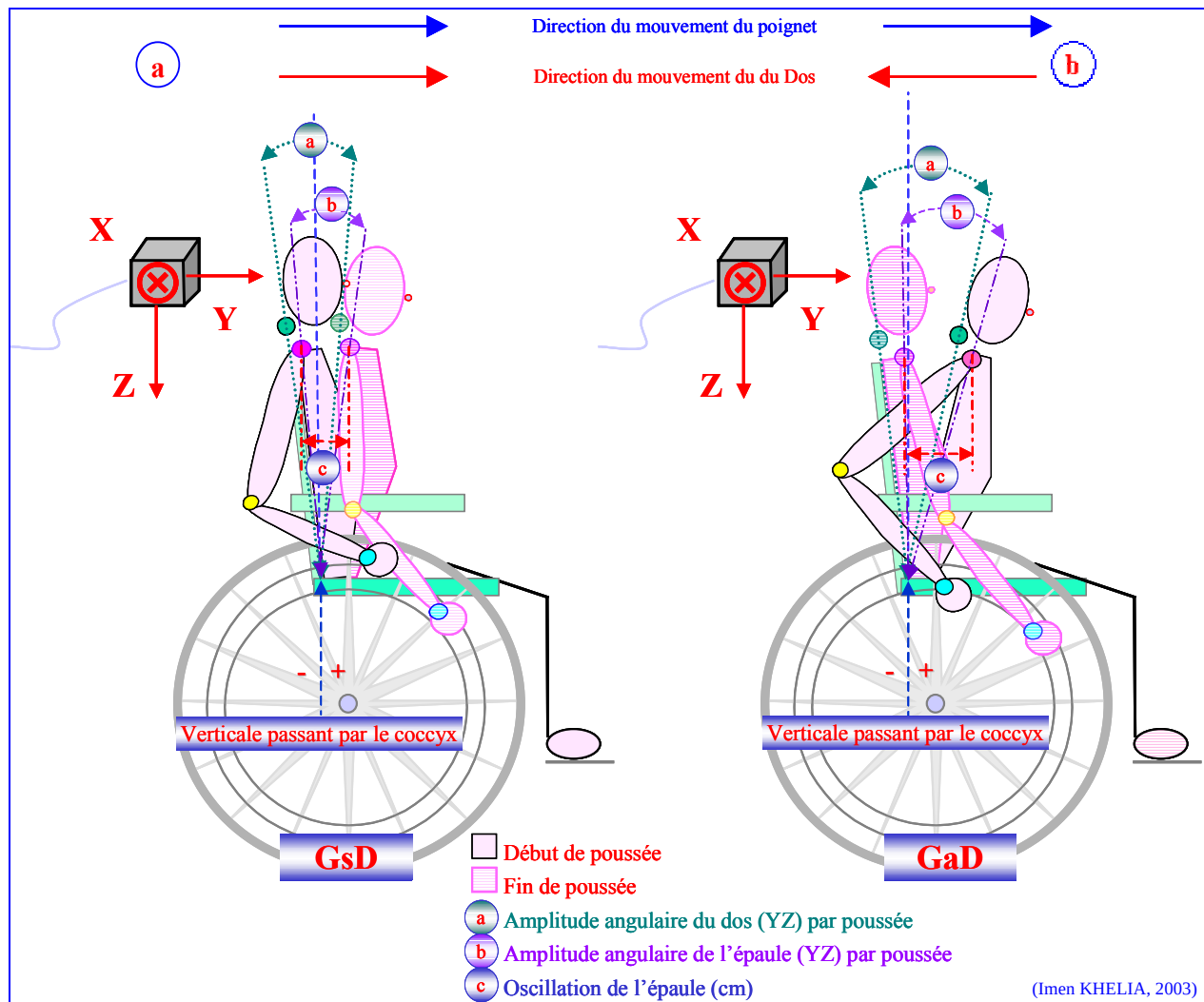


Figure IV-13 : Différentes techniques d'oscillation du tronc durant la phase propulsive. GsD (à gauche) : avance du tronc en phase avec l'oscillation du poignet. GaD (à droite) : recul du tronc et contrainte en traction de l'épaule en fin de poussée.

La différence la plus remarquable entre les deux groupes est liée à l'évolution en fonction du temps de la position du tronc. En effet, contrairement à ce qui est observé chez le GsD, la position du dos en début de phase propulsive représente chez le GaD un angle moyen ($4,38^\circ \pm 3,8$) significativement supérieur ($P < 0,001$) à celui de la fin de cette phase ($4,02 \pm 3,7$). Cela signifie pour ce groupe que le balancement du tronc durant la poussée se fait dans une direction inverse du mouvement du membre supérieur (Figure IV-11 et Figure IV-13). Par conséquent :

1) Cette technique entraverait la fonction de base des oscillations du tronc qui, dans les conditions d'oscillations en phase avec le poignet, facilite le mouvement de la poussée (Cf. paragraphe II.D.1.3.1 [*Lees et coll., 1991*]) ;

2) Le mouvement du membre supérieur en phase propulsive se déroule en chaîne fermée. De ce fait, le déplacement du poignet guide celui des articulations du membre supérieur. Logiquement, dans le cas de la technique avec recul du dos en phase propulsive, l'épaule est entraînée à effectuer une antéposition plus ample (Figure IV-13). Les chiffres présentés dans le Tableau IV-10 confirment ces résultats. Les positions de l'acromion dans le plan sagittal calculées selon l'axe horizontal Y par rapport :

↪ Au plan frontal passant par le coccyx (Figure IV-13 et Figure IV-14.a)

↪ Au plan frontal passant par le dos : Y_{CV7} (Figure IV-13 et Figure IV-14.b) ;

montrent que l'acromion oscille significativement plus amplement chez le GsD (Figure IV-15). De plus, contrairement au déplacement du dos chez le GaD, l'angle de fin de poussée de l'épaule est supérieur à celui de début de poussée quel que soit le groupe considéré (Tableau IV-9). L'épaule oscille donc dans un sens inverse du tronc chez les patients du GaD (Figure IV-13). L'articulation scapulo-humérale chez le GaD subit donc des sollicitations plus importantes et de plus longue durée. Ces sollicitations se font tantôt dans le sens d'une contrainte en compression, tantôt dans le sens d'une contrainte en traction. À savoir :

↪ Contrainte en compression : du début de la poussée (freinage) jusqu'à l'instant où le couple atteint sa valeur maximale (Cf. paragraphe IV.F.1.4) ;

↪ Contrainte en traction : en fin de cycle lorsque la position de l'acromion par rapport au dos se trouve significativement augmentée (Figure IV-13).

Cette succession des phénomènes fait subir aux épaules tout au long de la phase propulsive et de manière continue des contraintes excessives et agressives. Rappelons aussi que, du fait de la plus importante durée de la phase propulsive en pourcentage de celle du cycle, ces sollicitations contraignantes sont non seulement répétitives mais aussi concernent 60 % de la durée du cycle de propulsion. La combinaison de ces phénomènes explique l'apparition des lésions, la rupture des tendons de la coiffe des rotateurs et par ailleurs les douleurs constatées chez les patients du GaD.

Groupe	Déplacement (m)	Acromion / Verticale Coccyx : axe Y horizontal					Acromion / Dos : axe Y horizontal				
		Début PP	Fin PP	Max. Cyc	Min. Cyc	Déplacement/PP	Début PP	Fin PP	Max. Cyc	Min. Cyc	Déplacement/PP
GsD	Moyenne	0,065	0,078	0,079	0,063	0,012	0,042	0,054	0,055	0,040	0,012
	Écart Type	0,026	0,030	0,029	0,026	0,008	0,026	0,029	0,029	0,027	0,007
	Max.	0,118	0,136	0,138	0,118	0,033	0,077	0,096	0,096	0,077	0,027
	Min.	0,023	0,026	0,031	0,017	-0,002	-0,016	-0,007	-0,006	-0,016	-0,001
GaD	Moyenne	0,101	0,116	0,118	0,097	0,016	0,053	0,071	0,072	0,051	0,018
	Écart Type	0,052	0,045	0,047	0,050	0,010	0,015	0,012	0,012	0,015	0,009
	Max.	0,206	0,198	0,207	0,198	0,029	0,078	0,083	0,084	0,076	0,030
	Min.	0,012	0,026	0,027	0,012	-0,018	0,014	0,033	0,033	0,014	-0,005
Comparaison GsD/GaD		$P < 0,001$				$P < 0,05$	$P < 0,001$				$P < 0,05$
GsD et GaD	Moyenne	0,083	0,094	0,096	0,080	0,011	0,047	0,060	0,061	0,046	0,012
	Écart Type	0,045	0,042	0,043	0,043	0,009	0,022	0,023	0,023	0,022	0,008
	Max.	0,206	0,198	0,207	0,198	0,033	0,078	0,096	0,096	0,077	0,030
	Min.	0,012	0,026	0,027	0,012	-0,018	-0,016	-0,007	-0,006	-0,016	-0,005

Tableau IV-10 : Amplitudes des oscillations de l'épaule (en mètre) calculées selon l'axe horizontal Y et par rapport au plan frontal passant par le coccyx : début et fin de poussée (PP), maximales et minimales par cycle (Cyc) et déplacement par phase propulsive.

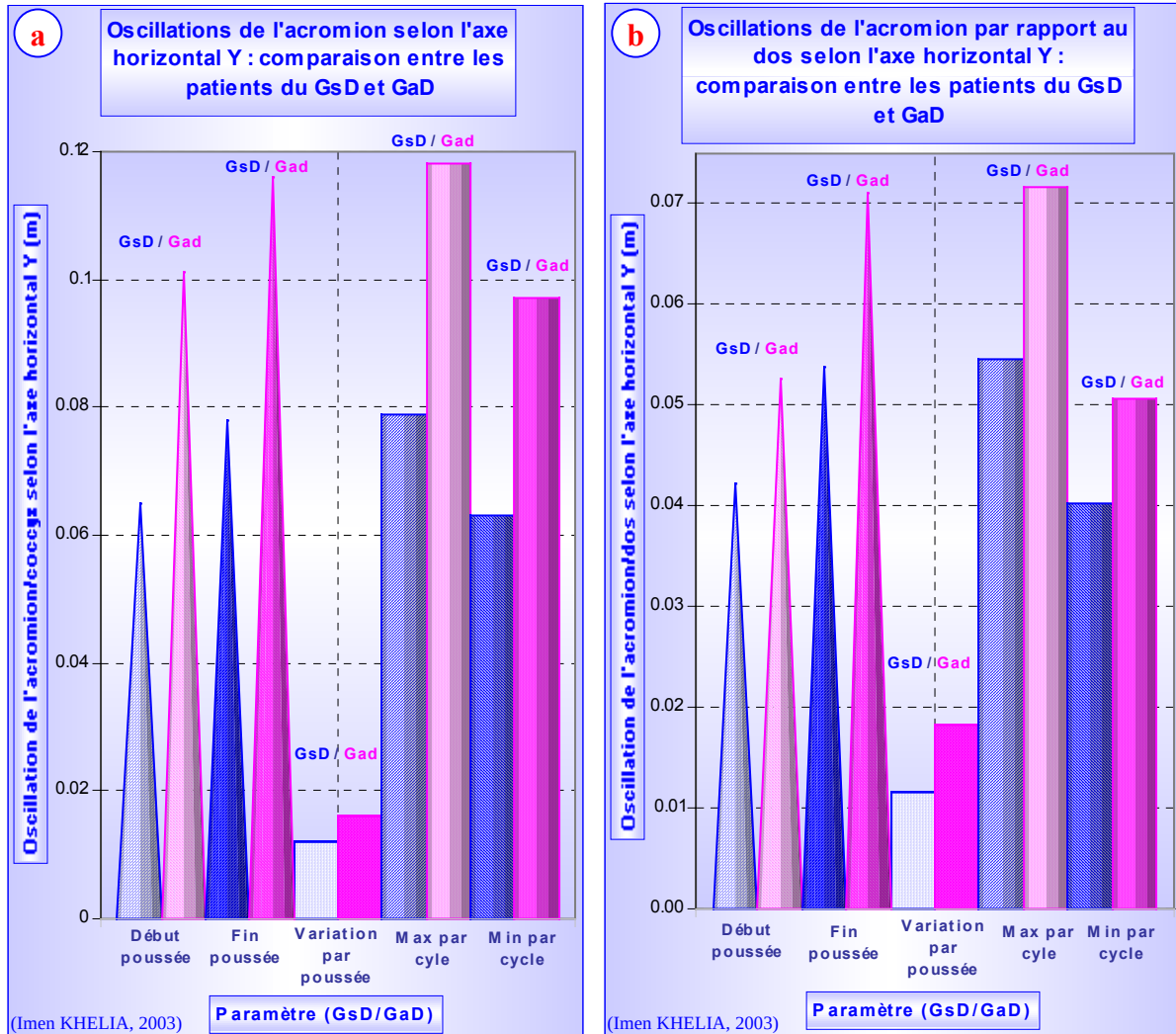


Figure IV-14 : Oscillations de l'épaule calculées selon l'axe horizontal Y : (a) : par rapport au plan frontal passant par le coccyx et (b) : par rapport au plan frontal passant par le dos.

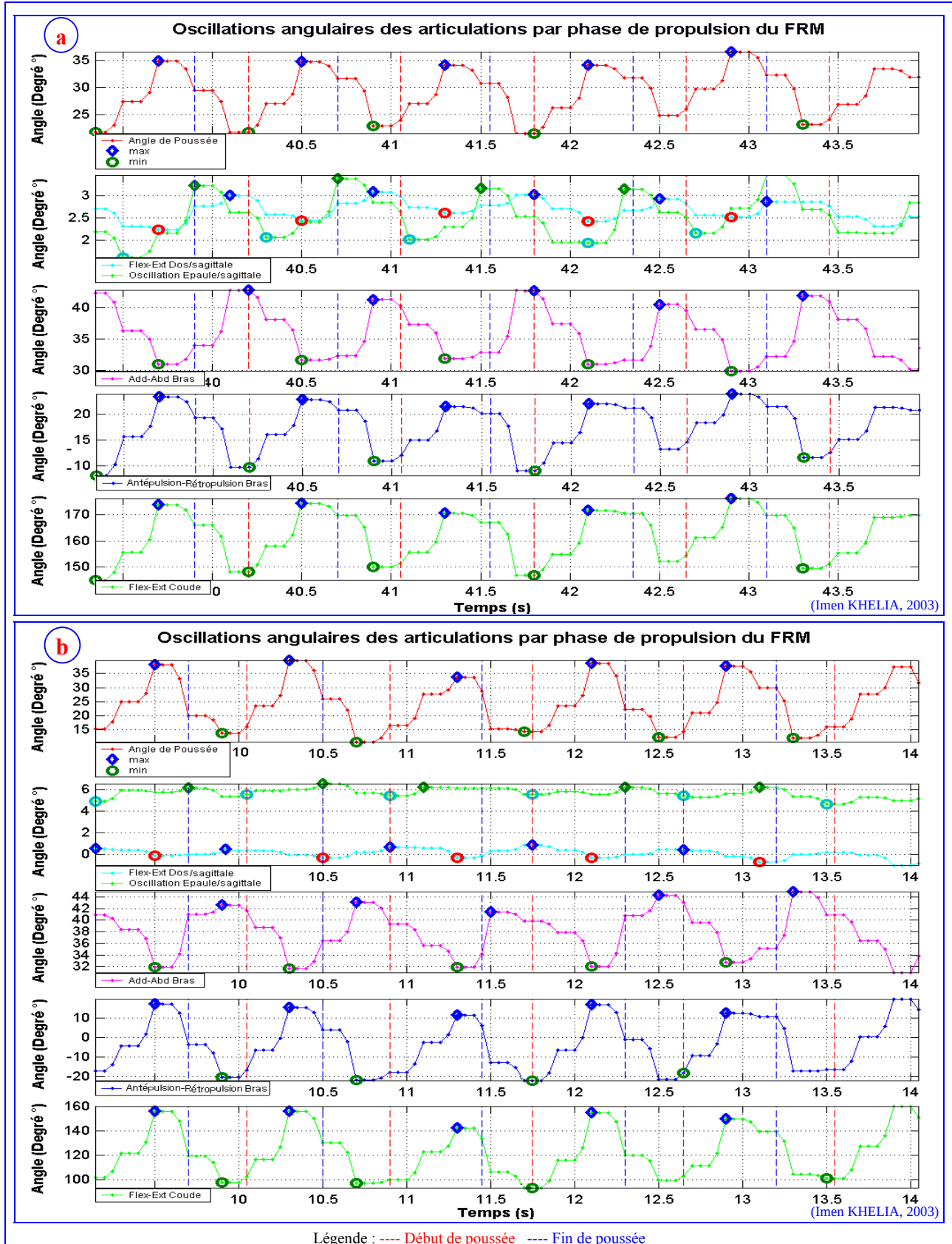


Figure IV-15 : Évolution temporelle des angles articulaires chez deux sujets types du GsD (a) et du GaD (b).

IV.F.2.4.2 Les mouvements du bras

La majorité des auteurs imputent les douleurs d'épaules aux mouvements d'abduction des bras [Stainier, 1996] lesquels sont constamment maintenus au cours de la propulsion du FRM (Cf. paragraphe II.D.1.3.2 et II.E.2.1.1) mais aussi aux mouvements d'antépulsion-rétropulsion [Boini et coll., 1997]. Étonnamment, la valeur maximale de l'angle d'abduction calculée par cycle de propulsion est significativement inférieure chez le GaD à celle relevée chez le GsD (Tableau IV-11). Ce phénomène est probablement la conséquence des douleurs d'épaules et des limitations des amplitudes de l'articulation scapulo-humérale générées suite à l'apparition des lésions ou de la rupture des tendons de la coiffe des rotateurs. Les angles d'antépulsion-rétropulsion sont, quant à eux, significativement différents chez les deux groupes. L'angle de début de poussée et donc de rétropulsion trouvé chez les patients du GsD ($-12,1^\circ$) est au moins deux fois supérieur à celui calculé chez les personnes du GaD (-26°) alors que l'angle de fin de poussée ou d'antépulsion passe de $3,7^\circ$ chez le GaD à $11,8^\circ$ chez le GsD (Tableau IV-11). Il en résulte une variation angulaire par poussée de l'antépulsion-rétropulsion du bras significativement supérieure chez le GaD : ($29,8^\circ$ contre 24°). Ceci explique toutes les différences relevées entre les deux groupes en ce qui concerne les angles de début et de fin de poussée et leurs variations suivant la phase propulsive (Cf. paragraphe IV.F.2.1).

Les angles maximaux et minimaux de l'antépulsion et de la rétropulsion du bras sont respectivement supérieurs et inférieurs à ceux observés au début et à la fin de la phase propulsive (Figure IV-16). Ceci est aussi le cas concernant les angles d'adduction. Cela signifie que les angles extrêmes d'antépulsion-rétropulsion sont observés durant la phase de retour quel que soit le groupe de patients étudié. La rétropulsion maximale en fin de phase de retour a déjà été rapportée par Vanlandewijck et coll. (1994) concernant des athlètes handicapés de haut niveau. Conformément à ce qui a été expliqué par ces auteurs, cet armé du bras avant la phase de prise de contact du cerceau (PPC) sert probablement à générer une accélération plus importante de la main (Cf. paragraphe II.D.4.3.1.a). Le plus grand angle de rétropulsion humérale observé par Vanlandewijck et coll. (1994) chez les meilleurs athlètes par rapport aux moins performants, tout comme celui observé chez les personnes âgées du GaD, est à l'origine de l'augmentation de la vitesse de la main, expliquent-ils. Ceci justifie les plus importantes vitesses de déplacement relevées chez le GaD par rapport au GsD.

Toutefois, la continuation du mouvement de flexion du bras au-delà de la phase propulsive chez tous les patients étudiés ici ne semble être d'aucun intérêt. Ce mouvement inutile témoigne de l'inefficacité de la technique de propulsion chez les personnes âgées et encore une fois de la nécessité de l'éducation à la propulsion.

Par ailleurs, l'abduction des bras par cycle de propulsion (moyenne entre $35,3^\circ$ et $49,9^\circ$; Tableau IV-11) se situe dans le même ordre de grandeur que celui rapporté dans la littérature (20° à 70° ; Bednarczyk et Sanderson, 1994) concernant les plus jeunes utilisateurs du FRM et/ou les athlètes du handisport (Cf. paragraphe II.E.2.1.1). Ceci n'exclut pas le fait que l'abduction chez ces patients puisse être en partie à l'origine des problèmes articulaires puisque dès 45° d'abduction, il existe une compression des tendons sub-scapulaire, supraspinatus et parfois infraspinatus [Stainier, 1996].

Les angles d'antépulsion-rétropulsion extrêmes des bras (-22° à $26,9^\circ$; Tableau IV-11) chez les personnes âgées sont par contre inférieurs à ceux relevés dans la littérature (Tableau II.12). La faiblesse de cette amplitude articulaire va de pair avec le faible angle de poussée (Cf. paragraphe IV.F.4.2.4).

Groupe	Angle (Degré°)	Adduction / Abduction du Bras					Antépulsion / Rétropulsion du Bras					Flexion / Extension du Coude				
		Début PP	Fin PP	Max. Cyc	Min. Cyc	Déplacement/PP	Début PP	Fin PP	Max. Cyc	Min. Cyc	Déplacement/PP	Début PP	Fin PP	Max. Cyc	Min. Cyc	Déplacement/PP
GsD	Moyenne	49,97	39,38	51,17	37,58	-10,62	-12,14	11,83	14,84	-13,82	24,03	125,38	157,70	162,54	123,44	32,46
	Écart Type	8,13	7,46	7,86	6,63	5,69	15,27	7,08	6,17	15,19	13,59	16,07	11,96	12,31	15,68	16,94
	Max.	62,26	58,77	62,26	54,48	0,78	14,55	22,42	24,36	11,61	56,77	154,44	179,29	182,61	150,54	65,84
	Min.	32,51	27,99	36,59	27,99	-22,70	-41,96	-13,50	-0,48	-41,96	3,35	96,91	127,86	128,27	96,91	6,06
GaD	Moyenne	46,45	34,78	48,69	33,06	-11,68	-26,02	3,67	7,34	-30,13	29,75	110,91	149,22	155,53	106,43	38,30
	Écart Type	9,64	6,11	10,14	5,39	7,19	11,04	11,41	7,72	12,85	12,89	10,63	16,88	10,96	10,59	14,33
	Max.	62,60	65,31	81,12	46,88	6,14	-7,04	16,97	19,36	-7,84	60,34	140,39	175,88	175,88	140,03	63,18
	Min.	24,91	23,88	30,93	23,36	-26,42	-49,64	-58,85	-11,87	-81,78	-12,68	93,27	76,93	132,70	61,49	-35,4
Comparaison GsD/GaD : test t de Student		P < 0,001		P < 0,002	P < 0,001	Non significatif	P < 0,001									
GsD et GaD	Moyenne	48,21	37,08	49,93	35,32	-11,15	-19,08	7,75	11,09	-21,97	26,89	118,14	153,46	159,03	114,93	35,38
	Écart Type	9,07	7,19	9,14	6,44	6,49	15,01	10,32	7,92	16,25	13,52	15,41	15,21	12,15	15,84	15,93
	Max.	62,60	65,31	81,12	54,48	6,14	14,55	22,42	24,36	11,61	60,34	154,44	179,29	182,61	150,54	65,84
	Min.	24,91	23,88	30,93	23,36	-26,42	-49,64	-58,85	-11,87	-81,78	-12,68	93,27	76,93	128,27	61,49	-35,4

Tableau IV-11 : Amplitudes angulaires du bras (dans les plans frontal XY et sagittal YZ) et du coude (dans le plan sagittal YZ) : début et fin de poussée (PP), maximales et minimales par cycle et angle par phase propulsive.

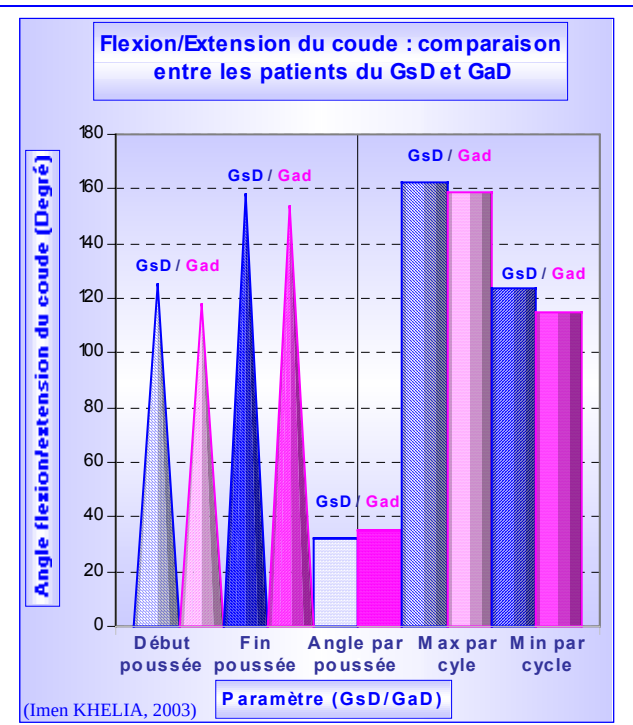
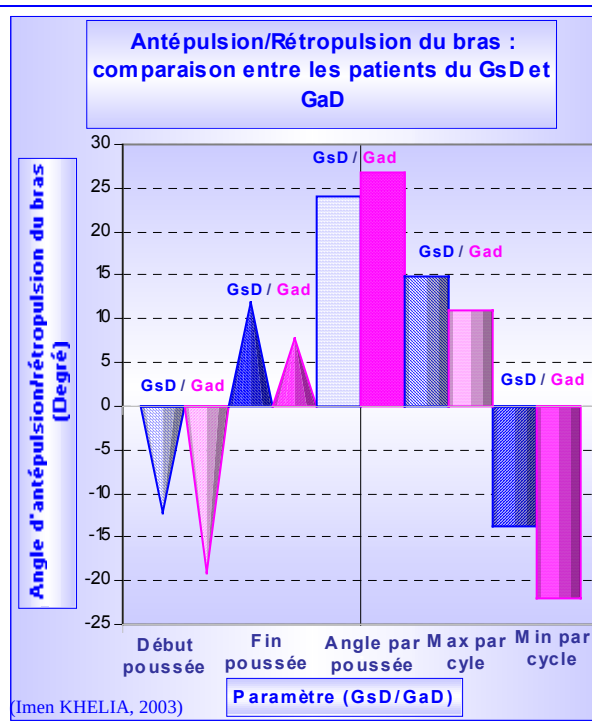
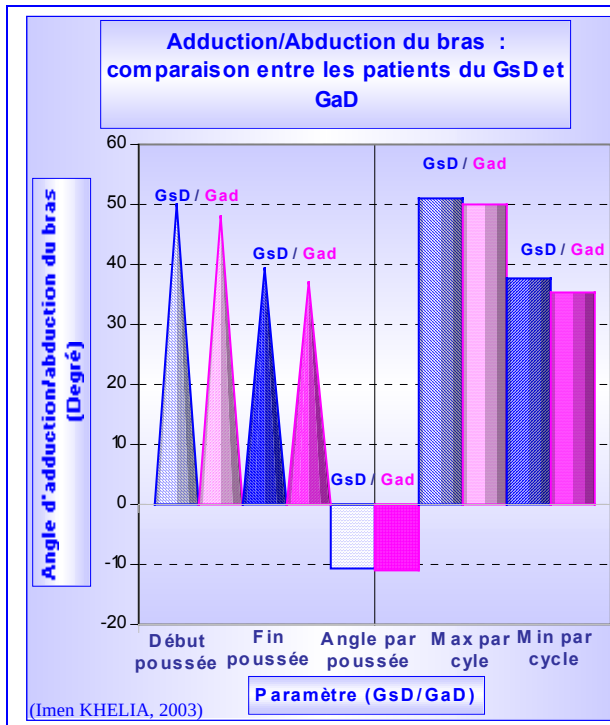


Figure IV-16 : L'adduction-abduction du bras.

Figure IV-17 : L'antépulsion-rétropulsion du bras.

Figure IV-18 : La flexion-extension du coude.

Remarque : Pour les calculs des angles d'antépulsion-rétropulsion du bras, la référence (0°) considérée est le plan frontal passant par l'acromion (Figure IV-19.b). Par conséquent, tout angle négatif représente une rétropulsion pour le bras et une extension pour le dos. Pour les mouvements d'abduction, le plan sagittal passant par l'acromion est pris en compte (Figure IV-19.a).

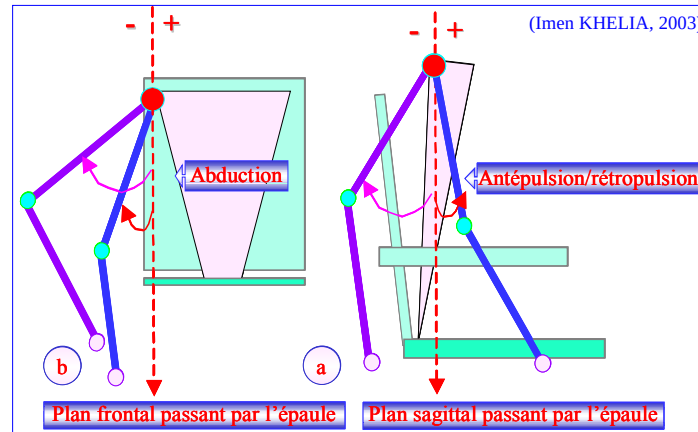


Figure IV-19 : Les repères considérés pour le calcul des mouvements du bras. (a) vue de côté ; (b) : vue de face.

IV.F.2.4.3 Les mouvements du coude

Les mouvements de flexion-extension du coude sont significativement inférieurs chez le GaD en début de poussée mais supérieurs en fin de poussée par rapport à ceux calculés chez le GsD. En coordination avec les mouvements du bras, les angles extrêmes apparaissent durant la phase de retour. Il en résulte une variation angulaire du coude supérieure chez le GaD ce qui justifie leur plus ample phase propulsive.

En moyenne, la variation angulaire du coude chez la population étudiée est de $35^\circ (\pm 16^\circ)$ ce qui est nettement inférieur aux valeurs trouvées dans littérature (de 60° à 160°). C'est l'absence de la phase de traction chez la population âgée qui est en grande partie à l'origine d'un angle de début de poussée ($118^\circ \pm 15^\circ$) nettement supérieur à celui des jeunes utilisateurs du FRM.

IV.F.2.4.4 La coordination inter-segmentaire lors de la propulsion du FRM

Le Tableau IV-12 et le Tableau IV-13 illustrent les résultats de la corrélation entre les valeurs des angles et amplitudes articulaires respectivement en début et en fin de phase propulsive. Une vue d'ensemble montre que la coordination inter-segmentaires est faible quel que soit le groupe de patients étudié. Ceci témoigne de la mauvaise coordination gestuelle aussi bien entre le tronc et le membre supérieur qu'entre les différents segments du membre supérieur [Khelia et coll., 2002.b]. D'où la nécessité de l'éducation à la propulsion du FRM.

Début de PP	Flexion-Extension du Dos		Abduction du Bras		Flexion-Extension du Bras		Flexion du Coude		Angle de PP		Distance Épaule/Dos	
	GsD	GaD	GsD	GaD	GsD	GaD	GsD	GaD	GsD	GaD	GsD	GaD
Groupe												
Flexion Extension Dos	1	1	0,00	-0,55	-0,06	-0,40	0,01	0,40	0,12	0,33	0,41	0,53
Adduction Bras			1	1	-0,29	-0,54	0,06	0,37	-0,62	-0,16	0,12	0,42
Flexion Extension Bras					1	1	0,89	0,34	0,75	0,61	-0,56	-0,16
Flexion Coude							1	1	0,44	0,38	-0,59	0,41
Angle de PP									1	1	-0,26	0,30
Distance Épaule/Dos											1	1

Tableau IV-12 : Corrélation entre les mouvements segmentaires calculés en début de poussée (PP).

Fin de PP	Flexion-Extension du Dos		Abduction du Bras		Flexion-Extension du Bras		Flexion du Coude		Angle de PP		Distance Épaule/Dos	
Groupe	GsD	GaD	GsD	GaD	GsD	GaD	GsD	GaD	GsD	GaD	GsD	GaD
Flexion Extension Dos	1	1	-0,12	0,63	0,20	-0,49	0,39	0,05	0,34	0,15	0,30	-0,72
Adduction Bras			1	1	-0,14	-0,62	-0,15	-0,27	-0,75	0,06	-0,12	0,17
Flexion Extension Bras					1	1	0,88	0,80	0,48	0,48	-0,41	-0,16
Flexion Coude							1	1	0,64	0,77	-0,18	0,03
Angle de PP									1	1	0,26	0,08
Distance Épaule/Dos											1	1

Tableau IV-13 : Corrélation entre les mouvements segmentaires calculés en fin de poussée (PP).

Les résultats les plus intéressants concernant la coordination inter-segmentaire sont les suivants :

- ✍ En fin de poussée, la corrélation négative entre la flexion-extension du dos et la distance entre l'acromion et la 7^{ème} vertèbre cervicale chez le GaD peut expliquer les contraintes en traction au niveau de l'articulation scapulo-humérale à la fin de la phase propulsive ;
- ✍ L'abduction du bras et l'angle de poussée sont négativement corrélés en début et en fin de poussée chez le GsD. L'adduction est donc à son maximum en début de cycle et diminue au fur et à mesure de la phase propulsive. Ceci ne semble pas être le cas chez le GaD ;
- ✍ Il existe une très bonne corrélation entre la flexion-extension du bras et la flexion-extension du coude (angle de début et de fin de PP) chez le GsD. Cette corrélation n'est significative qu'entre l'extension du bras et l'extension du coude (angle de début de PP) chez le GaD ;
- ✍ La flexion-extension du bras est également positivement corrélée avec l'angle de poussée mais uniquement en début de cycle et ce pour la totalité de la population étudiée ;
- ✍ La flexion-extension du coude est positivement corrélée avec l'angle de poussée en fin de phase propulsive chez les deux groupes.

IV.F.2.4.5 Conclusion partielle

Même si la répétabilité inter-cycles et par essai considéré est satisfaisante, on notera l'instabilité des paramètres cinématiques étudiés par sujet en passant d'un test à un autre et même parfois d'un essai à celui qui lui succède et ce en dépit du soin pris pour reproduire le plus fidèlement possible les conditions des mesures de tous les essais (différentes étapes au cours d'un test, tests menés à la même période de la journée pour chaque patient, recommandations inculquées, etc.). Ceci concerne aussi bien la forme des trajectoires articulaires que les angles correspondants voire encore le style de propulsion lui-même. Conformément à l'hypothèse posée au début de ce chapitre, ce phénomène peut être expliqué par le fait que la technique de propulsion adoptée par les sujets âgés est purement spontanée. Ces sujets n'ont probablement pas encore développé un style de propulsion qui leur est propre en raison de leur utilisation récente et peu fréquente du FRM. Ceci peut expliquer la différence observée entre deux essais successifs. Les soins apportés aux patients, la médication, le nombre d'heures de rééducation à la marche qui peuvent varier d'un jour à l'autre et même l'état psychique de l'individu peuvent justifier les différences observées entre deux tests menés d'un jour à l'autre.

IV.F.3 L'ÉLECTROMYOGRAPHIE

IV.F.3.1 L'ÉTUDE QUALITATIVE

IV.F.3.1.1 Le modèle chronologique de la contraction musculaire

IV.F.3.1.1.a Le biceps brachii

Dans la majorité des cas, le biceps brachii montre deux bouffées d'activités distinctes (Figure IV-20). La bouffée la plus importante apparaît durant la phase de retour. Le biceps joue ainsi le rôle de fléchisseur actif du coude. Sa contraction maximale est souvent observée lorsque le coude atteint sa flexion maximale et que le bras est en phase d'armé préparant la prise de contact avec le cerceau. Cette activité maximale est non seulement due à son rôle de fléchisseur du coude, mais aussi probablement :

- 1) À sa composante abductrice accessoire du bras lorsque celui-ci est en rotation externe [Hollinshead, 1976 ; Janet et coll., 1993] ;
- 2) À son rôle indispensable dans le centrage de la tête humérale par rapport à la cavité glénoïde [Gray, 1973 ; Janet et coll., 1993]. Cette fonction se traduit par une action de traction ascendante sur le bras au cours de la phase de prise de contact ;
- 3) À son rôle actif de fléchisseur huméral. Cette dernière composante permet de bloquer les mouvements de rétropulsion du bras préparant ainsi le passage à la phase de poussée suivante ;
- 4) À sa puissante fonction de supinateur de l'avant-bras laquelle prend effet quand le coude est au moins dans une position de flexion partielle [Janet et coll., 1993].

La seconde bouffée, moins importante d'amplitude, apparaît en fin de phase propulsive. C'est en fait la position en rotation interne du bras qui permet au biceps de participer activement au mouvement d'antépulsion maximale du bras en fin de poussée. À cette fonction, il faut ajouter le rôle de bretelle anti-luxation antérieure du biceps, très importante pour le GaD du fait du risque de traction excessive de l'articulation de l'épaule en fin de poussée .

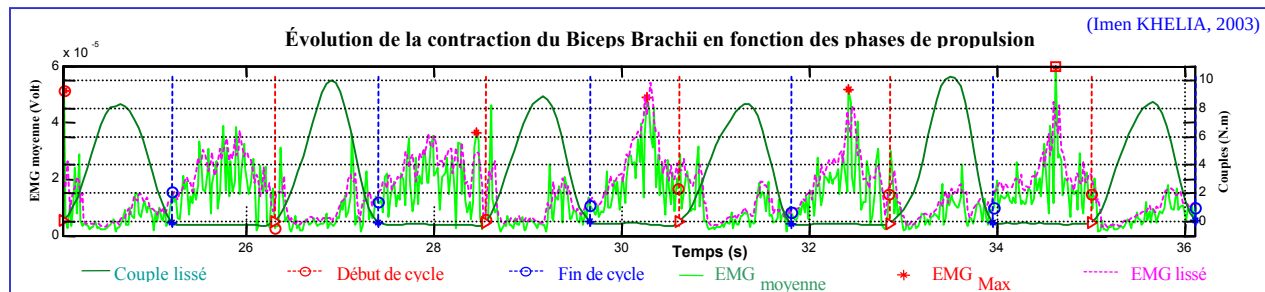


Figure IV-20 : Chronologie typique du biceps brachii au cours de 5 cycles (Cyc) de propulsion d'un FRM.

Ces deux bouffées se transforment dans certains cas en une seule s'étendant sur la totalité du cycle. Dans d'autres cas l'activité électrique de ce muscle disparaît complètement durant la phase propulsive et inhibe de ce fait sa fonction anti-luxante (Cf. paragraphe II.B.1.2.3.a). Ceci rend le mouvement de fin de cycle plus contraignant spécialement pour le GaD.

On notera que les modèles particuliers décrits ci-dessus ne semblent pas être en liaison avec l'apparition des douleurs des épaules mais plutôt à la stratégie personnelle de propulsion de chaque patient.

IV.F.3.1.1.b Le triceps brachii

Tout comme le biceps, la contraction du triceps brachii se manifeste le plus souvent sous forme de deux bouffées d'activité électrique. La plus importante des deux bouffées apparaît en phase propulsive (Figure IV-21). Ce muscle est en effet le muscle extenseur d'excellence du coude et est accessoirement adducteur du bras [Basmajian, 1978 ; Janet et coll., 1993]. En phase de retour et principalement en fin de cycle, il joue un rôle accessoire dans la rétropropulsion du bras. Par ailleurs, en se contractant synergiquement au muscle biceps brachii, il montre une activité stabilisatrice de l'épaule tout au long du cycle de propulsion. Enfin, lorsque le bras est en abduction, sa contraction lui permet de s'opposer la traction descendante du pectoralis major sur l'humérus. En forçant la tête humérale dans la cavité glénoïde [Duchenne, 1949 ; Janet et coll., 1993], il permet donc la centralisation dynamique de celle-ci par rapport au labrum.

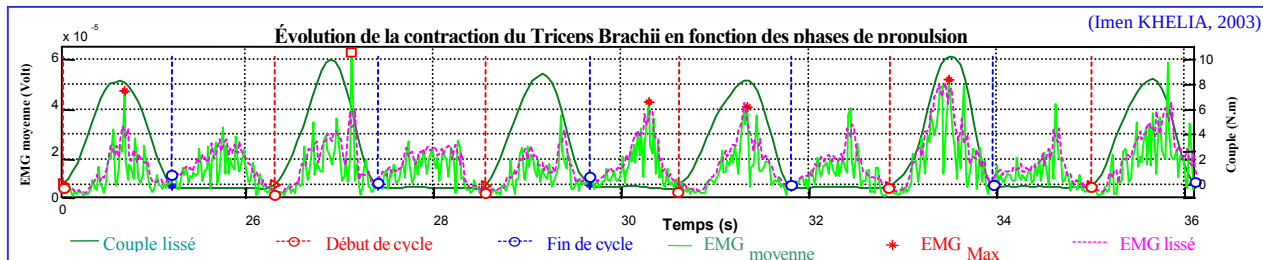


Figure IV-21 : Chronologie typique du triceps brachii au cours de 5 cycles (Cyc) de propulsion d'un FRM.

La chronologie de la contraction du triceps peut se présenter de manière inverse à ce qui a été décrit pour le biceps. On peut observer les phénomènes suivants :

1) La bouffée de la phase de retour s'atténue remarquablement pour certains essais et disparaît complètement dans d'autres. Cette disparition qui ne semble pas liée à l'apparition des douleurs d'épaules est elle aussi contraignante pour les épaules puisqu'elle anéantit le rôle de bretelle anti-luxation postérieure du triceps brachii (Cf. paragraphe II.B.1.2.3.a). Ce phénomène est encore plus contraignant pour les patients appartenant au GaD puisque leurs cycles de propulsion sont caractérisés par un mouvement de rétropropulsion significativement important comparé à celui des personnes du GsD.

2) Ces deux bouffées s'unissent chez certains patients et montrent une activité musculaire croissante dont le maximum apparaît au cours de la phase de poussée.

IV.F.3.1.1.c Le deltoïdeus anterior (chef claviculaire)

L'activité du deltoïdeus anterior est synchrone à celle du biceps brachii. Bien qu'il soit constamment très actif en phase de retour, sa contraction en phase de poussée diffère d'un patient à un autre voire même d'un essai à l'autre par patient et ce indépendamment du groupe de sujets considéré. Le plus souvent ce muscle est actif en fin de poussée (Figure IV-22.a). Cette activité peut s'atténuer, voire disparaître dans certains cas. Ce phénomène semble être d'autant plus prononcé que la durée de la phase propulsive en pourcentage de celle du cycle est faible (Figure IV-22.b).

Dans tous les cas, le deltoïdeus anterior remplit durant la phase de retour la fonction d'adducteur et rotateur interne principal du bras. Chez les patients concernés, la faible participation (ou l'absence) en phase propulsive de ce muscle fait défaut au mouvement d'antépulsion auquel il est sensé participer en tant que muscle principal. Ceci pourrait expliquer le faible angle d'antépulsion observé chez les personnes âgées en comparaison à celui des jeunes utilisateurs du FRM. Rappelons qu'à l'exception du pectoralis major, les muscles de l'antépulsion du bras ont une faible masse (le coraco-brachial et accessoirement le biceps et le sous scapulaire ; Cf. paragraphe II.B.1.2.3.a). Ce phénomène conduit le pectoralis major, en plus de ses nombreuses fonctions, à prendre en charge le mouvement du bras vers l'avant et à propulser le poids du patient et du fauteuil lors de la poussée du cerceau. Ceci est favorable à une apparition précoce du phénomène de fatigue musculaire lequel est souvent à l'origine de détérioration articulaire et musculo-tendineuse.

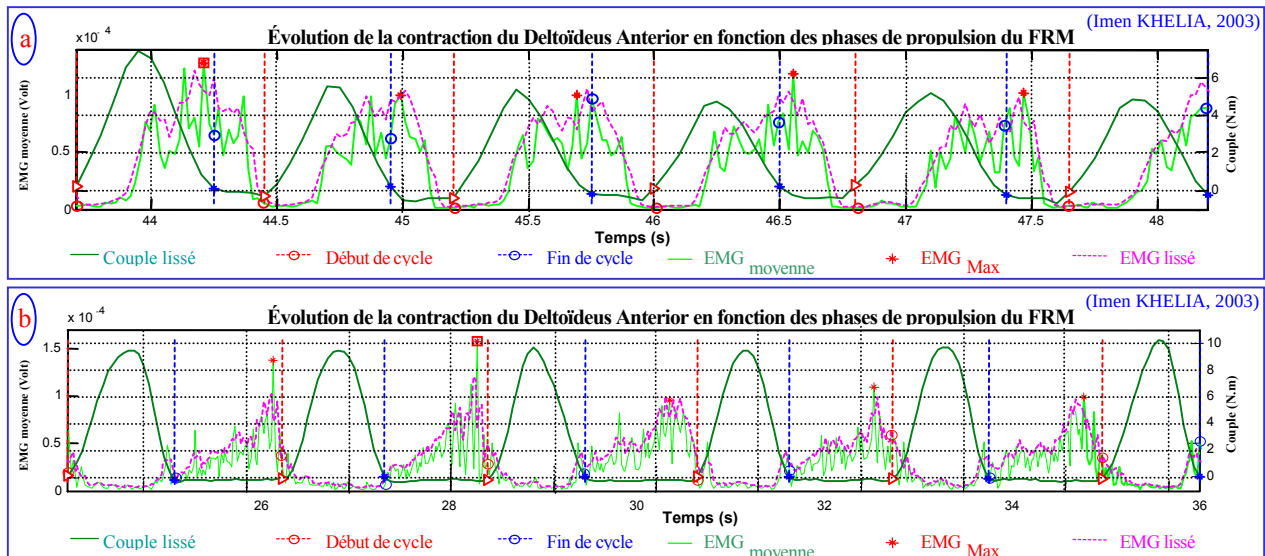


Figure IV-22 : Chronologie typique du deltoïdeus anterior(Da) au cours de 5 cycles (Cyc) de propulsion d'un FRM par deux sujets âgés. (a) Da se contractant en phases de poussée et de retour ; (b) : atténuation de la contraction du Da en phase de poussée.

IV.F.3.1.1.d Le deltoïdeus medialis (chef acromial)

Chez les patients du GsD, la contribution la plus importante du deltoïdeus medialis se manifeste au cours de la phase de retour. Sa contraction apparaît faiblement en fin de phase propulsive et croît progressivement pour atteindre un pic en phase de retour (Figure IV-23.a). Ce muscle montre parfois une seconde bouffée de faible amplitude en début de cycle.

Inversement, chez la majorité des sujets du GaD, l'activité du deltoïdeus medialis est moins importante en phase de retour. En effet, à l'exception du sujet Sp (ancien sportif) dont le deltoïdeus medialis ne montre aucune activité au cours de la phase propulsive (Figure IV-23.b), ce muscle semble se contracter sur toute la durée du cycle de propulsion chez le GaD. Sa contraction est plus importante en phase propulsive et devient accrue à la fin de la poussée (Figure IV-23.c).

La contraction du deltoïdeus medialis en fin de poussée permet à l'humérus de freiner le mouvement d'antépulsion et de rotation interne du bras [Mulroy et coll., 1996] et de préparer ainsi la phase propulsive suivante au cours de laquelle il joue le rôle d'abducteur accessoire (Cf.

paragraphe II.D.3.2). Sachant que selon la littérature l'activité de ce muscle est plus prononcée lorsque l'abduction dépasse 45°, la différence relevée chez les deux groupes concernant sa chronologie peut être expliquée par la moins importante amplitude d'abduction observée chez les patients du GaD au cours de la phase de retour mais aussi par leur plus grand angle d'antépulsion constaté en fin de phase de poussée. Cependant, on ne peut pas affirmer que ces phénomènes soient la résultante ou la cause de l'apparition des douleurs d'épaules.

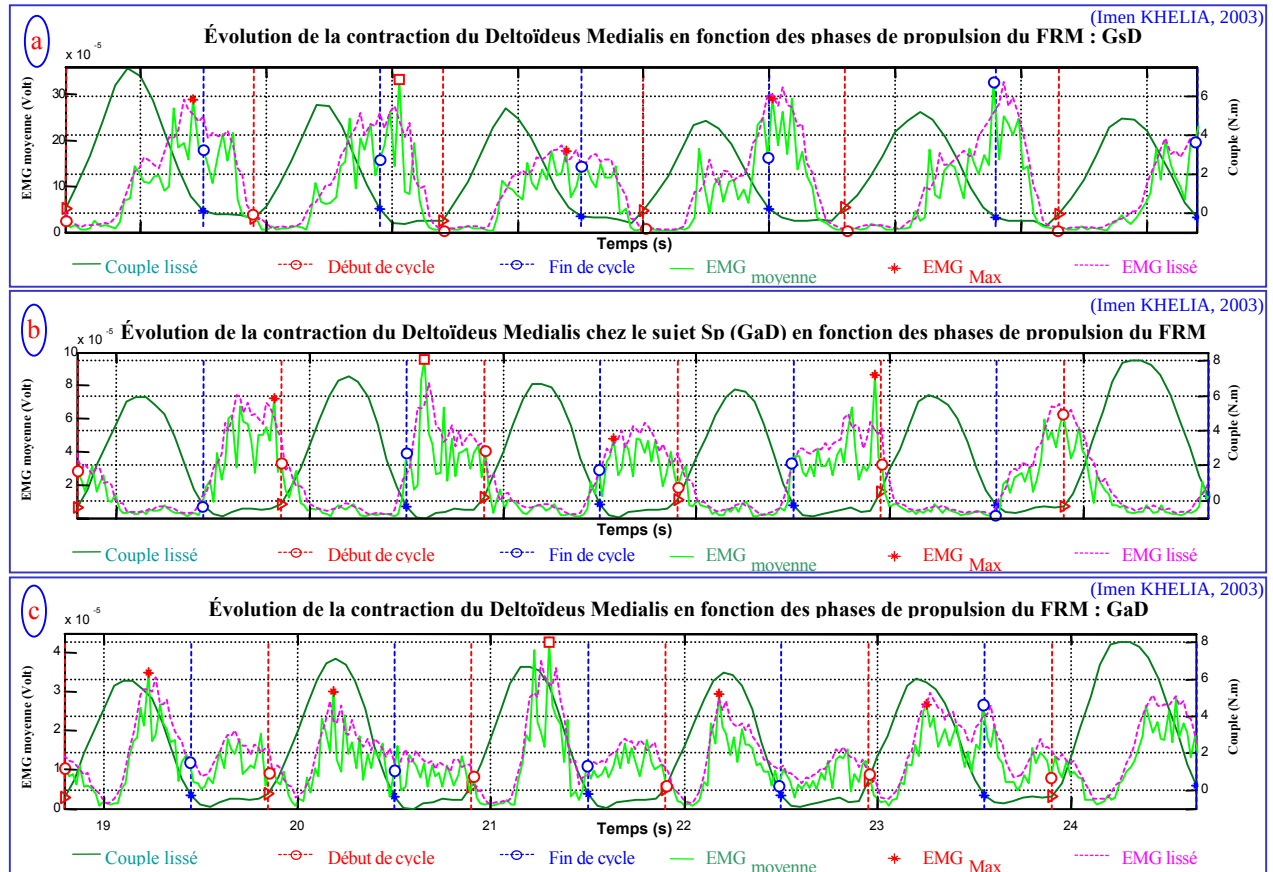


Figure IV-23 Chronologie typique du deltoïdeus medialis au cours de 5 cycles (Cyc) de propulsion d'un FRM par trois sujets âgés. (a) : GsD ; (b) : Sujet Sp ; (c) : GaD.

Il est remarquable de noter que l'activité de ce muscle chez les personnes âgées révèle une technique de propulsion différente de celle des autres utilisateurs du FRM. En effet, comme il a été observé chez le sujet Sp, *Veeger et coll. (1989.a)* n'ont relevé aucune activité électrique du deltoïdeus medialis au cours de la phase propulsive (Cf. paragraphe II.D.3.2.1). *Vanlandewijck et coll. (1997)* ont expliqué qu'en raison du mouvement en chaîne fermée de cette phase, les coudes sont entraînés dans un mouvement forcé vers l'intérieur. Cette adduction de l'épaule et rotation humérale latérale qui sont sensés être des mouvements passifs [*Vanlandewijck et coll., 1997*] se transforment en mouvements actifs spécialement chez les patients âgés du GaD. Cette observation apporte un argument à l'hypothèse selon laquelle la technique de propulsion des personnes âgées n'est pas optimale. Par ailleurs, on peut penser que l'exception relevée chez le sujet Sp soit due à l'effet de l'entraînement sur l'activité musculaire.

IV.F.3.1.1.e Le pectoralis major

Le muscle pectoralis major est le précurseur du mouvement de propulsion chez les jeunes utilisateurs du FRM [Mulroy et coll., 1996 ; Isambert et coll., 1997]. Il en est de même chez les sujets étudiés ici. Effectivement, chez les patients du GsD, ce muscle présente une activité électrique importante durant la moitié voire les trois premiers quarts de la phase propulsive (Figure IV-24.a). Celle-ci s'étend sur toute la durée de la phase de poussée chez le GaD (Figure IV-24.b) probablement en raison :

- 1) de leur plus ample angle d'antépulsion et par ailleurs de leur plus important angle de poussée ;
- 2) de la projection nettement plus importante vers l'avant de l'épaule par rapport au dos qui recule en phase propulsive. En effet, ce muscle remplit non seulement le rôle d'adducteur et antépulseur principal du bras mais participe aussi activement au mouvement de projection de la scapula vers l'avant.

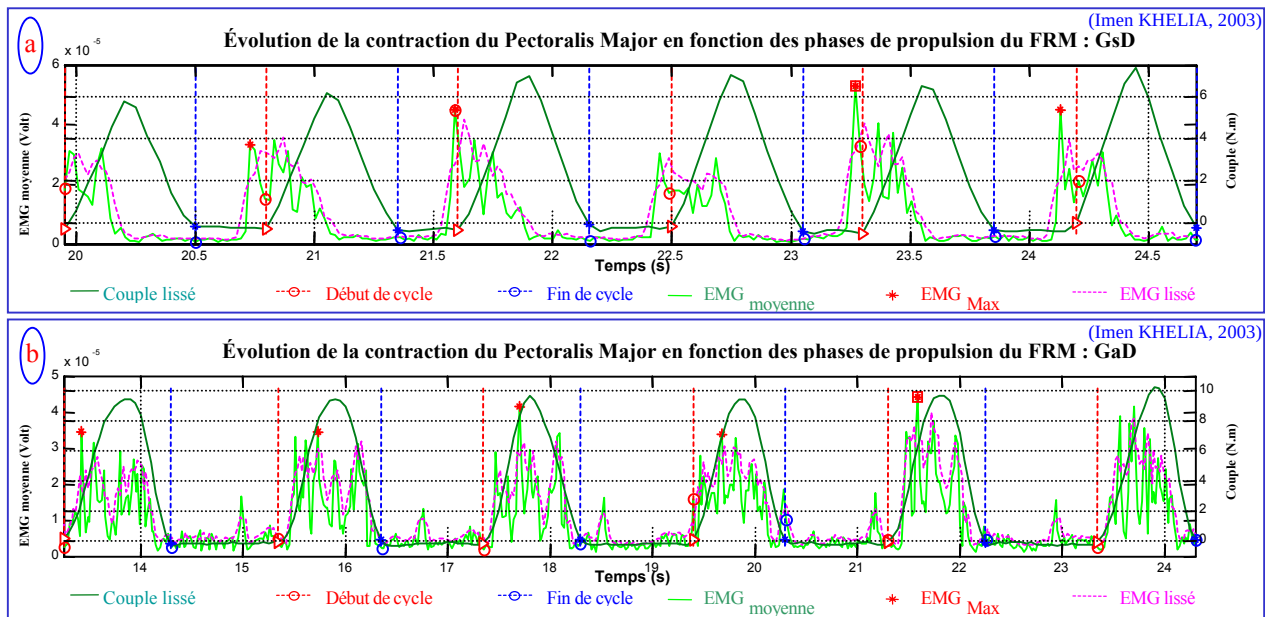


Figure IV-24 : Chronologie typique du pectoralis major au cours de 5 cycles (Cyc) de propulsion d'un FRM. (a) : GsD ; (b) : GaD.

En outre, et spécialement chez les sujets du GsD, son activité en fin de phase de retour présente très souvent un pic prononcé. Cette activité accrue lors de la phase de prise de contact avec le cerceau, similaire à celle rapportée par la majorité des auteurs concernant les jeunes utilisateurs du FRM (Cf. paragraphe II.D.3.2.1), montre non seulement la participation active du muscle pectoralis major en tant que rotateur interne principal mais surtout une activité stabilisatrice de l'épaule. Se traduisant par une action antagoniste aux muscles abducteurs et rétropulseurs du bras (principalement en s'opposant à la composante ascensionnelle du deltoïdeus), le pectoralis major joue un rôle déterminant dans le recentrage dynamique du moignon de l'épaule par rapport à la cavité glénoïde [Codine et coll., 1997].

Cependant, chez les patients du GaD, cette activité en fin de retour montre une très faible amplitude voire fait souvent défaut. L'absence de la puissante action stabilisatrice du pectoralis major chez les patients de ce groupe fait subir aux muscles de la coiffe des rotateurs la lourde tâche d'assurer seuls cette fonction. Le mouvement répétitif de la propulsion du FRM dans de

telles conditions, conjugué aux pressions de longue durée dues aux couples significativement plus importants enregistrés chez les patients du GaD en comparaison à ceux du GsD, peut expliquer l'apparition des lésions tendineuses des muscles de la coiffe des rotateurs d'où les douleurs d'épaules. Dès lors, la prévention des conflits sous acromiaux devient, entre autres, tributaire d'un renforcement du muscle pectoralis major.

IV.F.3.1.1.f Le trapezius medialis

Le trapezius medialis montre une activité commençant au niveau du dernier tiers de la phase de poussée pour les patient du GsD (Figure IV-25.a) et à partir du milieu de celle-ci pour le GaD (Figure IV-25.b). L'activité maximale est atteinte généralement en fin de phase propulsive. Elle décroît ensuite progressivement pour se terminer aux trois quarts de la phase de retour chez les personnes du GsD alors qu'elle s'étale sur toute la durée de cette phase pour les patients du GaD. Ce muscle semble donc se contracter plus longtemps pour les patient du GaD. Ceci témoigne d'une sollicitation plus importante de l'épaule chez la population du GaD.

En effet, l'apparition précoce de l'activité électrique du trapezius medialis en début de cycle de propulsion chez les sujets du GaD peut être liée aux phénomènes suivants :

- 1) Les fibres moyennes et supérieures du trapèze sont actives dès le début de l'élévation de la scapula laquelle s'effectue en coordination avec l'antépulsion humérale qui commence en début de cycle [Janet et coll., 1993] ;
- 2) Les fibres du trapezius medialis provoquent l'adduction de la scapula (l'amènent vers la ligne médiane) ce qui permet de la projeter en arrière. Elles aident ainsi la rotation de la scapula pour basculer la cavité glénoïde vers le haut [Duchenne, 1949].
- 3) Le trapezius medialis assiste aussi indirectement la rétropulsion du bras, en particulier en fin de phase propulsive [Janet et coll., 1993].

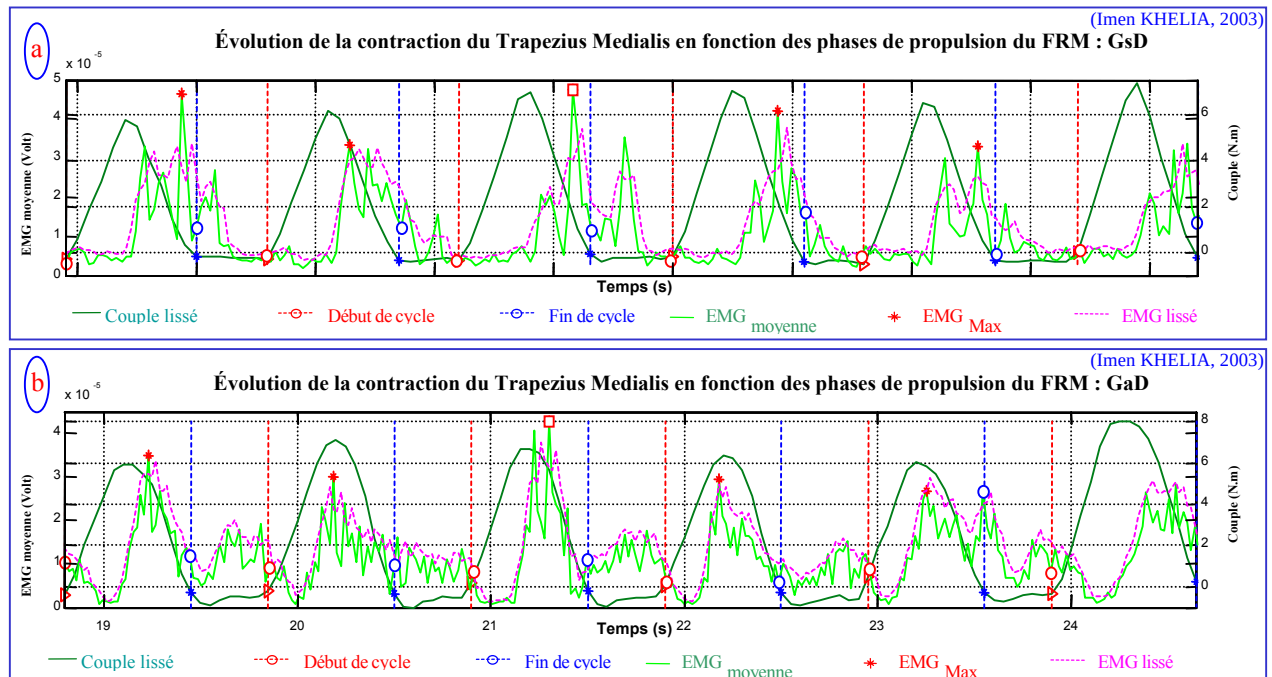


Figure IV-25 : Chronologie typique du trapezius medialis au cours de 5 cycles (Cyc) de propulsion d'un FRM. (a) : GsD ; (b) : GaD.

Or, le maintien prolongé de la position d'antépulsion, lequel est caractérisé pendant la phase propulsive par une durée et un angle significativement plus importants chez le GaD, surmène le pectoralis major [Codine et coll., 1997]. Les fibres de celui-ci développent des points détente latents (sans douleurs) qui augmentent leur tension, tirant la scapula vers l'avant. L'action antagoniste du trapezius medialis, tentant de s'opposer à cette protraction (« épaules rondes »), subissent alors des efforts excessifs ce qui les amène à développer des points détentes actifs causant la douleur des épaules [Janet et coll., 1993].

4) Comme montré auparavant concernant le GaD, la scapula se trouve projetée nettement plus amplement vers l'avant du fait du recul du dos durant la phase propulsive. La distension entre la tête humérale et la cavité glénoïde dans le sens antéro-postérieur en fin de poussée chez ces sujets nécessite en effet une contribution plus importante des muscles stabilisateurs de la scapula. Le trapezius medialis adducte fortement la scapula. De ce fait, sa contraction antagoniste à celle du grand et du petit pectoral ainsi qu'au dentelé antérieur, lui permet de plaquer la scapula contre le dos [Janet et coll., 1993] et donc de contribuer à la stabilisation.

5) Les muscles trapèzes appariés agissent de façon synergique pour l'extension du rachis thoracique en phase propulsive. Ceci est particulièrement vrai pendant les activités symétriques des membres supérieurs. La dissymétrie des mouvements segmentaires observée chez le GaD pourrait surmener les muscles trapèze, ce qui risque d'augmenter l'incidence des douleurs d'épaules [Janet et coll., 1993] ;

En outre, durant la phase de retour, le trapezius medialis joue un rôle dans l'abduction du bras en stabilisant la scapula pour offrir aux muscles abducteurs des insertions proximales stables. En comparaison au GsD, sa contraction plus prolongée chez le GaD, malgré le plus faible angle d'abduction durant cette phase, est probablement liée à la déficience des muscles abducteurs de la coiffe des rotateurs. Il n'est cependant pas possible d'affirmer si ce phénomène est à l'origine ou la cause de l'apparition des douleurs des épaules.

Remarques :

1) Chez certains patients et indépendamment du groupe auquel ils appartiennent, une bouffée distincte d'activité électrique du trapezius medialis peut apparaître en début de la phase propulsive ;

2) L'étude de l'activité myo-électrique du trapezius medialis a montré qu'il joue un rôle important et de longue durée lors de la propulsion du FRM. Étonnamment, ce muscle a été très peu étudié dans la littérature.

IV.F.3.1.1.g Le deltoïdeus posterior (chef épineux)

Le deltoïdeus posterior est un muscle agoniste des effecteurs de la phase de retour (Figure IV-26). Sa contraction apparaît généralement en fin de phase propulsive ce qui lui permet de jouer le rôle de rotateur externe du bras mais aussi de freiner le mouvement d'antépulsion et de rotation de l'humérus en concert avec le deltoïdeus medialis [Mulroy et coll., 1996] et de maintenir la tête humérale face à la glène scapulaire [Rodgers et coll., 1994]. Cette contraction apparaît généralement sous forme d'une seule bouffée croissante qui se prolonge durant la totalité de la phase de retour. Il remplit ainsi la fonction de muscle principal de la rétropulsion humérale.

Son activité maximale apparaît en milieu de phase de retour et lui permet de jouer un rôle actif synergique des muscles deltoïdeus anterior et pectoralis major dans l'accélération du bras avant que la main rentre en contact avec le cerceau [Vanlandewijck et coll., 1994]. Chez certains patients, l'activité de ce muscle montre deux bouffées distinctes. La bouffée de la phase de retour représente une activité similaire à celle décrite ci-dessus. Celle de la phase de poussée dure moins longtemps et s'étale sur la 2^{ème} moitié de la phase propulsive. Ce phénomène est rarement observé et il semble être caractéristique des cycles dont les phases de retour et de poussée sont de durées presque égales.

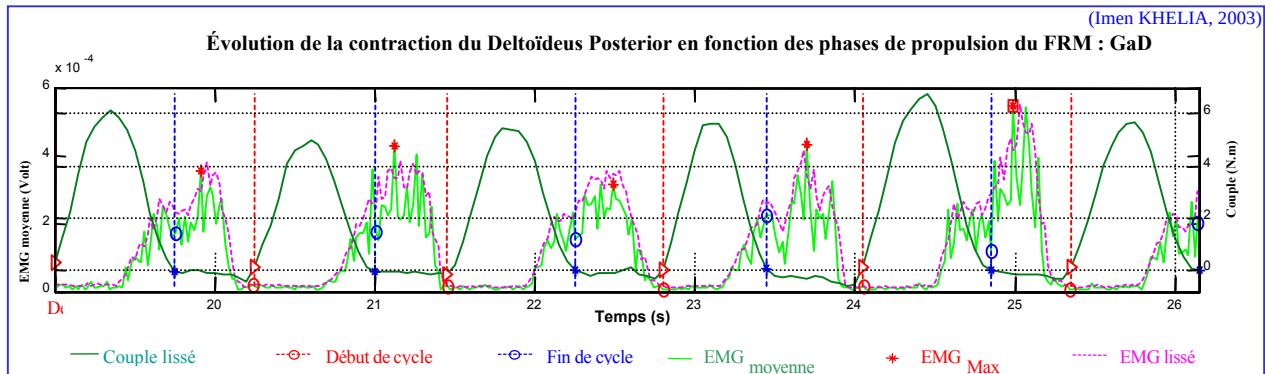


Figure IV-26 : Chronologie typique du deltoïdeus posterior au cours de 5 cycles (Cyc) de propulsion d'un FRM

IV.F.3.1.1.h Le brachio radialis

À quelques exceptions près, le brachio radialis montre deux bouffées d'activité distinctes (Figure IV-27). La première atteint des pics plus importants et apparaît au cours de la phase propulsive. Cette activité synergique à celle du biceps brachii témoigne d'une action stabilisatrice accrue de l'articulation du coude chez les deux populations étudiées. Cette activité fait parfois défaut chez certains patients. Ce dysfonctionnement pourrait être aussi à l'origine de la perturbation de la fonction de l'épaule étant donné que le bras fonctionne en chaîne fermée pendant la phase de poussée.

La seconde bouffée, généralement de plus faible amplitude que la précédente, dure les deux derniers tiers de la phase de retour. Elle montre l'importante implication du brachio radialis en tant que muscle synergiste du triceps brachii dans la flexion coude (Cf. paragraphe II.D.3.2.1). Ce phénomène est décrit comme étant le « paradoxe de Lombard ».

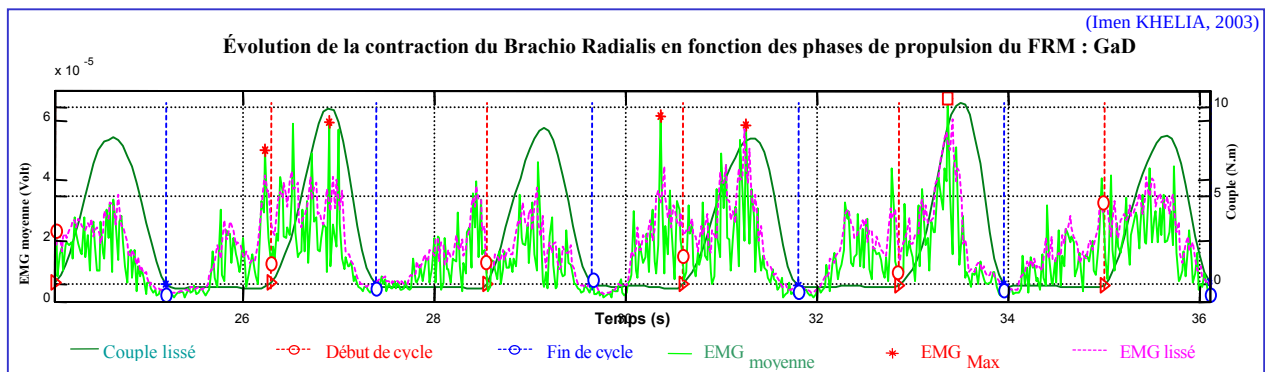


Figure IV-27 : Chronologie typique du brachio radialis au cours de 5 cycles (Cyc) de propulsion d'un FRM.

IV.F.3.1.2 La synchronisation musculaire

Conformément aux données de la littérature [*Schantz, 1999 ; Vanlandewijck, 1999*], l'analyse EMG concomitante à l'étude cinématique montre que la propulsion du FRM entraîne la contraction de deux chaînes musculaires synergistes (Figure IV-28 ; [*Khelia et coll., 2001.a et 2002.b*]). Parmi les muscles étudiés et ceux faisant partie de la coiffe des rotateurs, la chaîne intervenant en phase propulsive est formée par les muscles :

- 1) Adducteurs : principalement le pectoralis major, le subscapularis et accessoirement le triceps brachii et le deltoïdeus medialis ;
- 2) Antépulseurs : le deltoïdeus anterior, le pectoralis major et accessoirement le biceps brachii ;
- 3) Rotateurs externes : l'infraspinatus, le teres minor, le deltoïdeus posterior et accessoirement le triceps brachii et le supraspinatus ;
- 4) Extenseurs du coude : le triceps brachii.

La seconde chaîne intervenant pendant la phase de retour est formée des muscles :

- 1) Abducteurs : le supraspinatus et le deltoïdeus anterior quand le mouvement est compris entre 0 et 45°. Les deux autres faisceaux du deltoïdeus sont aussi activés quand le mouvement est compris entre 45° et 80° ;
- 2) Rétropulseurs : le deltoïdeus posterior et accessoirement le triceps brachii ;
- 3) Rotateurs internes : le subscapularis , le pectoralis major et le deltoïdeus posterior et accessoirement le biceps brachii ;
- 4) Fléchisseurs du coude : le biceps brachii et le brachio radialis.

Les déplacements de la scapula sont assurés par le pectoralis major et le trapèze. Ce dernier va permettre aussi d'une part de plaquer la scapula contre la cage thoracique et d'autre part de soulever l'extrémité externe de la clavicule ce qui entraîne l'élévation de l'acromion.

L'action synergiste des muscles étudiés permet à certains de centrer la tête humérale par rapport à la cavité glénoïde et pour d'autres, principalement les abaisseurs de la tête humérale [*Schantz, 1999 ; Vanlandewijck, 1999*], de jouer le rôle de stabilisateurs de l'articulation de l'épaule mais aussi de stabilisateurs du coude. Chez le GaD il n'en est pas toujours ainsi. L'absence de l'activité du pectoralis major pendant la phase de prise de contact avec le cerceau chez certains patients, peut entraîner l'ascension de la tête humérale et l'augmentation de la pression intra-articulaire.

En outre, dans certains cas et indépendamment du groupe étudié, la faiblesse ou l'absence du signal électrique du triceps en phase de retour et inversement l'absence de celui du biceps au cours de la phase propulsive peut entraver la fonction stabilisatrice des muscles cités ci-dessus.

Synchronisation inter-musculaire en fonction des cycles de propulsion du FRM : exemple chez un patient type du GsD

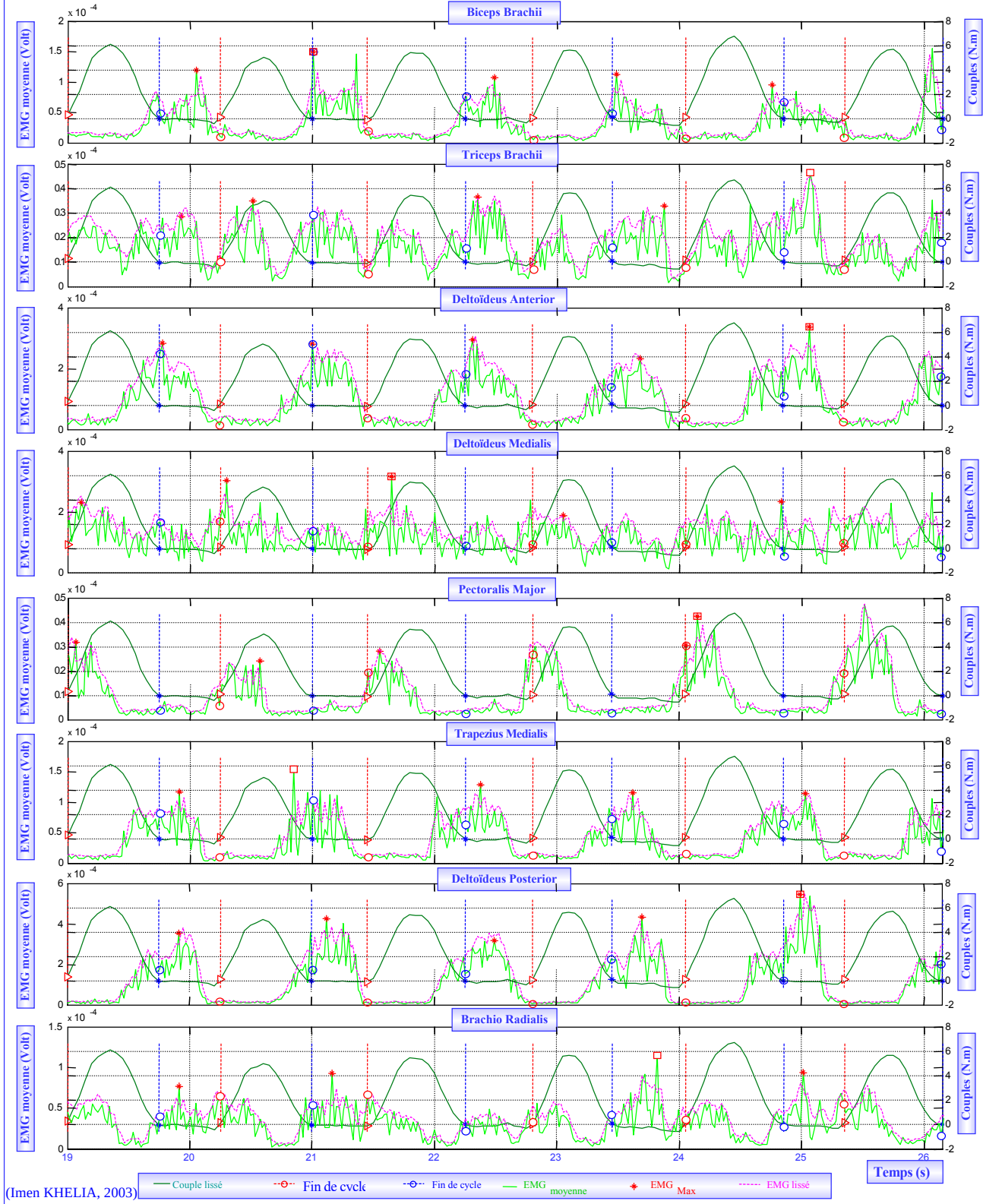


Figure IV-28 : Chronologie typique de la contraction des muscles étudiés au cours de 5 cycles de propulsion du FRM : exemple chez un patient âgé typique.

IV.F.3.2 L'ÉTUDE QUANTITATIVE

Se basant sur une étude statistique, l'étude quantitative ci-dessous met en évidence, sur la base de données chiffrées, des différences remarquables entre les deux groupes de patients étudiés ici. Ces dissemblances concernent aussi bien l'activité musculaire par cycle de propulsion (Tableau IV-14) que par phase propulsive (Figure IV-29).

IV.F.3.2.1 L'intensité de la contraction musculaire par cycle de propulsion du FRM

En comparaison au GsD, l'analyse de l'activité musculaire par cycle de propulsion a montré une activité électrique moins importante de la majorité des muscles étudiés chez les patients du groupe GaD (Tableau IV-14). À savoir, les muscles :

- 1) Triceps brachii (Triceps brachial) : différence significative ;
- 2) Deltoïdeus medialis (Deltoïde médial) : différence significative ;
- 3) Pectoralis major (Grand pectoral) : différence significative
- 4) Trapezius medialis (Trapèze moyen) : différence significative ;
- 5) Brachio radialis (Brachio-radial) : différence non significative ;

Groupe	Muscle EMGI (%)	Biceps Brachii	Triceps Brachii	Antérieur Deltoïdeus	Deltoïdeus Medialis	Pectoralis Major	Trapezius Medialis	Deltoïdeus posterior	Brachio Radialis
GsD	Moyenne	12,62	17,08	41,73	62,45	13,39	20,64	61,56	25,67
	Écart Type	7,32	6,00	14,72	26,31	5,85	10,11	23,49	19,44
	Max.	40,54	37,07	79,04	115,98	30,78	48,77	115,65	118,71
	Min.	1,64	4,50	7,56	13,38	3,73	2,52	18,51	7,15
GaD	Moyenne	12,91	15,42	52,60	49,07	10,17	15,03	88,83	23,18
	Écart Type	5,88	6,97	31,21	23,18	2,99	6,62	25,19	13,63
	Max.	24,17	34,45	122,37	101,89	18,12	31,93	141,85	64,29
	Min.	3,79	6,28	11,21	11,21	4,92	1,88	31,17	3,30
Comparaison GsD/GaD : test t de Student		Non significatif	$P < 0,005$	$P < 0,001$					Non significatif
GsD et GaD	Moyenne	12,77	16,25	47,17	55,76	11,78	17,84	75,19	24,42
	Écart Type	6,63	6,54	24,95	25,64	4,91	8,98	27,88	16,80
	Max.	40,54	37,07	122,37	115,98	30,78	48,77	141,85	118,71
	Min.	1,64	4,50	7,56	11,21	3,73	1,88	18,51	3,30

Tableau IV-14 : Quantification de l'intensité de l'activité musculaire en pourcentage de l'EMGi_{Max} calculée par cycle de propulsion : comparaison entre le GsD et le GaD.

Si on classe les muscles par ordre d'importance de sollicitation concernant la totalité de la population étudiée, le pectoralis major est le muscle le moins sollicité ($11,78\% \pm 4,91$). De plus sa contraction chez le GaD ($10,17\% \pm 2,99$) est significativement inférieure à celle du GsD ($13,39\% \pm 5,85$). Ce résultat ne coïncide pas avec celui de *Mulroy et coll. (1996)* lesquels ont montré que le pectoralis major est le muscle le plus sollicité (58% de la MVC) après l'infraspinatus (67% de la MVC). Ce muscle est sensé être avec le deltoïdeus medialis l'intervenant principal lors de la propulsion du FRM (Cf. paragraphe II.D.3.2.1 ; *Veeger, 1991.a* ; *Vanlandewijck et coll., 1997*). Étant donné l'important rôle stabilisateur et les nombreuses fonctions que remplit ce muscle lors du déplacement du FRM, sa faible contraction chez la population âgée conforte l'idée qu'il représente un élément de contrainte majeur pour l'articulation de l'épaule. Par ailleurs, il est susceptible d'expliquer l'apparition des douleurs chez le GaD.

En outre, seuls les muscles deltoïdeus antérieur et postérieur (Anterior et Posterior Deltoïdeus) montrent une intensité de contraction par cycle de propulsion significativement plus grande chez le GaD. Ces deux muscles sont antagonistes dans les mouvements de rotation interne et externe et d'antépulsion-rétropulsion humérale. Formant avec le deltoïdeus medialis le muscle le plus volumineux de l'articulation de l'épaule, se sont ces trois faisceaux qui montrent la plus importante activité quel que soit le groupe étudié (Figure IV-29). Ceci ne s'accorde pas avec ce qui a été trouvé par *Mulroy et coll. (1996)* mais correspond à ce qui a été rapporté par *Veeger et coll. (2002)*. Ces derniers, en quantifiant la charge supportée par l'épaule à l'aide de la méthode de la dynamique inverse ont trouvé que, même à des vitesses modérées, les muscles qui supportent la majorité de l'effort fourni sont le deltoïdeus et les muscles de la coiffe des rotateurs.

Or, l'abduction nécessite une intégrité et une synergie parfaite des muscles deltoïdeus et supraspinatus. Dans le cas des patients du GaD il n'en est pas ainsi. Comme il a été décrit dans la revue bibliographique, le déficit de l'infraspinatus tout comme celle du pectoralis major entraîne une poussée de la tête humérale vers le haut. La tête humérale glisserait vers la glène (articulation non stabilisée) et la partie supérieure de la capsule et de la coiffe s'écraierait sur la voûte acromiale. *Veeger et coll. (2002)* ont d'ailleurs trouvé dans les mêmes conditions que décrit ci-dessus que les forces maximales de contact au niveau de l'articulation gléno-humérale étaient considérables (Cf. paragraphe II.D.3.2.1). L'apparition, la réapparition ou l'accentuation des douleurs d'épaules chez ces patients âgés semble être, contrairement à ce qui a été rapporté par *Codine et coll. (1997)* et par *Burnham et coll. (1993)* chez les paraplégiques, la résultante d'un déséquilibre musculaire.

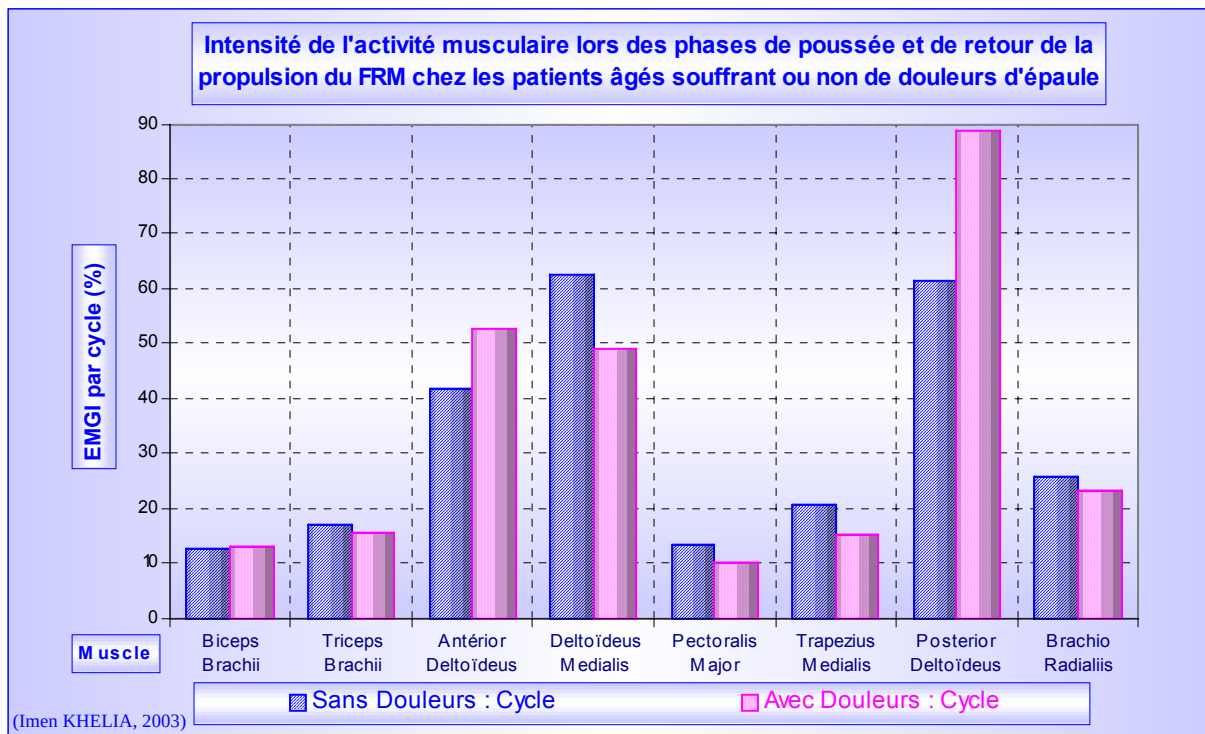


Figure IV-29 : L'intensité de l'activité musculaire en pourcentage de l' $EMGi_{Max}$ calculée par cycle de propulsion : comparaison entre le GsD et le GaD.

L'activité électrique développée par le biceps brachii ($12,77 \pm 6,63$) tout comme celle concernant le triceps brachii ($16,25 \pm 6,54$) et surtout le trapezius medialis ($17,84 \pm 8,98$) montrent une contraction nettement inférieure à celle rapportée dans la littérature concernant les jeunes utilisateurs du FRM (respectivement 38% ; 32% et 55% de la MVC ; Cf. paragraphe II.F.3.2.1). Ce phénomène est probablement dû au processus de vieillissement de toute la structure anatomique qui sollicite l'épaule.

IV.F.3.2.2 L'intensité de la contraction musculaire par phase de propulsion

Tel que le montre le Tableau IV-15 tous les muscles gardent un certain pourcentage d'activité en phase de retour mais de moindre intensité que celui développé en phase propulsive. À l'exception de la fin de la phase de retour où le bras accélère son mouvement pour préparer la phase propulsive suivante, la phase de retour est sensée être une phase récupératrice (sans charge). Pourtant, chez les patients du GaD, les faisceaux antérieur et postérieur gardent en phase de retour une intensité presque égale à celle de la phase propulsive (Figure IV-30). De plus, l'intensité de contraction de ces deux faisceaux est significativement supérieure chez le GaD comparée à celle observée chez le GsD et ce quelle que soit la phase considérée dans le cycle de propulsion. L'importante activité du faisceau postérieur en phase de retour chez le GaD peut être justifiée par leur plus important angle de rétropulsion. Cependant, la plus importante sollicitation du faisceau antérieur ne peut pas être justifiée par la grandeur de l'angle d'abduction ou de rotation humérale puisque d'une part les patients du GsD sont caractérisés par une abduction significativement plus ample que celle des patients du GaD et d'autre part la grandeur de l'angle de rotation interne du bras est étroitement liée à celle de l'abduction. À mon avis, ceci est dû au rôle joué par le deltoïdeus anterior en phase de prise de contact, phase transitoire entre la poussée et le retour. Cette grande sollicitation en fin de phase de retour explique le plus important freinage (couple C négatif) relevé chez les patients du GaD en comparaison à celui du GsD. Ce phénomène révèle les points faibles de la technique de propulsion chez des sujets du GaD.

À ce phénomène il faut ajouter la très faible participation du pectoralis major en comparaison au deltoïdeus posterior (Tableau IV-15) chez les deux groupes en phase de retour. Le déséquilibre entre la fonction tirante antéro-inférieure du pectoralis major et tirante postéro-inférieure du deltoïdeus posterior en phase de prise de contact entraînerait une ascension de la tête humérale laquelle viendrait écraser les tendons de la coiffe des rotateurs (Cf. paragraphe II.B.1.3.3.a). Ce phénomène est légèrement compensé chez les patients du GsD puisqu'ils sont caractérisés par une contraction importante du pectoralis major par rapport à celle du GaD et ce quelle que soit la phase considérée (Tableau IV-15).

On notera aussi la faible contraction du deltoïdeus medialis en phase de poussée chez le GaD comparée à celle du GsD. La faiblesse de ce muscle est connue comme étant la cause principale de la diminution de la force et de l'endurance du mouvement d'abduction [*Janet et coll., 1993*]. Le caractère répétitif du mouvements de la propulsion du FRM exigera donc un renforcement de ce faisceau chez les patients du GaD.

Enfin, tel qu'il a été mentionné dans la littérature, les muscle biceps et triceps brachii sont caractérisés par une faible contraction même si leur rôle est important dans la stabilisation de l'articulation de l'épaule. En outre, le brachio radialis montre une sollicitation plus importante que le biceps brachii en phase de poussée ce qui explique sa plus grande implication dans la stabilisation de l'articulation du coude.

Groupe	Muscle	Biceps Brachii		Triceps Brachii		Deltoïdeus Anterior		Deltoïdeus Medialis		Pectoralis Major		Trapezius Medialis		Deltoïdeus posterior		Brachio Radialis	
	EMGI (%)	Poussée	Retour	Poussée	Retour	Poussée	Retour	Poussée	Retour	Poussée	Retour	Poussée	Retour	Poussée	Retour	Poussée	Retour
GsD	Moyenne	7,29	5,33	10,73	6,35	25,53	16,20	40,03	22,42	8,84	4,55	12,66	7,98	34,17	27,39	17,00	8,66
	Écart Type	4,46	4,62	4,46	4,73	13,68	9,05	23,80	13,92	4,48	3,54	8,12	5,36	19,79	21,28	16,00	5,84
	Max.	24,16	29,58	23,87	26,95	65,05	42,48	108,25	56,40	28,26	15,87	35,63	29,97	95,87	90,59	101,07	28,87
	Min.	1,03	0,37	2,65	0,53	3,67	0,68	7,76	1,89	1,60	0,19	1,66	0,51	5,32	1,50	2,92	1,36
GaD	Moyenne	6,81	6,09	9,97	5,45	27,92	24,69	28,18	20,89	6,29	3,88	8,77	6,26	46,08	42,75	13,62	9,56
	Écart Type	3,41	4,16	6,17	2,29	19,04	23,56	17,34	11,37	3,32	2,81	4,64	4,92	24,49	28,88	8,16	6,81
	Max.	17,34	17,99	26,91	11,66	98,62	99,32	84,17	46,78	14,81	14,25	20,23	21,86	100,90	109,06	40,10	32,68
	Min.	2,01	0,93	2,79	1,24	2,37	1,24	6,40	4,16	1,80	0,38	0,99	0,67	7,90	3,70	1,29	0,28
Comparaison GsD/GaD : test t de Student		Non significatif					P < 0,001		Non significatif	P < 0,001	Non significatif	P < 0,001	P < 0,01	P < 0,001		P < 0,05	Non significatif
GsD et GaD	Moyenne	7,05	5,71	10,35	5,90	26,73	20,44	34,11	21,65	7,57	4,21	10,72	7,12	40,13	35,07	15,31	9,11
	Écart Type	3,97	4,40	5,39	3,74	16,58	18,31	21,61	12,71	4,14	3,21	6,88	5,20	23,01	26,46	12,79	6,35
	Max.	24,16	29,58	26,91	26,95	98,62	99,32	108,25	56,40	28,26	15,87	35,63	29,97	100,90	109,06	101,07	32,68
	Min.	1,03	0,37	2,65	0,53	2,37	0,68	6,40	1,89	1,60	0,19	0,99	0,51	5,32	1,50	1,29	0,28

Tableau IV-15 : Quantification de l'intensité de l'activité musculaire en pourcentage de l'EMGi_{Max} calculée par phase de propulsion : comparaison entre le GsD et le GaD.

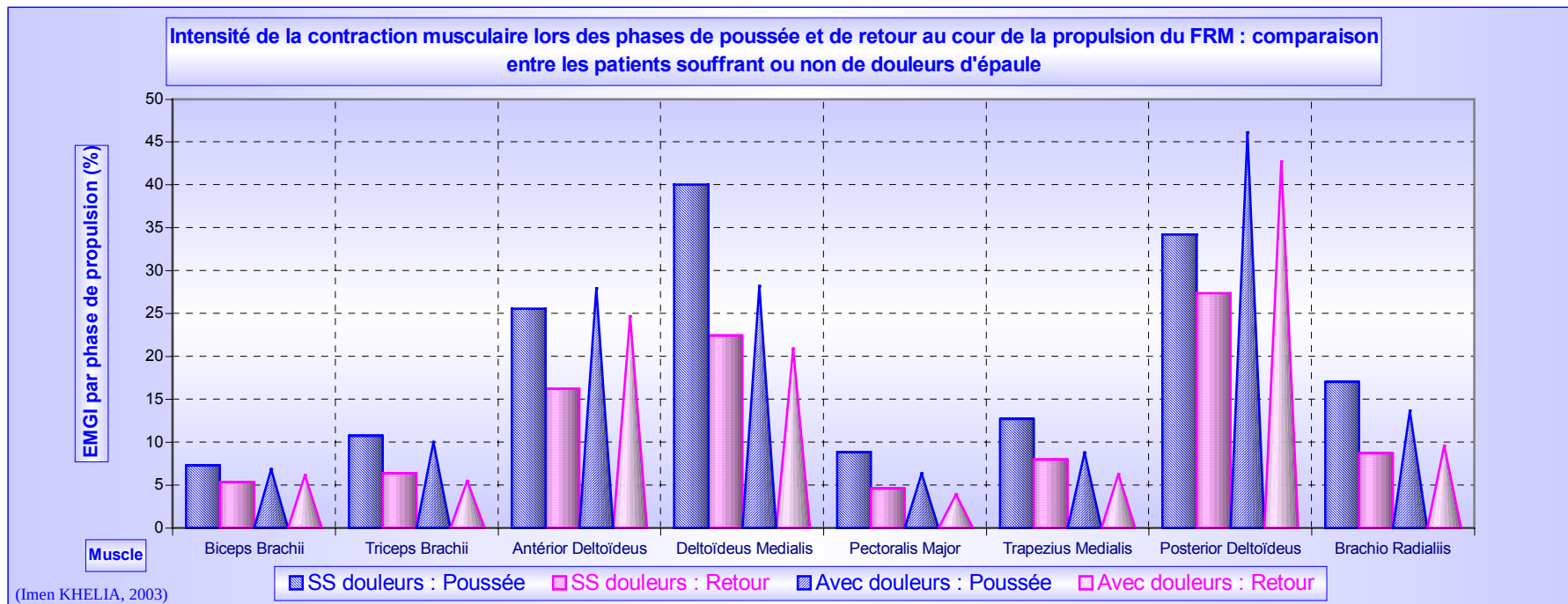


Figure IV-30 : L'intensité de l'activité musculaire en pourcentage de l'EMGi_{Max} calculée par phase de propulsion : comparaison entre le GsD et le GaD.

IV.F.3.3 CONCLUSION PARTIELLE

La faible sollicitation des muscles de toute la population des personnes âgées étudiée ici, sensiblement marquée chez les personnes du GaD et principalement concernant le pectoralis major, montre le besoin accru d'un examen précoce des possibilités de chaque patient mais aussi de l'intégrité de leurs articulations. À la suite de cet examen, le processus de prévention devrait inclure une rééducation basée sur un programme de renforcement musculaire avant l'attribution même du FRM. Ces derniers points confirment les hypothèses posées au début de ce chapitre.

À l'instar de ce qui a été mentionné concernant les résultats cinématiques et dynamiques, si la chronologie de mise en jeu des différents muscles de l'épaule ainsi que l'apparition des pics du signal par phase considérée et par essai reste quasi identique, la variabilité inter-individuelle [Khelia et coll., 2000 et 2001.b ; Thoumie et coll., 1997 ; Cf. paragraphe II.D.4.1.2.e] voire parfois inter-tests est notable. Cette variabilité est particulièrement prononcée chez les patient du GaD probablement en liaison avec le type de la pathologie de chacun d'entre eux ainsi qu'à l'intensité des douleurs qui peut varier d'un jour à l'autre et qui est susceptible de s'accroître au fur et mesure de la répétition des essais. Les différences remarquées dans la totalité de la population étudiée sont aussi sans doute liées aux différents aspects du style de propulsion utilisés par chaque patient. De plus les personnes âgées forment un ensemble disparate.

Concernant l'analyse quantitative, les valeurs maximales de l'intensité de contraction par groupe considéré ont montré pour certains muscles des pourcentages dépassant 100% de l'EMGi_{Max}. Ceci est dû à la durée des cycles de propulsion qui, prise en compte dans la normalisation, influe considérablement sur les résultats trouvés. Par ailleurs, la différence remarquée entre les résultats exposés ici et ceux rapportés par Mulroy et coll. (1996) proviennent sans doute en partie de la méthode de normalisation utilisée. La correspondance de nos résultats à ceux provenant de la dynamique inverse [Veeger et coll., 2002] semble prouver que la méthode de normalisation utilisée ici est plus fiable que celle de la MVC.

IV.G CONCLUSION DU CHAPITRE

IV.G.1 CARACTÉRISTIQUES DE LA TECHNIQUE DE PROPULSION CHEZ LES PERSONNES ÂGÉES

Dans ce travail, l'utilisation d'une approche alliant analyse dynamique, cinématique et électromyographique du mouvement, a permis de lever le voile sur les caractéristiques de la propulsion du FRM propres à la population âgée. La comparaison des grandeurs étudiées avec celles citées dans la littérature à propos des jeunes et/ou des athlètes utilisateurs du FRM a révélé des dissemblances mais aussi des similitudes. Ces dernières, mises en évidence par analyse EMG, concernent particulièrement le rôle stabilisateur joué par certains muscles de l'articulation gléno-humérale. Quant aux différences elles portent principalement sur :

- ✎ La vitesse, la force mise en jeu, la puissance et le travail ;
- ✎ La durée de la phase propulsive en pourcentage du cycle de propulsion ;
- ✎ La synchronisation des vitesses engendrées et des efforts fournis par les membres supérieurs droit et gauche ;
- ✎ Les angles de poussée ainsi que toutes les amplitudes articulaires ;
- ✎ La synchronisation inter-segmentaires principalement celle entre le dos et les membres supérieurs ;
- ✎ La chronologie de la contraction de certains muscles, essentiellement celui du trapezius medialis ;
- ✎ L'intensité de la contraction musculaire ;

À l'exception de l'intensité de la contraction du muscle deltoïdeus posterior, toutes ces grandeurs montrent des valeurs nettement inférieures chez les personnes âgées en comparaison avec celles des autres types d'utilisateurs du FRM. Par ailleurs, le style de propulsion utilisé par les personnes âgées se caractérise par l'absence de la phase de traction à l'exception du patient Sp. Ce sujet se distingue aussi par une vitesse plus importante que celle de la totalité des patients étudiés mais aussi par une chronologie de contraction du deltoïdeus medialis similaire à celle trouvée dans la littérature. Ces phénomènes sont vraisemblablement liés au fait qu'il soit un ancien basketteur et à sa volumineuse et puissante masse musculaire.

On notera qu'en raison de la petitesse de l'échantillon de la population âgée étudiée au cours de ce travail, des études transversale et longitudinale sont indispensables pour déterminer l'effet de nombreux paramètres sur la technique de propulsion du FRM par cette population.

IV.G.2 CAUSES ET/OU CONSÉQUENCES POSSIBLES DES DOULEURS D'ÉPAULES CHEZ LES PERSONNES ÂGÉES UTILISATRICES DU FRM

Cette étude a permis, entre autres, de déceler des différences significatives entre les groupes présentant ou non une dégénérescence au niveau de la structure anatomique de l'articulation scapulo-humérale. L'interprétation de ces différences a mis en lumière certaines causes possibles mais aussi certaines conséquences probables liées à l'apparition, la réapparition ou à l'accentuation des douleurs d'épaules chez les personnes âgées. Les résultats exposés ici mettent assez souvent en relation les manifestations électromyographiques et les phénomènes cinématiques et dynamiques.

IV.G.2.1 RELATION POSSIBLE ENTRE LES CARACTÉRISTIQUES DE LA TECHNIQUE DE PROPULSION ET LES DOULEURS

Les principaux phénomènes susceptibles de déclencher les douleurs d'épaules, particulièrement ceux liés à la technique de propulsion, sont les suivants :

1) Les importantes pressions intra-articulaires au niveau de l'épaule en phase de prise de contact. Elles sont dues principalement à la conjugaison des phénomènes suivants :

- ✎ Le freinage en début de cycle [Veeger et coll., 1991.d]. Veeger et coll., ont d'ailleurs montré l'importance de la charge subie par l'épaule au cours de la phase de contact avec le cerceau et son implication dans l'apparition des contraintes musculaires (Cf. paragraphe II.E.2.1.1) ;
- ✎ L'importance de l'angle de rétropulsion associé à la défaillance des muscles abaisseurs de la tête humérale ;
- ✎ La faible intensité de contraction musculaire et principalement les abaisseurs de la tête humérale [Codine et coll., 1997] ;
- ✎ Le déséquilibre de la balance musculaire : l'importante contribution des muscles abaisseurs de la scapula déséquilibrée par la défaillance des muscles abaisseurs de la tête humérale et principalement le pectoralis major et les muscles de la coiffe des rotateurs [Codine et coll., 1997] ;
- ✎ L'absence de la déflexion au niveau de la courbe du couple. Elle montre que le bras supporte une charge importante tout au long du cycle ;
- ✎ Les efforts importants maintenus pendant une longue durée ;
- ✎ La faible oscillation du tronc comparativement à celles des utilisateurs jeunes et/ou sportifs du FRM. Pour un même angle de poussée, une flexion plus importante du dos en phase de poussée entraînerait un angle inférieur de rétropulsion du bras par rapport au dos éventuellement au moyen d'une augmentation de la flexion du coude ;
- ✎ La répétitivité des gestes et donc la répétitivité des contraintes subies par les épaules [Bernard et Coll., 1992 ; Codine et coll., 1997] ;

2) L'important stress musculaire subi par l'épaule en fin de cycle du fait des contraintes en traction de l'articulation de l'épaule. Ce stress engendré d'une part par le recul du dos et

d'importantes oscillations de l'acromion et, d'autre part par la faible sollicitation (intensité de contraction) des muscles de l'épaule, explique en grande partie la rupture des tendons de la coiffe de rotateurs ;

3) La mauvaise synchronisation inter-segmentaires chez la totalité de la population. Elle est relative à la mauvaise coordination entre les angles articulaires ;

4) La mauvaise synchronisation entre les mouvements du tronc et les membres supérieurs. L'extension du dos en phase propulsive chez le GaD explique en partie la plus importante sollicitation du trapezius medialis chez ces sujets ;

5) Le style de propulsion. La technique en arc oblige le coude à être en constante flexion. Il en résulte une contraction maintenue durant tout le cycle des muscles bi-articulaires de l'épaule et du coude ;

6) La mauvaise coordination entre les deux membres supérieurs [Kirby et coll., 1994 et 1995]. Les vitesses inégales droite et gauche entraînent un mouvement non rectiligne du déplacement en FRM. Ce phénomène souvent observé dans les couloirs de l'hôpital chez les patients étudiés ici les oblige à effectuer des mouvements supplémentaires de correction de trajectoire qui déclenchent sans doute une fatigue précoce. Rappelons que la fatigue musculaire est connue pour être source de phénomènes articulaires et musculaires dégénératifs.

Tous ces phénomènes montrent effectivement la médiocrité de la technique de propulsion de la totalité des personnes âgées étudiée ici et plus particulièrement chez les sujets souffrant de douleurs d'épaules.

IV.G.2.2 PART DE L'IMPLICATION DU FRM DANS L'APPARITION DES DOULEURS

Ce travail a prouvé la liaison probable entre la durée d'utilisation du FRM et l'apparition des douleurs d'épaules. Par contre, celle-ci ne semble pas en relation avec la durée de l'utilisation des cannes béquilles. Les résultats ont aussi montré la possible implication de l'utilisation d'un FRM non adapté à la morphologie du patient dans l'apparition des douleurs d'épaules (Cf. paragraphe IV.E.2.1).

Par ailleurs, les résultats ont montré que, quel que soit le groupe de sujets étudié, les amplitudes des mouvements articulaires du membre supérieur lors de la propulsion du FRM sont au-delà des amplitudes de confort définies par Cail et coll. (1996) et reportées dans le paragraphe II.B.1.3.7. La sollicitation intensive et répétée peut réduire la circulation sanguine au niveau de l'articulation concernée et soumettre les tendons à des efforts de compression (Cf. paragraphe II.B.1.3.7 et II.E.2.1.1).

On en conclut en accord avec les interprétations de la littérature que, même indépendamment de la technique de propulsion du sujet, l'utilisation du FRM est contraignante pour le membre supérieur. La prévention ne doit donc pas se limiter à une éducation et rééducation des patients. Elle doit aussi prendre en compte :

- ✎ Le respect des règles de prescription de ce matériel fonction de la morphologie des patients ;
- ✎ Une recherche concernant l'ergonomie du FRM de manière à réduire les efforts nécessaires au déplacement de ce matériel.

IV.G.2.3 LES AUTRES PHÉNOMÈNES

Conformément à ce qui a été décrit dans la conclusion du 2^{ème} chapitre de ce manuscrit, d'autres phénomènes sont impliqués dans l'apparition des douleurs d'épaules. Parmi ceux-ci, on peut citer ceux qui sont en relation directe avec les caractéristiques de la population étudiée dans ce travail :

- 1) Le phénomène du vieillissement qui s'accompagne d'une détérioration des capacités fonctionnelles (Cf. paragraphe IV.E.3.2) et des structures musculo-tendineuses et ostéo-articulaires [*Khelia et coll., 2002.b*]. Cet endommagement peut prédisposer grand nombre d'utilisateurs âgés du FRM à développer les phénomènes dégénératifs et douloureux des épaules ;
- 2) Le caractère sédentaire des sujets étudiés. On notera cependant les exceptions relevées concernant les particularités de la technique de propulsion du sujet Sp ;
- 3) Les mouvements de transferts multi-quotidiens ;
- 4) Les soulèvements fessiers intermittents ;
- 5) L'utilisation des aides techniques à la marche.

IV.G.3 LE PROCESSUS DE PRÉVENTION : APPORT AU CLINICIEN

IV.G.3.1 LA TECHNIQUE DE PROPULSION : L'ÉDUCATION DU PATIENT

Les éléments susceptibles de justifier l'apparition des douleurs d'épaules chez la population étudiée ici confirment le fait que les personnes âgées ont une technique inadéquate de propulsion du FRM. Le mode de propulsion adopté spontanément par la majorité des personnes âgées est donc inefficace. De ce fait, on peut penser qu'un apprentissage à la propulsion du FRM est indispensable. Dans un premier temps, les recommandations que les cliniciens devraient inculquer aux patients concernent principalement :

- 1) Le mouvement du tronc : inciter les patients à augmenter l'amplitude de la flexion de leur dos en insistant sur la synchronisation des oscillations de celui-ci avec les mouvements du poignet : fléchir le dos au fur et à mesure de la phase propulsive ;
- 2) La synchronisation des mouvements des deux bras : éviter les mouvements inutiles, sources de fatigue et à long terme de douleurs ;
- 3) La prise du cerceau : éviter les à coups agressifs de prise de contact avec le cerceau et maîtriser le geste de serrage intensif, source de freinage et de perte d'énergie ;
- 4) Le style de propulsion : inciter le patient à utiliser le style circulaire de propulsion en l'invitant à réaliser une phase de retour bras relâché et poignet passant au-dessous du point culminant du cerceau ;

IV.G.3.2 L'EXAMEN DE L'INTÉGRITÉ DES ÉPAULES

Il est à remarquer que dans le tableau relatif à la récapitulation des caractéristiques des patients que le type de pathologie d'épaule n'a pas été précisé. Ceci est dû au fait que l'attribution du FRM ne prend en aucun cas en compte l'intégrité de leurs épaules. De plus, comme déjà

mentionné auparavant, les douleurs intensives post-opératoires d'amputations et la multitude des problèmes de santé qui caractérisent la population âgée font que ces sujets ne manifestent leurs douleurs qu'à un stade avancé de leur dégénération. La multitude des soins fournis à ces sujets et donc la disponibilité de ceux-ci font que les douleurs d'épaules sont prises en compte en dernier ressort. Les diagnostics poussés des désordres des épaules sont aussi sources de dépenses financières. Or, si l'intégrité des épaules était prise en compte avant l'attribution du FRM, la plupart des problèmes seraient évités. Le questionnaire de Constant (Cf. paragraphe II.C.3.6) ainsi que les manœuvres nécessaires à l'examen des articulations scapulo-humérales sont simples, rapides à effectuer et non coûteuses. De ce fait, l'examen précoce des épaules doit constituer un élément de base pour le choix du type de FRM à utiliser par chaque patient. Sa réalisation doit se faire de manière systématique et avant l'attribution même de ce matériel.

IV.G.3.3 LA RÉÉDUCATION

Les phénomènes douloureux générés par le caractère contraignant de la propulsion du FRM, des transferts et des soulèvements fessiers ainsi que l'utilisation des aides techniques à la marche ne peuvent être évités par la simple correction de la technique de propulsion. En effet la faiblesse des muscles sollicités lors du déplacement en FRM par les personnes âgées nécessite l'application d'un programme de renforcement musculaire et ce à l'issue de l'examen initial de l'intégrité des épaules. En effet, plusieurs auteurs ont montré l'effet de l'exercice sur la conservation voire la régénération de l'intégrité musculaire et articulaire chez les personnes âgées (Cf. paragraphe II.F). Il s'agit ici d'un processus de lutte contre le phénomène de vieillissement et tout ce que ce processus peut impliquer. À mon avis, un programme de rééducation doit être appliqué de manière systématique avant l'attribution du FRM et ce quel que soit le groupe de patients considéré. Tel qu'il a été conseillé par nombreux auteurs, la rééducation doit être basée sur des exercices de musculation mais aussi d'étirement [Taylor et coll., 1986 ; Yim et coll., 1993 ; Bernard et coll., 1997 ; Curtis et coll., 1999 ; Rodgers et coll., 2001].

En outre, le renforcement musculaire doit intéresser avant tous les muscles stabilisateurs de l'épaule et principalement le pectoralis major. Ce renforcement doit aussi prendre en compte les muscles abaisseurs de la tête humérale lors de l'abduction (pectoralis major, subscapularis, teres minor) ainsi que les muscles enrouleurs (grand et petit pectoral, le dentelé antérieur, etc.) sans négliger pour autant les muscles antagonistes sans lesquels l'équilibre de l'articulation scapulo-humérale serait rompu.

Remarque : l'étirement musculaire est nécessaire à l'assouplissement de l'articulation de l'épaule afin d'éviter la réduction de la mobilité articulaire susceptible de se manifester du fait de la musculation.

IV.H PERSPECTIVES

Les expérimentations décrites dans ce travail ont permis de montrer la crédibilité de toutes les hypothèses posées au début de ce chapitre. L'étude des caractéristiques biomécaniques de la propulsion du FRM chez les personnes âgées a mis en évidence la médiocrité de leur technique de propulsion. Ce phénomène, responsable dans la plupart des cas des contraintes subies par les articulations de l'épaule, m'a conduit au dépistage des causes possibles des douleurs d'épaules. Pour répondre aux attentes des cliniciens, ma contribution s'est traduite par des propositions d'actions en vue de la conduite d'un processus de prévention. Entre autres, il s'est agit de

suggérer aux cliniciens de donner des recommandations aux utilisateurs de ce matériel visant à corriger leur technique de propulsion et par ailleurs à éviter les mouvements susceptibles d'augmenter le travail des épaules. Les autres recommandations concernent le dépistage des pathologies préexistantes des épaules et suggèrent la rééducation du membre supérieur par des programmes dont l'efficacité a été montrée par plusieurs auteurs concernant la préservation de l'intégrité des épaules. Tous les objectifs fixés au début de ce travail ont été ainsi atteints.

Mes ambitions vont au-delà de ces objectifs. Elles visent également à minorer les causes mécaniques des douleurs d'épaules liées à l'ergonomie du FRM utilisé par la majorité des personnes handicapées. En effet, ces premières analyses ne sont qu'une première étape pour des investigations plus approfondies en vue de l'amélioration du FRM standard. Elles visent à contribuer à créer un prototype de déplacement en FRM plus ergonomique, tenant à la fois en compte la capacité physique des personnes âgées et leurs faibles revenus. Les éléments constitutifs du FRM les plus impliqués dans l'apparition des douleurs ainsi que les paramètres les plus pertinents mis en évidence dans cette première étape des investigations, constitueront les éléments qui seront pris en considération dans la construction d'un nouveau prototype de FRM. C'est ce travail que je décrirai dans le prochain chapitre.



CHAPITRE IV



CHAPITRE V
EFFET DE L'UTILISATION D'UNE MAIN
COURANTE À LIAISON ÉLASTIQUE SUR LA
BIOMÉCANIQUE DE LA PROPULSION DU
FAUTEUIL ROULANT MANUEL PAR LES
PERSONNES ÂGÉE



TABLE DES MATIÈRES

CHAPITRE V : EFFET DE L'UTILISATION D'UNE MAIN COURANTE À LIAISON ÉLASTIQUE SUR LA BIOMÉCANIQUE DE LA PROPULSION DU FAUTEUIL ROULANT MANUEL PAR LES PERSONNES ÂGÉES.....	165
V.A INTRODUCTION.....	165
V.B OBJECTIFS	165
V.C HYPOTHÈSES.....	166
V.D MATÉRIEL ET MÉTHODES.....	167
V.D.1 MATÉRIEL.....	167
V.D.1.1 LE NOUVEAU SYSTÈME DE PROPULSION DU FRM	167
V.D.1.2 DISPOSITIFS DE MESURE	168
V.D.2 MÉTHODES.....	169
V.D.2.1 L'EMPLACEMENT DES CAPTEURS	169
V.D.2.2 NORMALISATION DES ESSAIS.....	169
V.D.2.3 POPULATION.....	169
V.D.2.4 PROTOCOLE	171
V.D.2.5 MÉTHODOLOGIE D'ANALYSE DES DONNÉES	172
V.E RESULTATS :.....	173
V.E.1 RÉSULTATS DYNAMIQUES	173
V.E.1.1 ANALYSE DE L'ÉVOLUTION EN FONCTION DU TEMPS DES PARAMÈTRES DYNAMIQUES.....	173
V.E.1.2 ANALYSE STATISTIQUE RELATIVE AUX PARAMÈTRES DYNAMIQUES : COMPARAISON ENTRE LE FRM-R ET LE FRM-SS.....	174
V.E.1.3 CORRÉLATION ENTRE LES PARAMÈTRES DYNAMIQUES DES CÔTÉS DROIT ET GAUCHE RELATIFS AUX SYSTÈMES FRM-R ET FRM-SS	177
V.E.1.4 LA RESTITUTION D'ÉNERGIE	181
V.E.2 RÉSULTATS CINÉMATIQUES	181
V.F CONCLUSION.....	184
V.F.1 LE FRM-SS MIS À L'ÉPREUVE : QUESTIONNAIRE	184
V.F.2 APPORT CLINIQUE.....	184
V.F.3 APPORT AU FABRICANT ET PERSPECTIVES	185

CHAPITRE V : EFFET DE L'UTILISATION D'UNE MAIN COURANTE À LIAISON ÉLASTIQUE SUR LA BIOMÉCANIQUE DE LA PROPULSION DU FAUTEUIL ROULANT MANUEL PAR LES PERSONNES ÂGÉES

V.A INTRODUCTION

Dans la plupart des centres hospitaliers, le FRM fourni aux patients est un modèle standard. Caractérisé par son poids important, ce matériel est rarement adapté aux capacités physiques des patients voire à leur morphologie et à leur handicap. Certes, ce matériel, particulièrement robuste, coûte peu en termes de maintenance et de renouvellement. Cependant, dans une perspective d'économies, on se doit de prendre en considération d'autres facteurs.

Dans les pages précédentes (Cf. paragraphe IV.G), j'ai montré l'incidence de l'utilisation du FRM dans l'apparition des problèmes articulaires au niveau des membres supérieurs et en particulier des douleurs d'épaules. Ces douleurs, qui s'ajoutent à celles dues à l'amputation, s'accompagnent d'une perte d'intégrité du membre concerné et conduisent le patient qui en souffre à la dépendance. Les prescriptions médicales et les séjours hospitaliers qui en résultent pèsent lourdement sur les dépenses de santé.

La prévention des pathologies de la ceinture scapulaire apparaît donc comme une nécessité humaine et économique (Cf. paragraphe II.F).

Comme je l'ai montré dans le chapitre IV, la prévention ne doit pas se limiter à l'enseignement d'une technique de propulsion du FRM et à la rééducation des membres supérieurs. Il est aussi indispensable que le FRM soit conçu de manière à minimiser les sollicitations des articulations de l'épaule.

Dans cette optique, la recherche présentée ici répond aux objectifs suivants : la conception et la validation d'un nouveau dispositif de propulsion du FRM alliant simplicité et faible coût.

V.B OBJECTIFS

Ce dispositif doit satisfaire plusieurs exigences :

- 1) Réduire les sollicitations des articulations des épaules ;
- 2) Rester financièrement accessible aux utilisateurs de FRM à faibles revenus ;
- 3) Être adaptable à tous les types de FRM.

La première exigence implique une étude biomécanique complète de la propulsion à l'aide de ce nouveau système.

V.C HYPOTHÈSES

L'étude bibliographique relative aux différents types de FR à propulsion manuelle a montré que le fauteuil « PAWPAW » était le plus adapté à la population âgée et le moins agressif vis-à-vis des articulations des membres supérieurs. Or, comme expliqué dans le paragraphe II.D.4.2.5, pour intéressant qu'il soit, ce fauteuil roulant présente les inconvénients de mettre en œuvre un dispositif électrique coûteux, de ne pas être remboursé par la sécurité sociale et de présenter des risques de bascule arrière.

Le FRM standard est équipé de deux roues motrices liées aux mains courantes par des barrettes rigides (Figure V-1.B et Figure V-2). Cette conception présente les inconvénients suivants :

- 1) Les chocs engendrés lors de la phase de prise en main du cerceau et surtout lors de la rencontre avec un obstacle sont intégralement transmis aux poignets et par là aux autres articulations du membre supérieur ;
- 2) La dissymétrie du corps humain (droitier, gaucher) n'est pas prise en compte ;
- 3) L'application progressive des forces nécessaires au déplacement du FRM est impossible.

Forts de ces constatations, les membres de notre équipe (Équipe Sport et Handicap du LBM) ont conçu et réalisé une main courante originale (*Laboisie et Person, 2002*). L'aspect novateur de ce dispositif repose sur la mise en place d'une liaison élastique entre le cerceau et la roue motrice. Les barrettes rigides sont remplacées par des lames souples (Figure V-1.b).

Ce dispositif a pour ambition d'effacer les défauts de la conception standard et de réduire les sollicitations et la fatigue des épaules en :

- 1) Minimisant les aspects de la propulsion qui concourent à l'apparition de compressions articulaires des épaules ;
- 2) Équilibrant les actions mécaniques du sujet à droite et à gauche ;
- 3) Favorisant l'application progressive des efforts de « démarrage » du FRM ;
- 4) Limitant les chocs qui se produisent lors de la rencontre du FRM avec un obstacle ;
- 5) Restituant mécaniquement, en fin de phase propulsive, l'énergie qui lui est transmise.

Remarque

Cette dernière hypothèse s'inspire de ce qui est observé à propos du saut à la perche. En effet, le début de la phase aérienne de cette épreuve athlétique est marqué par la flexion de la perche accumulant ainsi de l'énergie potentielle. Cette énergie est restituée à la fin de la phase d'élévation de l'athlète et lorsque la perche reprend sa forme rectiligne.

V.D MATÉRIEL ET MÉTHODES

V.D.1 MATÉRIEL

V.D.1.1 LE NOUVEAU SYSTÈME DE PROPULSION DU FRM

Ce nouveau système a été conçu de la façon suivante :

Les barrettes qui assurent la solidarisation de la roue motrice et de la main courante dans le FRM standard (Figure V-1.A) ont été remplacées par deux poutres placées entre le cerceau et le capteur [Khelia et coll., 2002.a]. Cette disposition permet de mesurer le couple C mais aussi d'agir sur la raideur de la liaison « main courante-roue ».

On reproduit la liaison standard (Figure V-1.A) par la mise en place de poutres rigides (Figure V-1.B).

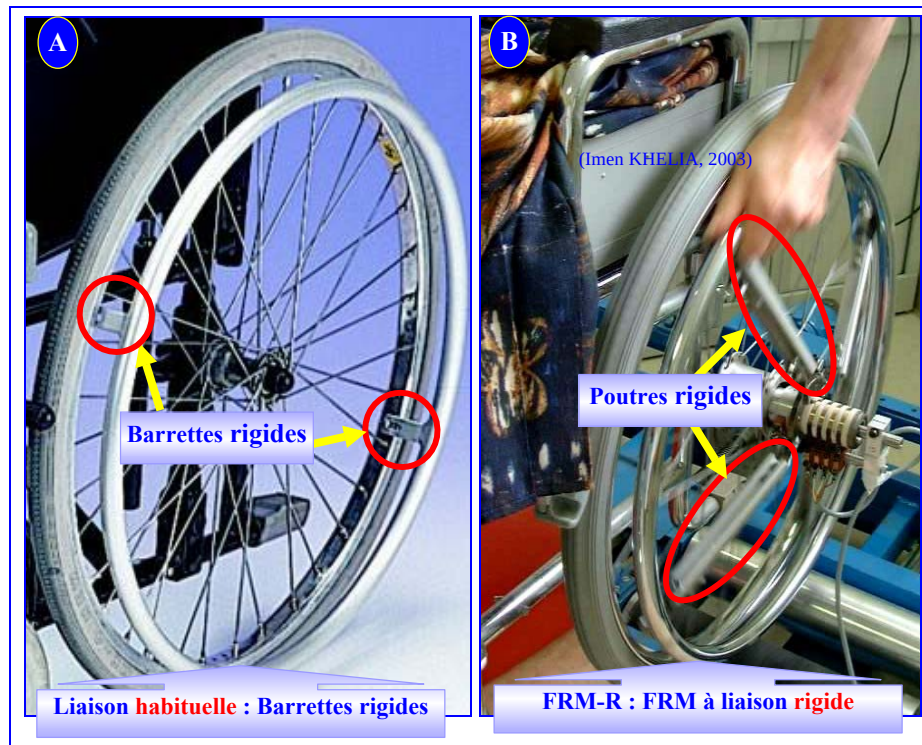


Figure V-1 : Liaison rigide entre la main courante et le cerceau. A : FRM habituel ; B : FRM expérimental.

On crée une liaison souple en remplaçant les poutres par des lames flexibles.

À ce sujet deux prototypes ont été construits :

1) Un prototype à faible raideur (FRM-S) : Les poutres rigides ont été remplacées par des lames flexibles fabriquées dans de l'acier à ressort ce qui permet d'assurer une liaison élastique entre le cerceau et les roues (Figure V-2.A) ;

2) Un prototype à raideur moyenne (FRM-SS) : Identique au système souple avec une lame en carbone superposée à une des lames en acier (Figure V-2.B).

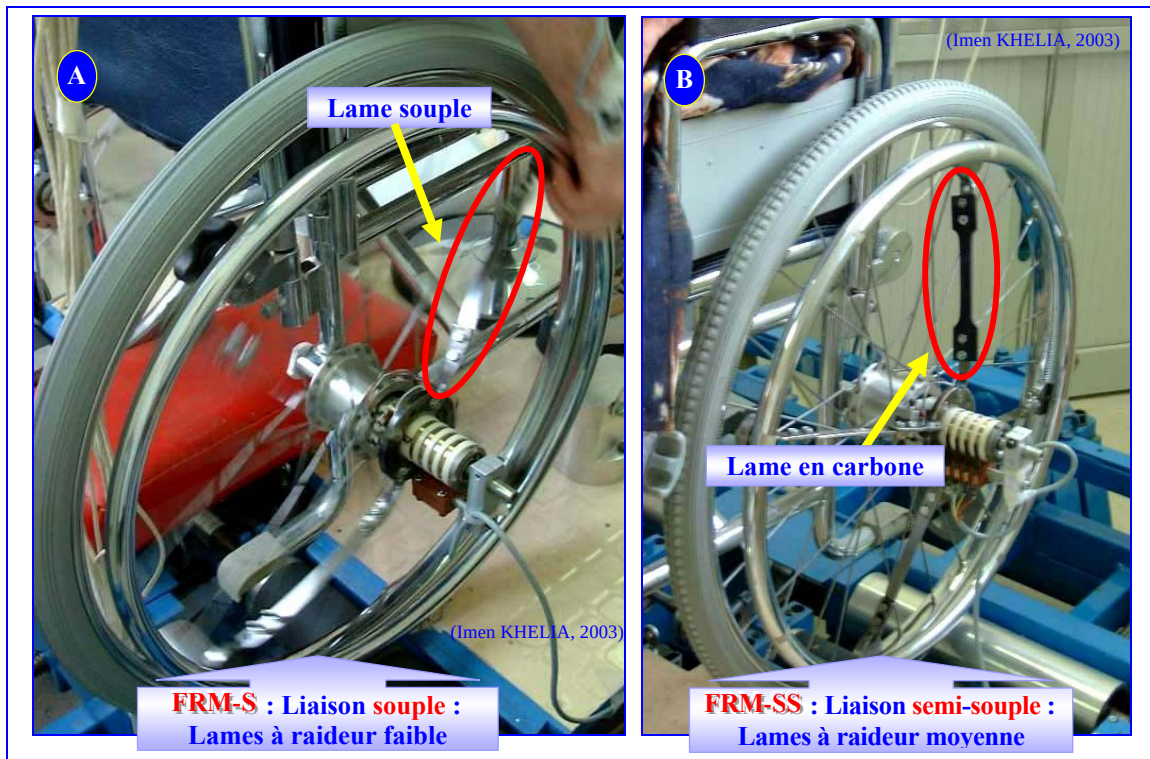


Figure V-2 : Les nouveaux systèmes de liaison entre la main courante et la roue.

La raideur des dispositifs présentés ci-dessus a été quantifiée en mesurant l'angle de rotation du cerceau en fonction du couple appliqué par des masses marquées accrochées à l'extrémité d'un bras du cerceau. Ce dernier a été fixé dans une position horizontale.

La liaison élastique est ainsi caractérisée par sa raideur $k \text{ (N.m.rd}^{-1}\text{)} = \frac{C}{\alpha}$.

Avec α désignant l'angle de rotation de la main courante par rapport à la roue sous l'action d'un couple C .

Dans le cas du système souple (FRM-S), $k = 30 \text{ N.m.rd}^{-1}$.

Dans le cas du système semi-souple (FRM-SS) $k = 66 \text{ N.m.rd}^{-1}$.

V.D.1.2 DISPOSITIFS DE MESURE

Pour étudier la biomécanique de cet ensemble homme-machine, l'équipement utilisé dans les expérimentations correspond à la chaîne de mesure décrite dans le chapitre III. Rappelons qu'il est composé de :

- 1) Un ergomètre à rouleaux ;
- 2) Deux roues instrumentées de couplemètres à jauges d'extensométrie ;
- 3) Un goniomètre électromagnétique
- 4) Un électromyographe.

V.D.2 MÉTHODES

V.D.2.1 L'EMPLACEMENT DES CAPTEURS

L'emplacement des capteurs cinématiques est identique à celui décrit dans les Chapitres III et IV. Les capteurs sont placés sur :

- 1) Le processus épineux de la septième vertèbre cervicale (CV₇) ;
- 2) L'acromion ;
- 3) Entre l'olécrane et l'épicondyle latéral du coude : au niveau de la fossette radiale ;
- 4) Entre les processus styloïdes de l'ulna et du radius (dos du carpe).

Les muscles explorés sont identiques à ceux mentionnés dans le chapitre VI (Bb, Tb, Da, Dm, Dp, Gp, Tm) à l'exception du muscle brachioradialis (Br) qui a été remplacé par le muscle cardiaque (Mc). Ceci permet d'enregistrer et de mesurer l'activité cardiaque simultanément à toutes les autres grandeurs biomécaniques.

Pour les raisons citées dans le paragraphe IV.E.1, le membre droit est le seul qui a été soumis à des investigations.

V.D.2.2 NORMALISATION DES ESSAIS

La procédure de normalisation des essais est celle utilisée dans la première batterie de mesures (Cf. paragraphe IV.E.3.3). Elle comprend :

- ↳ La synchronisation du début de l'enregistrement des mesures ;
- ↳ Le contrôle de la vitesse habituelle par la visualisation de la courbe de la vitesse en fonction du temps (Programme CMC : Visual Designer[®]) ;

V.D.2.3 POPULATION

Les patients ont été sélectionnés selon les caractéristiques suivantes :

- ↳ Âge supérieur à 60 ans
- ↳ Sans complications cardiaques
- ↳ Utilisant depuis peu un FRM (3,7 mois $\pm$ 3,6).

Dix amputés vasculaires ont été sélectionnés (Tableau V-1) : cinq hommes et cinq femmes. Parmi ces patients, trois souffraient de douleurs d'épaules et six n'avaient encore pas commencé leur procédure de rééducation à la marche à l'aide des prothèses tibiales et des béquilles.

Les caractéristiques des patients choisis ainsi que les informations relatives à leur amputation et à leur utilisation du FRM sont reportées dans des fiches individuelles (Cf. ANNEXE XIII). Ces renseignements sont résumés dans le Tableau V-1.

CHAPITRE V

	Caractéristiques	Âge (Année)	Sexe ♂ ou ♀	Taille (m)	Poids (Kg)	Durée d'utilisation du FRM (Mois)	Durée d'utilisation des cannes béquilles (Mois)	Jambe amputée Droite (D) ou Gauche (G)	Longueur Bras (m)	Longueur Avant- bras (m)	Largeur Épaules (m)	Épaule douloureuse Droite (D) ou Gauche (G)	Incidence de la douleur par rapport à l'usage du FRM (Mois)		
													Postérieure	Réapparue	Accentuée
Sujets	N°1	61,08	♀	1,59	73,4	4	1	Cuisse D	0,38	0,25	0,45	Non	-	-	-
	N°2	70,5	♂	1,72	80	1	0	Cuisse D	0,38	0,29	0,41	Non	-	-	-
	N°3	81,33	♀	1,67	72	1,5	0	Mollet G	0,36	0,31	0,4	G & D	0,5		-
	N°4	70,5	♂	1,74	69	10	0	Cuisse G	0,37	0,27	0,34	G		7	-
	N°5	65,66	♂	1,75	72	1	0,3	Cuisse D & G	0,35	0,27	0,4	Non	-	-	-
	N°6	61,58	♂	1,79	81	0,6	0	Pied G	0,37	0,28	0,42	Non	-	-	-
	N°7	60	♂	1,8	78	5	10	Cuisse D	0,37	0,3	0,45	Non	-	-	-
	N°8	62,08	♀	1,62	59	3	2	Cuisse D	0,35	0,25	0,35	Non	-	-	-
	N°9	76,5	♀	1,63	51	1	0	Cuisse G	0,25	0,34	0,34	Non	-	-	-
	N°10	75,58	♀	1,74	81	10	0	Cuisse G	0,37	0,31	0,41	G		6	-
Statistiques	Moyenne	68,48	50% ♂ et 50% ♀	1,71	71,64	3,71	3,33	40% D	0,36	0,29	0,4	0% D	1/10 : douleurs postérieures 2 /10 : douleurs réapparues 0 /10 : douleurs accentuées		
	Écart type	7,54		0,07	9,9	3,62	4,5		50% G	0,04	0,03				
	Min	60		1,59	51	0,6	0,3	10% D & G		0,25	0,25	0,34			
	Max.	81,33	1,8	81	10	10	0,38		0,34	0,45					

Tableau V-1 : Récapitulatif des principales caractéristiques des sujets sélectionnés pour cette étude.

D : droit ; G : gauche ;
♂ : homme ; ♀ : femme

V.D.2.4 PROTOCOLE

V.D.2.4.1 Modalités de déroulement des tests

De la même manière qu'à propos des tests décrits dans le chapitre IV, le protocole d'étude est partagé en trois phases. Les mêmes pré-tests que ceux décrits dans le chapitre IV ont été effectués, à savoir :

- ↪ Détermination de la « propulsion habituelle » (Cf. paragraphe IV.E.3.1).
- ↪ Détermination de la « souplesse articulaire de l'épaule » (Cf. paragraphe IV.E.3.2).
- ↪ Essais de propulsion à l'aide des différents systèmes de FRM (Cf. paragraphe IV.D.2.4.2).

V.D.2.4.2 Acquisition des données biomécaniques de propulsion du FRM

Un test comprend deux fois neuf essais réalisés conformément aux combinaisons décrites ci-dessous. Entre chaque essai la configuration du fauteuil est modifiée. Chaque patient effectue deux tests à une semaine d'intervalle, soit au total trente six essais. Pour minorer le temps d'investigation, la succession des réglages était de faible raideur (FRM-S) à totalement rigide (FRM-R). À savoir, FRM-S, FRM-SS puis FRM-R pour chaque roue du fauteuil roulant, une par une puis simultanément :

- 1) Liaison souple à droite et à gauche ;
- 2) Liaison souple à droite et liaison semi-souple à gauche ;
- 3) Liaison semi-souple à droite et liaison souple à gauche ;
- 4) Liaison semi-souple droite et gauche ;
- 5) Liaison semi-souple à droite et liaison rigide à gauche ;
- 6) Liaison rigide à droite et liaison semi-souple à gauche ;
- 7) Liaison souple à droite et liaison rigide à gauche ;
- 8) Liaison rigide à droite et liaison souple à gauche ;
- 9) Liaison rigide à droite et à gauche.

Le sujet commence à pousser sur les mains courantes de manière à atteindre sa vitesse de confort correspondant à sa vitesse habituelle de déplacement. L'écran de contrôle visuel (CMC) permet à chaque sujet de la stabiliser au mieux.

Chaque essai dure 45 secondes afin d'éviter l'apparition de la fatigue. Deux essais sont séparés par une période de repos d'une durée variable ($10 \text{ s} \pm 5 \text{ s}$). La durée de ce repos dépend du temps nécessaire pour modifier la configuration de la liaison entre les mains courantes et les roues du FRM.

Remarques

- ↳ Le début de l'enregistrement des mesures s'effectue de la même manière que celui décrit dans le paragraphe IV.E.3.3.
- ↳ Toutes les informations relatives aux conditions de déroulement de chaque essai ainsi que l'appréciation des patients par rapport à chaque système de FRM sont reportées dans une fiche test (Cf. ANNEXE XIV).
- ↳ Des listes de contrôle ont été utilisées pour assurer le bon déroulement des essais.
- ↳ Les considérations éthiques sont décrites dans l'ANNEXE X (Voir aussi les ANNEXES XI et XII).

Par ailleurs, les recommandations données aux patients sont identiques à celles décrites dans le paragraphe IV.E.3.3.

V.D.2.5 MÉTHODOLOGIE D'ANALYSE DES DONNÉES**V.D.2.5.1 Sélection des données**

Pour chaque patient et parmi les trente six essais effectués, on sélectionne pour chacune des configurations du FRM les trois meilleures séquences d'enregistrement. Dans chacune des séquences dix cycles sont choisis. Cette sélection d'un signal de qualité prend en compte le bruit de fond concernant les données EMG et les parasites à propos des couples. La coordination entre les membres supérieurs droit et gauche en terme de vitesse de rotation des roues n'est pas prise en compte.

V.D.2.5.2 Analyse statistique

La présentation et l'analyse des données se fait de manière identique à celle décrite pour les expérimentations du chapitre IV (Cf. paragraphe IV.E.4.2). Les variables statistiques (moyennes, écart type, maximum, minimum) sont étudiées à partir des échantillons sélectionnés concernant les grandeurs dynamiques.

L'étude de la corrélation est principalement utilisée pour comparer, par système de FRM considéré, les résultats relatifs à la synchronisation entre le côté droit et le côté gauche. Par convention, la signification de la corrélation est prise en compte à partir des valeurs supérieures ou inférieures respectivement à 0,60 et -0,60.

L'étude de l'effet des variables indépendantes (systèmes de liaison cerceau-roue) sur les variables dépendantes (grandeurs biomécaniques sélectionnées) s'appuie sur l'application du test « t de Student ». Ce test permet d'identifier les variables influencées par l'utilisation des nouveaux systèmes de propulsion de FRM et par ailleurs de relever les avantages et les inconvénients de ces nouvelles conceptions. Pour tous les paramètres étudiés, le niveau minimal de signification des différences inter-systèmes a été instauré à $P < 0,05$.

V.E RESULTATS :

V.E.1 RÉSULTATS DYNAMIQUES

V.E.1.1 ANALYSE DE L'ÉVOLUTION EN FONCTION DU TEMPS DES PARAMÈTRES DYNAMIQUES

Les graphiques ci-dessous présentent des résultats issus d'un essai réalisé avec un FRM dont la flexibilité de la liaison cerceau-roue est la même à droite et à gauche.

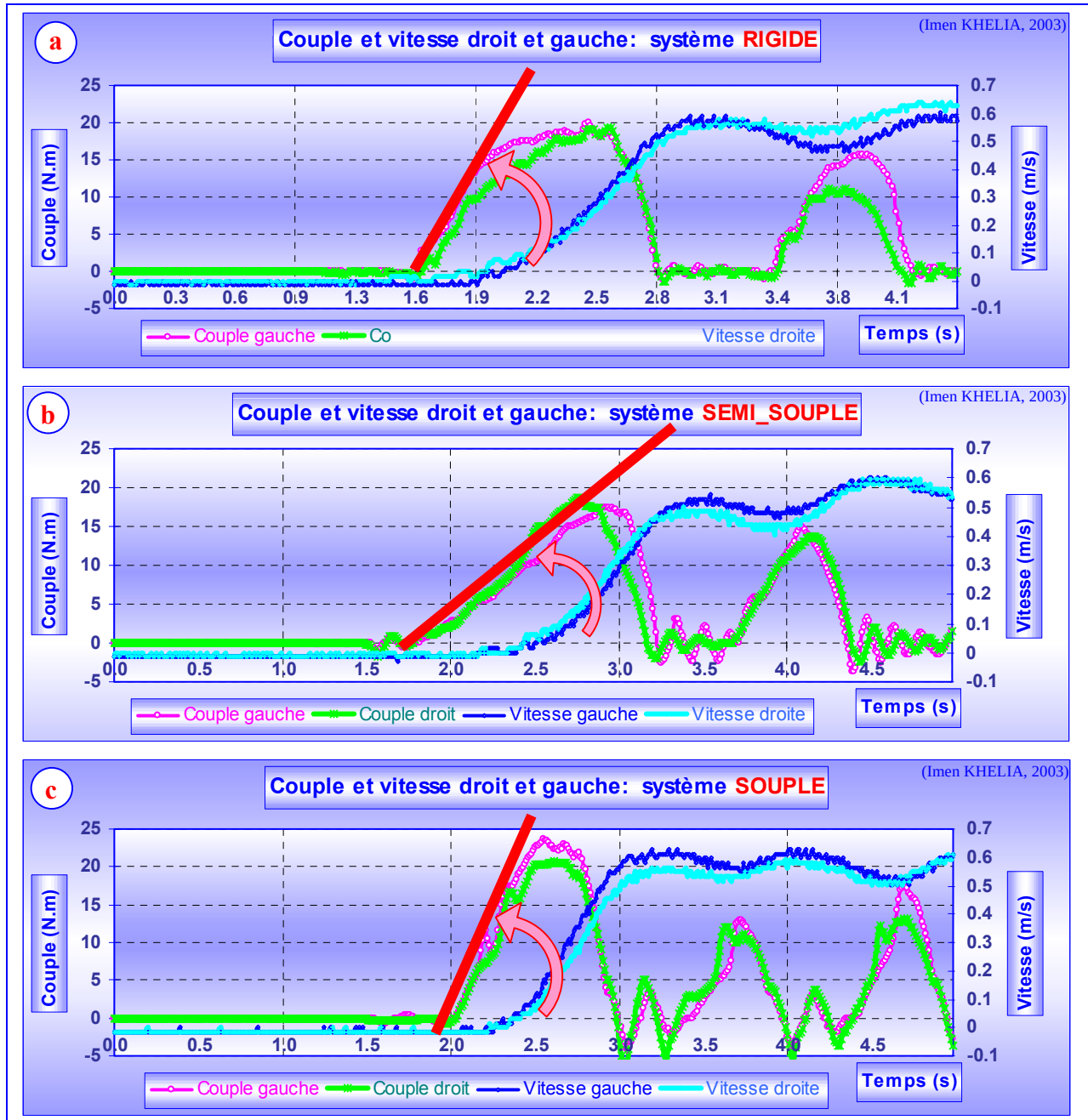


Figure V-3 : Résultats dynamiques issus d'essais réalisés avec un FRM dont la flexibilité de la liaison est la même à droite et à gauche chez un patient âgé typique de la population étudiée.

Pour une vitesse de propulsion « habituelle » de même valeur, la courbe du couple $C(t)$ tracée en fonction du temps atteint son maximum durant la phase de poussée plus progressivement lors de l'utilisation du système FRM-SS (Figure V-3.b) que lors de l'utilisation des systèmes FRM-R (Figure V-3.a) et FRM-S (Figure V-3.c). L'utilisation du FRM-SS implique donc un geste de démarrage de la propulsion plus progressif. Les chocs agressifs, qui transmis aux articulations des membres supérieurs lors du contact main-cerceau, sont susceptibles d'entraîner une compression articulaire importante (Cf. paragraphe II.E.2.1 et VI.F.1.4 ; [Veeger et coll., 2002]), peuvent ainsi être évités par l'utilisation du système semi-souple. Ce premier constat permet de confirmer les hypothèses posées N° 1, 3 et 4 du paragraphe V.C.

L'intérêt de ce dispositif, relativement aux sollicitations des épaules, serait probablement observé dans le cas d'un déplacement sur un terrain accidenté donnant lieu à des chocs lors de la rencontre avec des obstacles et notamment lors de la montée d'une pente (Cf. paragraphe II.E.2.2).

Un résultat surprenant est présenté sur le graphique (c) de la Figure V-3 relatif au FRM-S : la pente de la courbe $C(t)$ au démarrage est pratiquement identique à celle relevée dans le cas de l'utilisation du système rigide (Figure V-3.a). Ce phénomène peut s'expliquer de la façon suivante : la liaison entre la main courante et la lame est assurée par un ergot se déplaçant dans une lumière. Lorsque la flexion est importante, l'ergot vient en butée à l'extrémité de la lumière. À partir de cet instant, le système FRM-S se comporte de manière identique au système FRM-R. C'est la première raison pour laquelle la liaison souple a été rejetée.

Par ailleurs, quand la liaison souple (FRM-S) est installée, des oscillations importantes des mains courantes sont observées pendant les phases non propulsives. Tous les patients se sont accordés pour dire que ce phénomène d'oscillations est gênant à la reprise de la phase propulsive. C'est la seconde raison pour laquelle le système FRM-S a été rejeté.

En outre, alors que les valeurs optimales des couples observées lors de l'utilisation du FRM-SS durent une courte période (Figure V-3.B), celles relatives au FRM-R décrivent un plateau s'étendant approximativement sur le tiers de la durée de la phase propulsive (Figure V-3.A). Lors de l'utilisation de la liaison rigide, il semblerait que le couple nécessaire pour atteindre une vitesse maximale égale à celle atteinte lors du déplacement à l'aide du FRM-SS, exige un effort maximal de plus longue durée. Ce constat montre que le FRM-SS permet d'éviter un effort de longue durée, déclaré dans le chapitre IV comme étant parmi les causes les plus probables dans l'apparition des douleurs d'épaules. Ce deuxième constat permet de conforter à nouveau l'hypothèse N°1 du paragraphe V.C

V.E.1.2 ANALYSE STATISTIQUE RELATIVE AUX PARAMÈTRES DYNAMIQUES : COMPARAISON ENTRE LE FRM-R ET LE FRM-SS

On compare ici statistiquement les grandeurs des paramètres dynamiques relatives aux dispositifs FRM-R et FRM-SS de propulsion du FRM. Le test « t de Student » a révélé des différences très significatives entre ces deux systèmes de propulsion (Tableau V-2). Ces différences concernent le couple minimum ($P > 0,01$), la puissance maximale ($P > 0,05$) et minimale ($P > 0,001$), le travail calculé par phase propulsive ($P > 0,01$), la vitesse maximale ($P > 0,01$), la distance parcourue par cycle ($P > 0,02$) et par phase de poussée ($P > 0,001$). À l'exception du couple minimum et de la puissance minimale, toutes les grandeurs étudiées, y compris celles

qui ne représentent pas de différences significatives sont caractérisées par des valeurs nettement supérieures lors de l'utilisation de la liaison semi-souple (Tableau V-2 et Figure V-4.a à e).

Système de FRM	Paramètre	C max. (N.m)	C min. (N.m)	P max. (W)	P min. (W)	W / pous (J)	V max. (Km/h)	V min. (Km/h)	Dist / cyc (Km)	Dist / pous (Km)	Dist / ret (Km)
Système Rigide	Moyenne	10,85	-1,45	3,31	-0,50	8,39	0,41	0,33	8,2E-04	3,6E-04	4,5E-04
	Écart-type	2,08	0,50	0,96	0,23	2,62	0,08	0,07	2,3E-04	7,7E-05	1,9E-04
	Max.	13,65	-0,76	4,94	-0,22	14,43	0,50	0,45	1,3E-03	5,0E-04	9,3E-04
	Min.	6,89	-2,20	1,29	-0,93	5,60	0,26	0,20	4,8E-04	2,0E-04	2,5E-04
Système Semi-Souple	Moyenne	11,94	-2,75	3,84	-1,07	10,24	0,46	0,36	9,9E-04	4,5E-04	5,4E-04
	Écart-type	2,21	1,15	1,17	0,44	3,72	0,09	0,10	3,8E-04	1,1E-04	3,0E-04
	Max.	14,83	-1,42	6,21	-0,44	18,95	0,60	0,51	1,9E-03	6,3E-04	1,3E-03
	Min.	8,88	1,33	1,37	0,19	13,84	0,01	0,01	1,4E-07	1,3E-08	9,0E-08
Signification : t de Student		Non significatif	P> 0,01	P> 0,05	P> 0,001	P> 0,01	P> 0,01	Non significatif	P> 0,02	P> 0,001	Non significatif
<i>Légende</i> : C : Couple ; P : Puissance ; W : Travail ; V : Vitesse ; Dist : Distance ; cyc : Cycle ; pous : Poussée ; ret : Retour.											

Tableau V-2 : Les paramètres dynamiques : comparaison entre le FRM-R et le FRM-SS.

Le couple maximum enregistré lors de l'utilisation du FRM-R ($10,85 \text{ N.m} \pm 2,08$) est inférieur à celui calculé lors de l'utilisation du FRM-SS ($11,94 \text{ N.m} \pm 2,21$; Figure V-4.a). Or cette différence n'est pas significative ce qui implique que l'utilisation de la liaison rigide ne nécessite pas des efforts maximaux significativement plus importants.

D'autre part, le couple minimal négatif synonyme de freinage, est significativement plus important concernant la liaison semi-souple (FRM-R : $-1,45 \pm 0,5$ et FRM-SS $-2,75 \pm 1,15$). Cependant, tel que le montrent la Figure V-3.b et la Figure V-6, lors de l'utilisation de la liaison semi-souple le couple négatif minimal n'apparaît pas au contact main-cerceau mais plutôt en début de phase de retour. En effet, ce sont les oscillations des cerceaux en phase de retour qui sont à l'origine de ces couples négatifs. Par conséquent, l'utilisation du FRM-SS ne semble pas être à l'origine de compressions articulaires supérieures à celles qu'engendre un FRM standard.

En outre, l'utilisation du FRM-SS semble favoriser l'application de vitesses significativement plus importantes (Tableau V-2 et Figure V-4.d) que le FRM-R. Il en découle des distances parcourues par cycle et par phase propulsive significativement plus grandes (Figure V-4.e). L'utilisation du FRM-SS permet peut être d'augmenter le rendement de la propulsion des personnes âgées. Il m'est malheureusement impossible de confirmer ce résultat puisque je ne dispose pas des moyens de mesures nécessaires au calcul du rendement (Cf. paragraphe II.D.2.1).

Par ailleurs, lors de l'utilisation du FRM-SS, la distance parcourue par phase de retour ($5,4 \cdot 10^{-4} \text{ Km/h} \pm 3 \cdot 10^{-4}$) est aussi supérieure à celle relative au FRM-R ($4,5 \cdot 10^{-4} \text{ Km/h} \pm 1,9 \cdot 10^{-4}$). Ce résultat n'est pas significatif probablement en raison de l'important écart-type trouvé concernant le FRM-SS. Ceci est sans doute en relation avec le grand écart-type relevé concernant le poids des patients étudiés (Min. : 51 Kg et Max. : 81 Kg). En effet, sachant que le gonflage des roues est vérifié avant chaque test de mesure et que le poids du FRM utilisé dans tous les essais est le même, la vitesse des roues en phase de retour liée au couple de résistance au roulement, ne peut dépendre que du poids du patient.

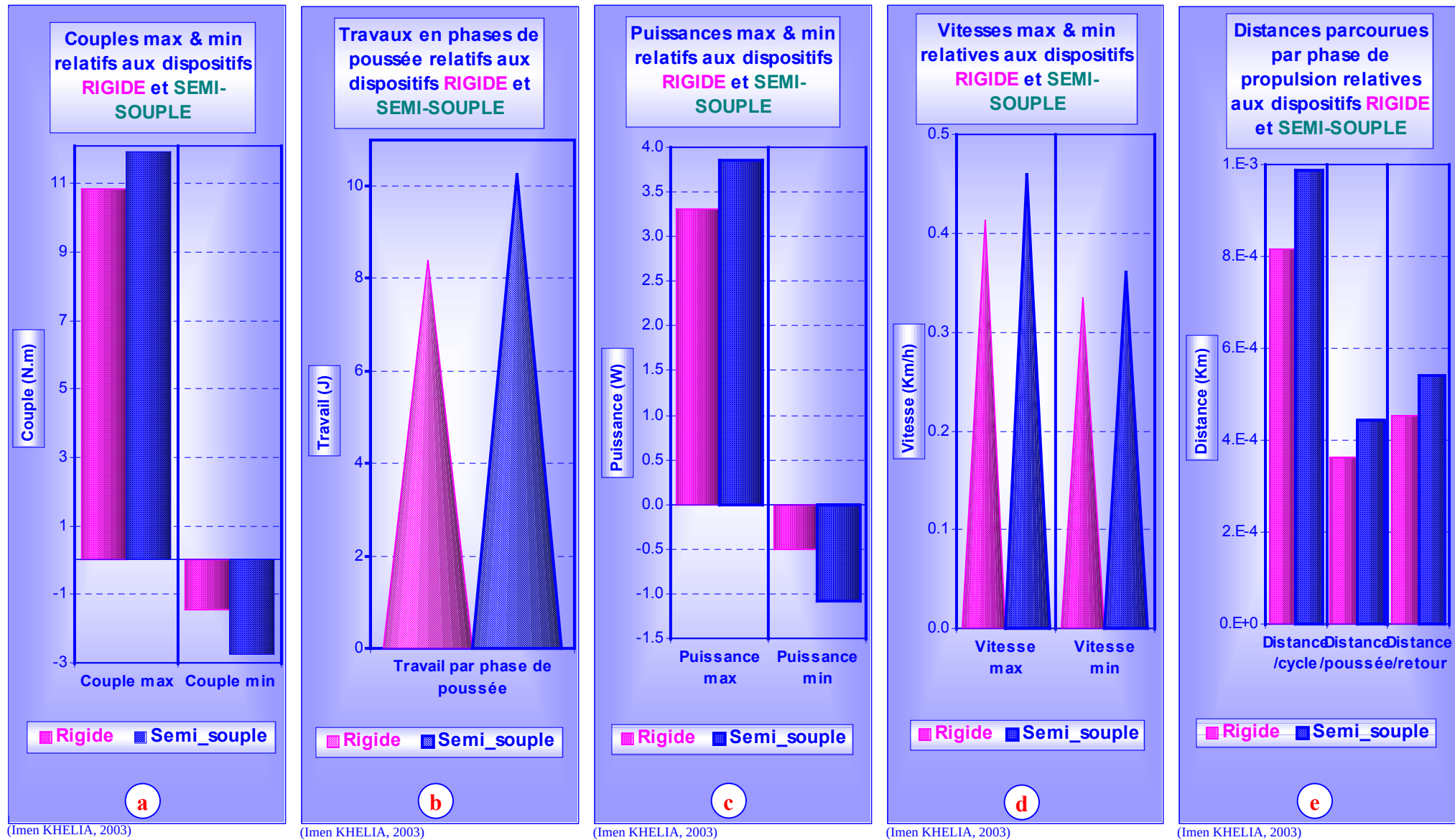


Figure V-4 : Les paramètres dynamiques : comparaison entre le FRM-R et le FRM-SS sur les bases des calculs statistiques.

Légende : C : Couple ; P : Puissance ; W : Travail ; V : Vitesse ; Dist : Distance ; cyc : Cycle ; pous : Poussée ; ret : Retour.

V.E.1.3 CORRÉLATION ENTRE LES PARAMÈTRES DYNAMIQUES DES CÔTÉS DROIT ET GAUCHE RELATIFS AUX SYSTÈMES FRM-R ET FRM-SS

La comparaison de l'évolution temporelle des vitesses de propulsion entre les côtés droit et gauche (Figure V-5) montre la disparité des résultats en ce qui concerne le système rigide (FRM-R). Il en est de même concernant les valeurs des couples. Les mêmes remarques peuvent être faites à partir de l'analyse en fonction du temps des courbes de travail et de puissance (Figure V-7).

Des écarts sensibles sont donc relevés concernant les efforts droit et gauche fournis lors de l'utilisation du FRM standard. Ces écarts disparaissent pratiquement lors de l'utilisation du système semi-souple puisque les courbes droite et gauche des paramètres dynamiques cités ci-dessus se superposent (Figure V-6 et Figure V-8).

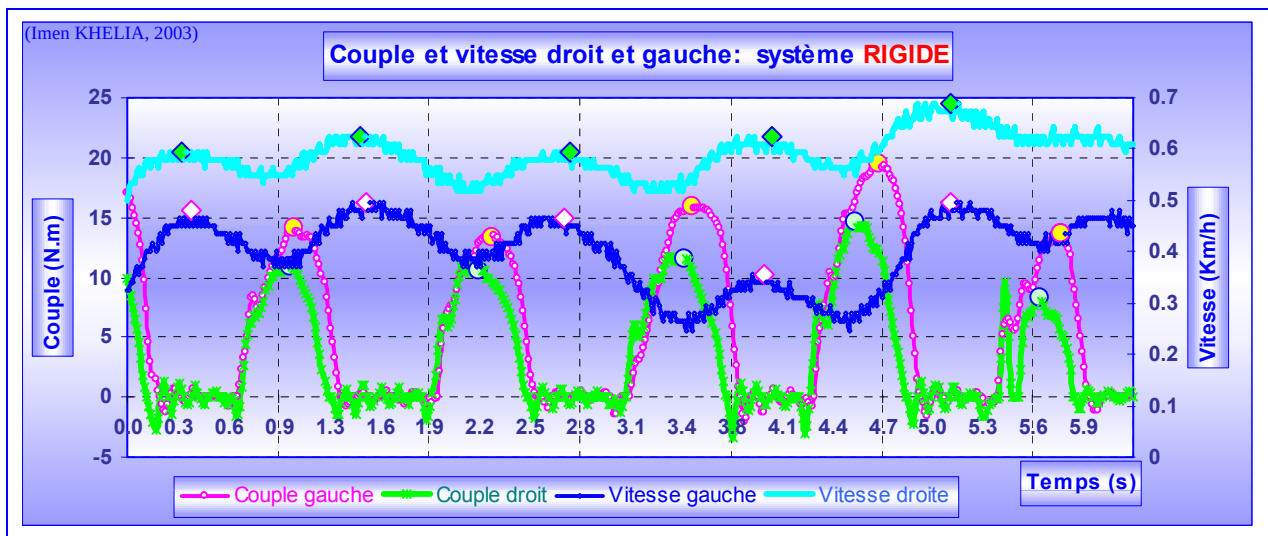


Figure V-5: Couples et vitesses : Dissymétrie entre les côtés droit et gauche : système FRM-R..

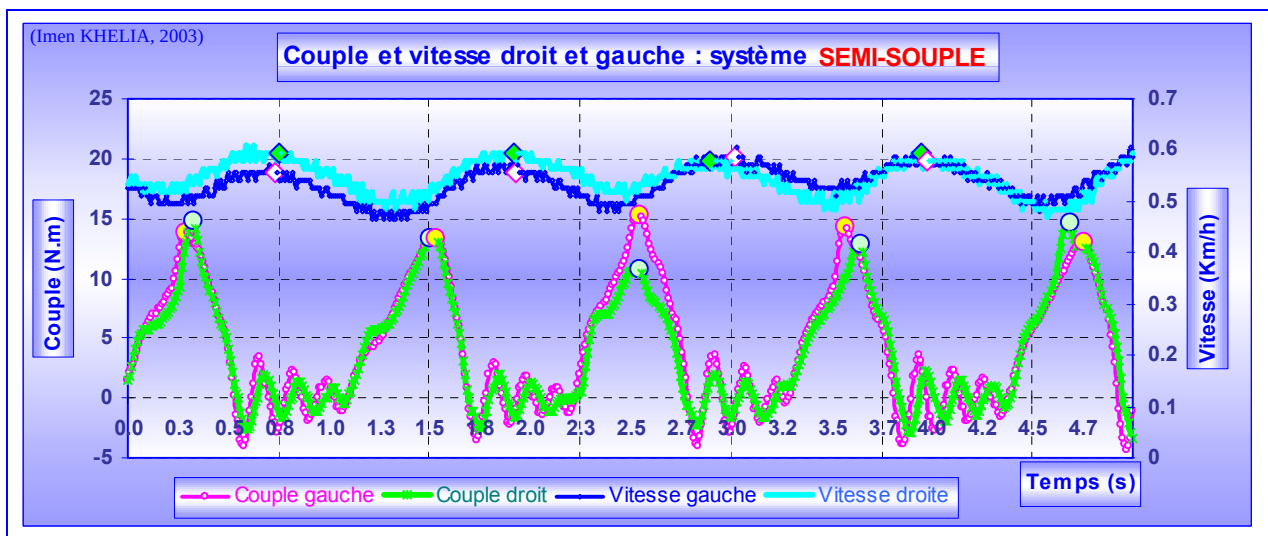


Figure V-6: Couples et vitesses : Symétrie entre les côtés droit et gauche : systèmes FRM-SS.

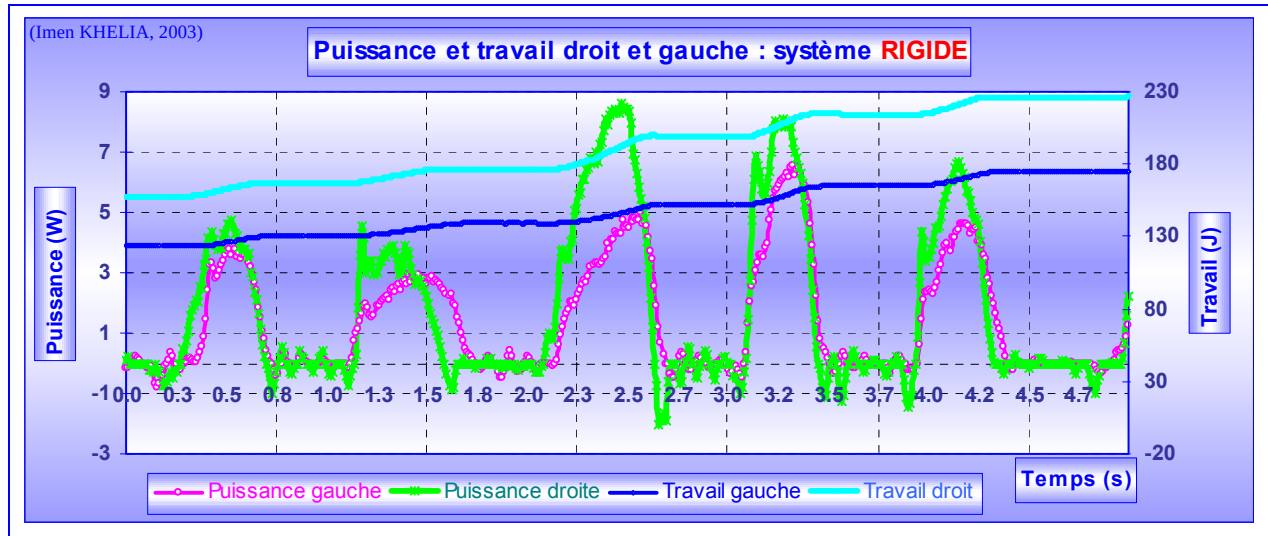


Figure V-7: Puissances et travaux : Dissymétrie entre les côtés droit et gauche : système FRM-R.

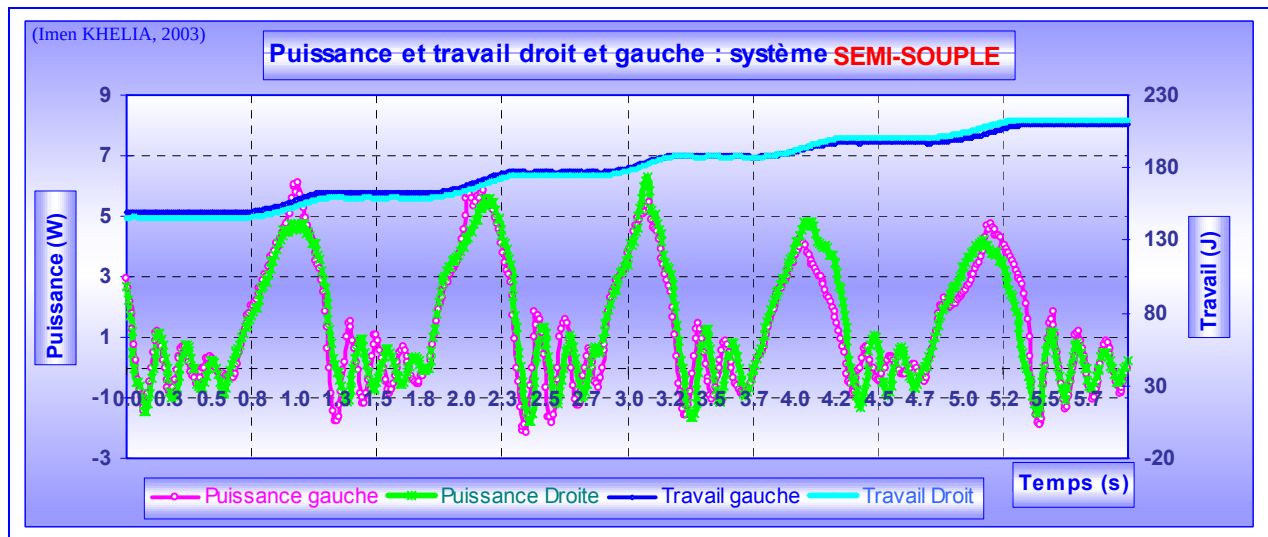


Figure V-8: Puissances et travaux : Symétrie entre les côtés droit et gauche : système FRM-R.

Ces constatations ont été vérifiées statistiquement et sont illustrées dans le Tableau V-3.

Pour le système rigide en comparaison au système semi-souple, la corrélation entre les côtés droit et gauche est plus significative à propos :

- ↪ Du couple maximal (FRM-R : 0,86 et FRM-SS : 0,71 ; Figure V-9) ;
- ↪ De la puissance maximale (FRM-R : 0,91 et FRM-SS : 0,84 ; Figure V-9) ;
- ↪ Du travail par phase de poussée (FRM-R : 0,90 et FRM-SS : 0,78 Figure V-10).

En revanche, la corrélation entre les côtés droit et gauche et donc l'homogénéité des résultats bilatéraux est moins bonne concernant le FRM-R comparé au FRM-SS relativement :

- ↪ Aux couples minimums (FRM-R : 0,22 et FRM-SS : 0,63 ; Tableau V-3) ;
- ↪ Aux puissances minimales (FRM-R : 0,33 et FRM-SS : 0,72 ; Tableau V-3)
- ↪ Aux vitesses maximales (FRM-R : 0,69 et FRM-SS : 0,91) et minimales (FRM-R : 0,77 et FRM-SS : 0,90 ; Figure V-11) ;

↪ Aux distances parcourues par cycle (FRM-R : 0,80 et FRM-SS : 0,96) et par phase de propulsion (FRM-R : 0,75 et FRM-SS : 0,95 ; Figure V-12).

En outre, lors de l'utilisation du FRM-SS, une différence plus significative des côtés droit et gauche des couples minimaux ($P > 0,001$), des puissances maximales et minimales ($P > 0,05$) subsiste en comparaison au FRM-R (différence non significative).

Système	Côté	Paramètre	C max. (N.m)	C min. (N.m)	P max. (W)	P min. (W)	W / pous (J)	V max. (Km/h)	V min. (Km/h)	Dist / cyc (Km)	Dist / pous (Km)	Dist / ret (Km)
FRM-R	Côté droit	Moyenne	10,55	-1,40	3,18	-0,48	8,10	0,41	0,33	9,0E-04	4,0E-04	5,0E-04
		Écart-type	1,66	0,59	0,91	0,28	2,29	0,08	0,08	3,1E-04	9,4E-05	2,4E-04
		Max.	12,91	-0,72	4,43	-0,20	11,93	0,50	0,44	1,6E-03	5,3E-04	1,1E-03
		Min.	7,14	-2,63	1,34	-1,15	4,60	0,26	0,19	4,3E-04	1,9E-04	2,4E-04
	Côté gauche	Moyenne	11,58	-1,55	3,61	-0,53	9,10	0,43	0,35	7,6E-04	3,3E-04	4,3E-04
		Écart-type	3,02	0,61	1,22	0,24	3,43	0,09	0,08	2,2E-04	6,2E-05	2,0E-04
		Max.	17,53	-0,70	5,41	-0,21	17,00	0,55	0,49	1,3E-03	4,4E-04	9,0E-04
		Min.	6,77	-2,81	1,23	-0,88	5,83	0,26	0,20	5,0E-04	2,0E-04	2,3E-04
FRM-SS	Côté droit	Moyenne	11,32	-2,67	3,72	-1,02	10,44	0,47	0,37	1,1E-03	5,0E-04	6,2E-04
		Écart-type	1,88	1,69	1,09	0,47	3,46	0,11	0,11	4,9E-04	1,5E-04	3,6E-04
		Max.	14,07	-1,29	5,47	-0,42	16,47	0,62	0,55	2,3E-03	7,3E-04	1,6E-03
		Min.	9,13	-6,98	2,09	-1,64	5,10	0,27	0,22	4,4E-04	2,2E-04	2,2E-04
	Côté gauche	Moyenne	12,93	-2,85	4,25	-1,19	10,73	0,47	0,37	8,9E-04	4,1E-04	4,8E-04
		Écart-type	3,46	0,99	1,52	0,54	4,78	0,08	0,09	2,7E-04	8,4E-05	2,4E-04
		Max.	18,92	-1,34	7,54	-0,46	23,20	0,60	0,50	1,5E-03	5,4E-04	1,1E-03
		Min.	8,36	-4,57	2,12	-2,40	6,82	0,36	0,22	5,2E-04	2,7E-04	2,5E-04
FRM-R	Corrélation entre droit & gauche		0,86	0,22	0,91	0,33	0,90	0,69	0,77	0,80	0,75	0,93
FRM-SS	Corrélation entre droit & gauche		0,71	0,63	0,84	0,72	0,78	0,91	0,90	0,96	0,95	0,96

Tableau V-3 : Résultats statistiques relatifs à l'étude de la symétrie des paramètres dynamiques entre les côtés droit et gauche : comparaison entre le FRM-R et le FRM-SS.

Que signifient tous ces résultats ?

Lors de l'utilisation du fauteuil roulant standard (FRM-R), le patient se déplace en exerçant des couples maximums, des puissances maximales et des travaux par cycle « équilibrés » à droite et à gauche. En revanche, les vitesses et les distances parcourues à droite et à gauche ne sont pas « égales ». Cela entraîne une propulsion du FRM-R non rectiligne se traduisant par une trajectoire en zigzags. Ce phénomène est souvent observé chez les patients âgés de l'hôpital Villiers-Saint-Denis. Il en découle des manipulations et par conséquent des efforts supplémentaires pour remettre le FRM dans la bonne trajectoire. Cela peut expliquer le surmenage des articulations de l'épaule d'où l'apparition des problèmes articulaires.

En revanche, lors de l'utilisation du système Semi-souple, le phénomène est différent et je dirais même opposé. En effet, le dispositif permet au patient d'adapter ses efforts bilatéraux au profit d'un déplacement à vitesses non seulement constantes au cours du temps et donc en passant d'un cycle de propulsion à un autre mais aussi « égales » à droite et à gauche. Il en résulte un mouvement de déplacement du FRM-SS rectiligne et donc une propulsion plus efficace. Ce constat confirme l'hypothèse N°2 posée dans le paragraphe V.C. Cet équilibre entre les vitesses droite et gauche témoigne des mouvements synchrones des deux membres supérieurs, de la diminution des mouvements superflus et par conséquent de la fatigue articulaire, principalement celle des épaules.

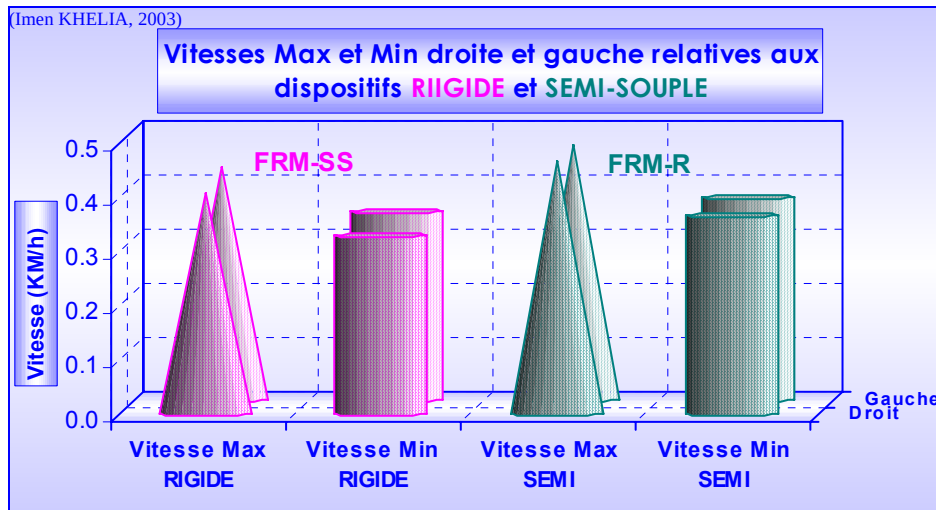


Figure V-9 : Comparaison des couples et des puissances droite et gauche : systèmes FRM-S et FRM-SS.

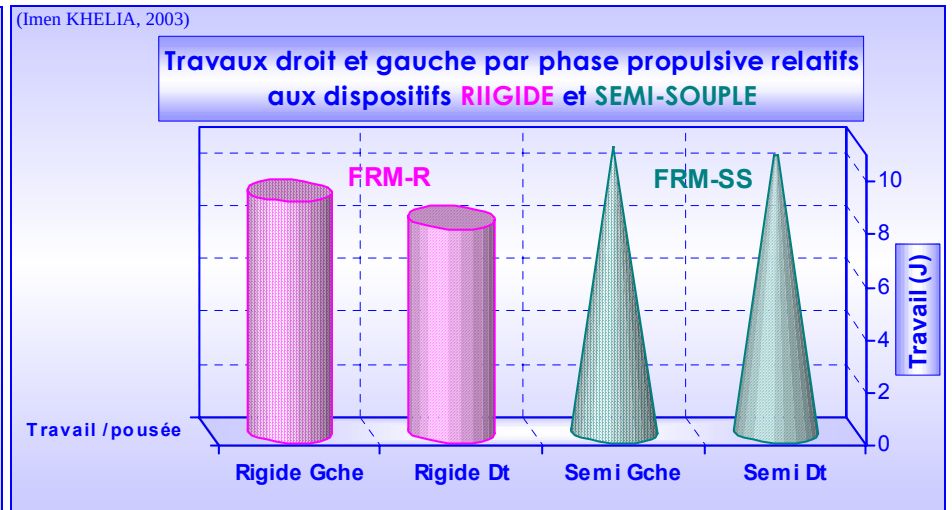


Figure V-10 : Comparaison des travaux droit et gauche : systèmes FRM-S et FRM-SS.

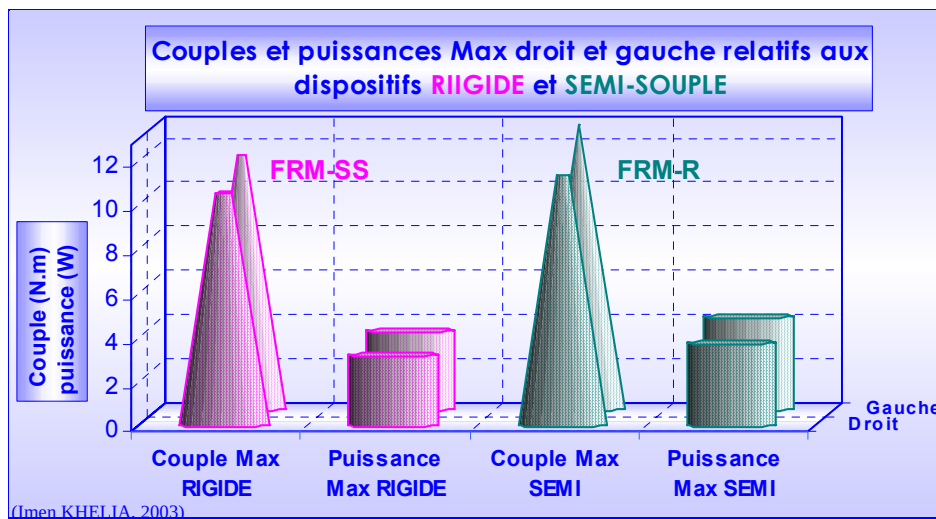


Figure V-11 : Comparaison des vitesses droite et gauche : systèmes FRM-S et FRM-SS.

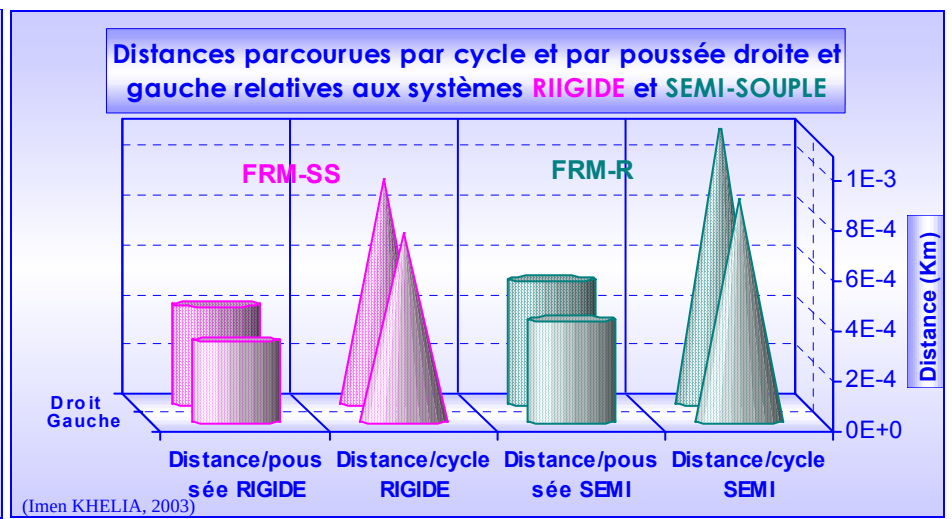


Figure V-12 : Comparaison des distances droite et gauche parcourues par cycle et par phase de propulsion : systèmes FRM-S et FRM-SS.

V.E.1.4 LA RESTITUTION D'ÉNERGIE

Y a-t-il restitution d'énergie comme pour l'exemple du saut à la perche ?

La Figure V-13 montre au cours des phases non propulsives une allure en sinusoïde amortie de la courbe du couple $C(t)$ tracée en fonction du temps. Cette allure du couple signifie que l'énergie potentielle accumulée par les lames fléchies, au lieu d'être récupérée pour l'action motrice à la fin de chaque phase de propulsion, se dégrade en chaleur liée aux vibrations du cerceau. L'utilisation du FRM-SS ne permet donc pas de restituer l'énergie propulsive [Khelia et coll., 2002.a].

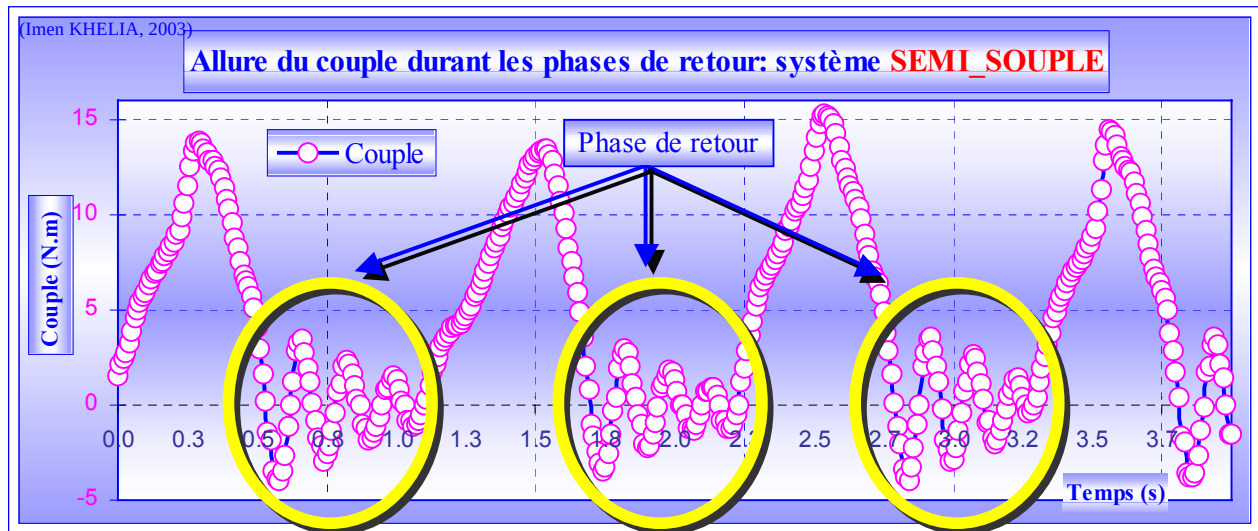


Figure V-13 Évolution en fonction du temps des valeurs du couple $C(t)$ enregistrée chez un patient type.

Il semblerait donc que, même si la vitesse de déplacement est significativement supérieure lors de l'utilisation de la liaison élastique en comparaison à celle relative au FRM-R, ce gain en « efficacité » n'est pas lié à un phénomène de restitution d'énergie. Ceci est dû au fait que, contrairement à ce qui se passe au cours du saut à la perche, le patient relâche le cerceau avant que les lames reprennent leur forme rectiligne initiale.

Pour pallier cette imperfection, on peut penser à enseigner aux patients une technique de propulsion spécifique à ce matériel. Celle-ci se distinguerait par rapport à la technique habituelle tout simplement par un maintien légèrement plus prolongé du cerceau à la fin de la phase propulsive et lorsque le coude se trouve en position d'extension optimale. Cette technique permettrait au patient non seulement d'améliorer son rendement mécanique mais aussi d'anéantir les phénomènes de vibrations du cerceau observés en phase de retour. L'étude de cette variante de la technique de propulsion peut s'inscrire dans le cadre d'un prolongement du travail présenté ici.

V.E.2 RÉSULTATS CINÉMATIQUES

Comme le montrent les kinogrammes de la Figure V-14 (*Vues sagittales*) et en se basant sur la trajectoire du poignet, la spécificité de la technique de propulsion chez les personnes âgées est conservée et ce quel que soit le système de FRM utilisé (Cf. paragraphe IV.F.2.1). En effet, le cycle de propulsion s'effectuant dans sa totalité dans la partie antérieure du cerceau, le cycle de

propulsion est toujours caractérisé par l'absence de la phase de traction décrite par les auteurs chez le paraplégique jeune.

Toutefois, l'analyse des kinogrammes de propulsion chez les dix patients participant aux expérimentations a révélé des faits intéressants. En effet, en comparaison au FRM-R et tel que le montrent les vues transversales et frontales, la trajectoire du poignet est plus régulière mais décrit aussi un mouvement plus ample lors de l'utilisation du système semi-souple (FRM-SS). Il en découle un angle de poussée plus important (Figure V-14).

En outre, les vues horizontales et frontales de la Figure V-14 permettent de constater une trajectoire du poignet à la fois plus régulière et plus circulaire lors de l'utilisation du FRM-SS en comparaison à celle du FRM-R. Les mêmes constatations peuvent être aussi relevées en ce qui concerne la trajectoire du coude. Le style circulaire, appelé par certains semi-circulaire : Sc, est recommandé par plusieurs auteurs en raison de son efficacité en terme de rendement [Dallmeijer, 1998 ; Khelia et coll., 2002.a]. L'adoption de ce style pourrait expliquer en partie l'augmentation significative de la vitesse de déplacement à l'aide du FRM-SS (Cf. paragraphe V.E.1.2). Par ailleurs, les vues sagittales montrent que l'angle de poussée devient plus important lors de l'utilisation du FRM-SS. Cette seconde constatation pourrait aussi être à l'origine du gain de vitesse.

Quelles sont les implications de ce changement de technique sur les contraintes subies par les articulations lors du déplacement en FRM ?

La trajectoire du poignet dans le cas de l'utilisation du système semi-souple est plus ample et plus circulaire que dans le cas de l'utilisation du système rigide. Étant donné le fait que la phase de poussée s'effectue toujours sur le cerceau, ceci impliquerait une phase de retour plus relâchée avec un coude moins fléchi. Plusieurs conséquences pourraient être tirées :

1) Les muscles fléchisseurs du coude sont plus décontractés lors de la phase non propulsive.

2) L'articulation de l'épaule est moins sollicitée. Elle subit donc moins de contraintes puisque :

↳ C'est elle qui guide tous les mouvements du chaînon segmentaire bras, avant-bras et poignet ;

↳ Les muscles bi-articulaires de l'épaule et du coude se consacrent uniquement aux mouvements de rétropulsion et de rotation latérale de l'humérus ainsi qu'à la stabilisation et au centrage de la tête humérale.

L'utilisation du FRM-SS semble donc, en plus de tous les avantages cités ci-dessus :

1) Réduire les sollicitations des articulations scapulo-humérales ;

2) Contribuer à la correction de la technique de propulsion des personnes âgées puisque la phase de retour comprend une partie récupératrice (sans charge) que l'on n'observe pas lors de l'utilisation du fauteuil standard.

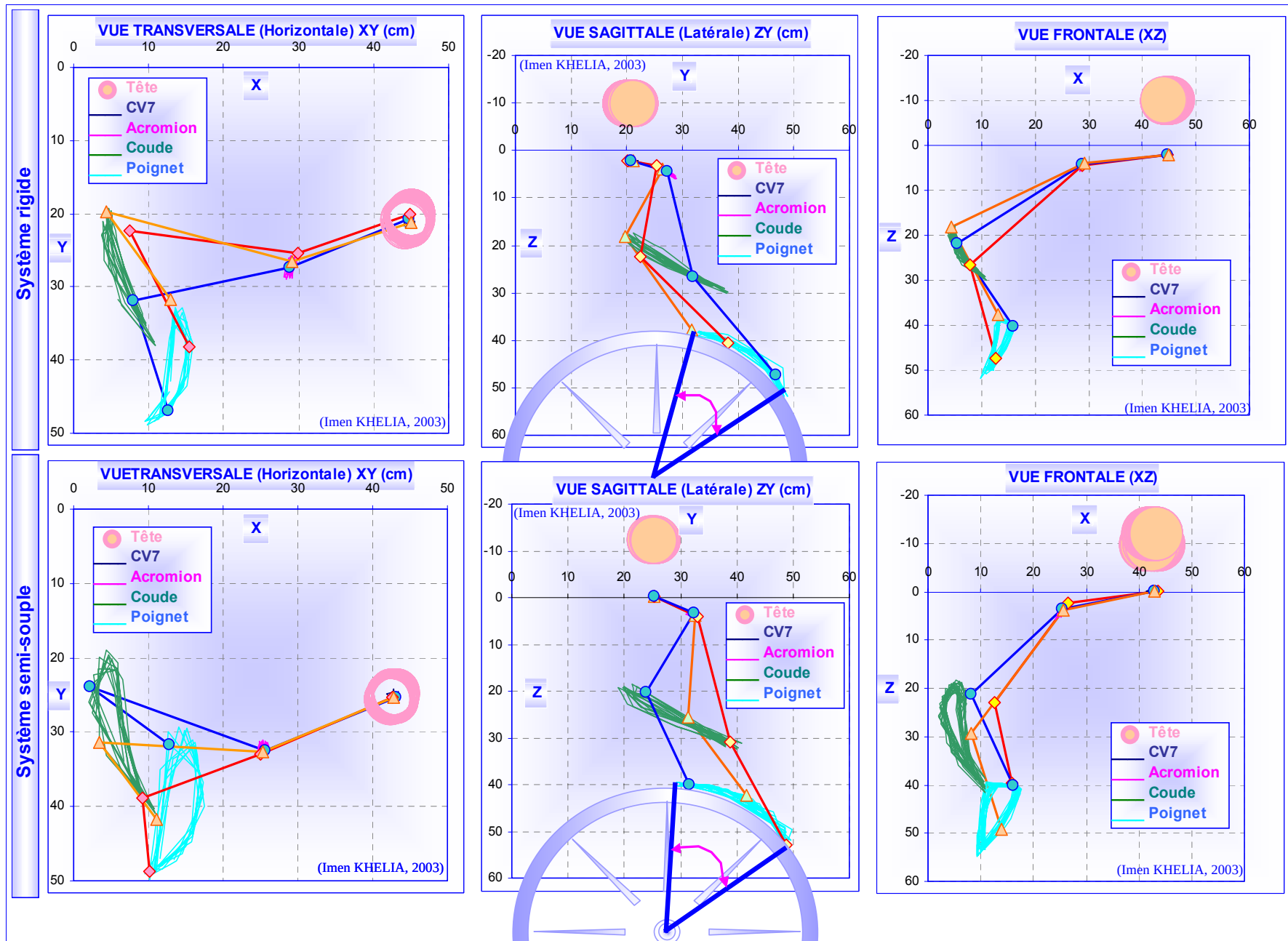


Figure V-14 : Kinogramme de propulsion chez un sujet typique utilisateur d'un FRM (10 cycles). A : FRM-R ; B : FRM-SS.

V.F CONCLUSION

V.F.1 LE FRM-SS MIS À L'ÉPREUVE : QUESTIONNAIRE

Rappelons que selon l'étude bibliographique 17% uniquement des personnes en possession d'un FRM l'utilisent toute la journée et 28% seulement l'utilisent aussi bien à l'intérieur qu'à l'extérieur (Cf. paragraphe II.A.1.1). Le but de cette nouvelle conception, en plus des objectifs déjà cités, est de faire en sorte que ces chiffres aillent en croissant, c'est à dire procurer au patient plus de liberté dans l'espace et le temps. Le fauteuil roulant est en effet d'abord, un moyen de locomotion utilisé à l'intérieur comme à l'extérieur et à différents moments de la journée. Il est donc un moyen d'indépendance mais aussi un lieu de vie où les tâches courantes sont exécutées. Jusqu'à présent, ces deux aspects ont été ignorés.

Même si un grand soin a été pris pour reproduire fidèlement les conditions réelles d'utilisation des FRM-R et FRM-SS, les résultats présentés dans les pages précédentes, pour intéressants qu'ils soient, concernent une étude de laboratoire. Il en résulte que ce travail serait incomplet si l'avis de ceux qui font usage d'un FRM n'était pas recueilli.

Pour évaluer l'appréciation subjective des patients, le prototype semi-souple (FRM-SS) a été affecté à vingt sujets choisis indépendamment de l'âge et du sexe pendant une journée. Un questionnaire rempli par chaque patient (Cf. ANNEXE XV) permet de connaître son appréciation relativement au confort, à la douleur, à l'effort fourni, à la fatigue, à la vitesse, etc.

Cette enquête a montré que les utilisatrices âgées et frêles apprécient le FRM-SS. Cette liaison est probablement le meilleur compromis entre l'efficacité due à la semi-raideur et le confort engendré par la semi-souplesse. Par contre, les sujets, ayant une force physique plus importante, préfèrent la liaison rigide habituelle. Ceci est particulièrement vrai pour les plus jeunes.

Les travaux de laboratoires et les tests cliniques ont révélé l'intérêt du dispositif semi-souple. La Renaissance Sanitaire a décidé d'en équiper trente fauteuils qui seront affectés à ses deux hôpitaux de « Villiers-Saint-Denis » et de « La Musse ».

V.F.2 APPORT CLINIQUE

Les analyses, expérimentales et cliniques, ont prouvé que l'usage de ce prototype permettait au patient d'adapter ses efforts de manière à :

1) Améliorer son « efficacité » de propulsion en :

- ✎ Réglant ses actions mécaniques à droite et à gauche de manière à ce que les vitesses bilatérales soient sensiblement égales ;
- ✎ Augmentant sa vitesse de déplacement et la distance parcourue par cycle de propulsion grâce à :
 - Une augmentation des amplitudes, des trajectoires du poignet et donc de l'angle de propulsion ;

- Une augmentation du couple moteur C sans pour autant accentuer les aspects de la propulsion susceptibles d'augmenter les pressions intra-articulaires (pas d'augmentation du couple de freinage en début de cycle) ;
 - ↳ Favorisant une technique de propulsion circulaire : conseillée par plusieurs auteurs comme étant susceptible d'améliorer le rendement de la propulsion ;
 - ↳ Régularisant la technique de propulsion (vitesse d'avancement « constante » et trajectoires régulières du poignet et du coude) ;
- 2) Contribuer à la prévention des contraintes articulaires des membres supérieurs et spécialement des épaules en :
- ↳ Réduisant la durée des efforts excessifs ;
 - ↳ Diminuant les mouvements superflus et par conséquent la fatigue articulaire
 - ↳ Imposant au patient de démarrer son cycle de propulsion avec un couple progressif lequel est moins agressif pour les structures anatomiques des articulations des épaules ;
 - ↳ Contribuant à la correction de la technique de propulsion du FRM en permettant :
 - Au patient d'adapter ses efforts bilatéraux au profit d'un déplacement à vitesses « constantes » et « égales » à droite et à gauche ;
 - Aux muscles mobilisant le coude d'être éventuellement plus relâchés pendant la phase non propulsive ;
 - Aux muscles bi-articulaires de concentrer leurs actions aux mouvements et à la stabilisation de l'articulation scapulo-humérale et de réduire les sollicitations du complexe articulaire des épaules ;

En résumé, l'adoption de ce système contribue à la prévention des contraintes articulaires des membres supérieurs et spécialement des épaules, tout en permettant au patient d'améliorer son « efficacité » de propulsion. Il semblerait donc que les patients gagnent en « efficacité » mais aussi en confort grâce à une diminution des chocs et des vibrations, particulièrement au niveau de la ceinture scapulaire et du coude.

V.F.3 APPORT AU FABRICANT ET PERSPECTIVES

Une liaison élastique entre la main courante et la roue du fauteuil roulant semble être une idée nouvelle. Elle a fait l'objet d'un brevet déposé récemment par « *La Renaissance Sanitaire* » (2002). Cette étude est d'ailleurs la première qui s'intéresse à ce dispositif de déplacement en FRM.

Toutefois, il est important de noter que la principale innovation d'un tel dispositif est la notion de flexibilité entre la main courante et la roue. Ce nouveau concept permet d'améliorer le confort dans la conversion de l'énergie musculaire en énergie propulsive, tout en rendant la propulsion du FRM moins agressive vis à vis des articulations des épaules et des coudes. La minimisation des contraintes articulaires représente d'ailleurs le principal but de cette étude.

Le prototype semi-souple favorise un gain « d'efficacité » en terme de vitesse de propulsion. On peut penser que cette « efficacité » pourrait être accrue si l'énergie perdue lors des oscillations de la main courante était récupérée en utilisant une variante de la technique de la propulsion habituelle (Cf. paragraphe V.E.1.4). Cette variante peut faire de ce nouveau concept de propulsion une solution d'excellence pour les problèmes exposés au début de ce travail.

En effet, ce prototype a été conçu pour être utilisé par des personnes lourdement handicapées et/ou souffrant de douleurs d'épaules. Dans une perspective de prévention, la solution de la liaison élastique, conjuguée à l'utilisation d'une variante de la technique habituelle de propulsion, ferait de ce système un prototype valable pour tous les utilisateurs journaliers des fauteuils roulants de type manuel.

Une réalisation industrielle du prototype FRM-SS pourrait être envisagée en remplaçant les barrettes rigides qui solidarisent la main courante et la roue dans le fauteuil standard par d'autres réalisées dans un matériau élastique ou viscoélastique (ex : le caoutchouc). Le dispositif créé aurait ainsi satisfait l'objectif d'innovation pour un coût raisonnable.

Les caractéristiques rhéologiques du matériau des barrettes sont importantes. Elles doivent être adaptées à chaque patient. Elles pourront être différentes à droite et à gauche de manière à prendre en compte la dissymétrie naturelle du corps humain.

En résumé, le dispositif présenté dans ce chapitre permet d'apporter une solution simple et peu coûteuse aux problèmes articulaires des épaules, lesquels sont susceptibles d'apparaître, de réapparaître ou de s'accroître chez grand nombre d'utilisateurs du FRM standard.

Ce nouveau dispositif donne au fabricant la possibilité d'optimiser la conception du FRM tout en restant dans la limite des possibilités financières des utilisateurs et de respecter le cahier des charges d'un tel matériel. En outre, indépendamment du moyen ou du matériau utilisé, ce concept est adaptable à tous les types de fauteuil roulant à propulsion manuelle.

En conclusion, le travail accompli va au-delà des ambitions pour lesquelles il a été entrepris. En effet, il prend en compte non seulement les dimensions humaine et économique mais aussi la dimension psychologique d'acceptabilité des utilisateurs du FRM. Il répond aux critères de liberté du mouvement et d'indépendance dans toutes les dimensions : espace et temps (Cf. paragraphe V.F.1).





CHAPITRE VI

CONCLUSION GÉNÉRALE ET PERSPECTIVES

TABLE DES MATIÈRES

<i>CHAPITRE VI :</i>	<i>CONCLUSION GÉNÉRALE ET PERSPECTIVES.....</i>	<i>187</i>
----------------------	---	------------

CHAPITRE VI : CONCLUSION GÉNÉRALE ET PERSPECTIVES

L'étude présentée dans ce mémoire apporte une contribution au domaine de la biomécanique de la propulsion du FRM. Le but principal est avant tout une action préventive destinée à diminuer le travail du complexe articulaire de l'épaule au cours de la propulsion du FRM par les personnes âgées.

Cette entreprise est basée sur un travail de fond faisant le point du savoir dans les domaines concernés. L'étude de la littérature révèle surtout le peu d'intérêt des chercheurs concernant les aspects de la propulsion du FRM par la population âgée mais aussi amputée. L'étude épidémiologique montre l'étendue du problème lié à l'apparition des douleurs d'épaules chez les utilisateurs de ce matériel et spécifiquement chez la population âgée [Curtis et coll., 1995 ; Nadeau, 1997]. L'étude anatomo-pathologique, quant à elle, témoigne de l'inefficacité des soins prodigués à ceux qui souffrent de douleurs d'épaules [Vecchio et coll., 1993 ; Subbarao et coll., 1995 ; ANAES, 2001]. Ces éléments, conjugués aux manquements des études concernant les solutions préventives, justifient le but principal de ce travail.

Une chaîne expérimentale permettant de caractériser les divers paramètres cinématiques, dynamiques et électromyographiques, dont l'importance est fondamentale pour la compréhension de la biomécanique du membre supérieur, a été développée et validée. Les avantages et les inconvénients de chaque dispositif de mesure ont été identifiés et comparés avec ceux d'autres dispositifs ayant les mêmes fonctions. Cette étude comparative permettra aux futurs chercheurs de choisir leur matériel en connaissance de cause.

Parallèlement à une avancée dans le domaine de la connaissance, cette étude apporte aux cliniciens quelques idées nouvelles concernant les actions à entreprendre avant et dès l'attribution du FRM. Elle a en effet montré :

- 1) Les particularités de la technique de propulsion des personnes âgées. Comparées à celles des plus jeunes et/ou sportifs handicapés utilisateurs du FRM, ont été relevées :
 - ↳ l'absence de la phase de traction au cours du cycle de propulsion ;
 - ↳ la faiblesse de la vitesse de déplacement ainsi que celle de la totalité des grandeurs dynamiques étudiées et des amplitudes articulaires du coude et de l'épaule ;
 - ↳ la différente chronologie de contraction de certains muscles étudiés ;
 - ↳ la faiblesse de l'intensité de contraction de la majorité des muscles en cause.
- 2) La diversité de comportements inter et intra-sujets et, d'autre part, les différences, pour de nombreuses variables, entre les personnes ayant des douleurs d'épaules et celles qui n'en souffrent pas. Ces différences concernent principalement :
 - ↳ les angles de poussée et d'oscillation du dos ainsi que les angles articulaires du membre supérieur ;
 - ↳ la vitesse ainsi que tous les paramètres dynamiques ;
 - ↳ la chronologie de contraction des muscles étudiés, principalement le trapezius ;
- 3) La médiocrité de la technique de propulsion d'où la nécessité de l'enseignement d'un geste rationnel. Ceci concerne essentiellement :

- ↳ La mauvaise synchronisation : entre les différents segments du membre supérieur, entre les deux membres supérieurs, entre les membres supérieurs et le tronc ;
 - ↳ Le freinage en début du cycle de propulsion ;
- 4) L'origine probable et/ou les conséquences possibles de l'apparition des douleurs mettant principalement en cause :
- ↳ L'importante durée de la phase propulsive en pourcentage de celle du cycle ;
 - ↳ La succession des contraintes en traction et en compression au niveau de l'articulation scapulo-humérale ;
 - ↳ Le déséquilibre de la balance entre les muscles abaisseurs de l'omoplate et ceux abaisseurs de la tête humérale ;
 - ↳ La limitation de la souplesse articulaire de l'épaule chez les personnes âgées ;
- 5) Ce travail a aussi montré la possible implication de l'utilisation du FRM dans l'apparition des douleurs d'épaules et par ailleurs la nécessité d'une recherche concernant l'ergonomie du FRM dans la conduite du processus de prévention. Parmi les facteurs impliqués, on peut citer :
- ↳ Les amplitudes articulaires lors de la propulsion du FRM qui vont au-delà des amplitudes de confort définies par *Cail et coll. (1996)* ;
 - ↳ La répétitivité des gestes liée à la propulsion qui entraîne la répétitivité des contraintes subies par l'épaule.

Les résultats obtenus ont conduit à proposer quelques actions à entreprendre par les cliniciens. Ces actions, corroborant pour certaines les conclusions de certains auteurs à propos du membre supérieur, sont nécessaires à la conduite du processus de prévention. Elles concernent :

- 1) Le suivi médical obligatoire avant et après l'attribution du FRM. Il permet de déceler une pathologie préexistante voire de déterminer les capacités physiques de chaque patient ;
- 2) La rééducation musculaire des membres supérieurs avant et pendant la période d'utilisation du FRM. L'effet de l'exercice sur la conservation de l'intégrité musculaire a été montré par plusieurs auteurs [*Munns, 1981 ; Taylor et coll., 1986, Fiatarone et coll., 1990 ; Gregory, 1997 ; Roy et Shepard, 1997 ; Curtis et Coll., 1999.a*]. Certaines études ont même montré l'effet de l'exercice sur la capacité physique et donc le retardement de l'apparition de la fatigue chez les personnes âgées [*Bruce et coll., 1997 ; Rey et coll., 1997*].
- 3) Les gestes à éviter pour tendre vers une technique rationnelle de propulsion, entre autres, ceux qui entraînent :
 - ↳ Le freinage en début de cycle ;
 - ↳ La mauvaise synchronisation inter-segmentaires.
- 4) Le respect des règles de prescription des FRM en tenant compte du handicap, de la morphologie mais aussi de la condition physique du patient [*Guillon, 1997*]. L'effet néfaste d'un mauvais réglage ou mauvaise prescription du FRM sur les articulations a été montré par nombreuses études [*Kirby et coll., 1994 ; Belhassen et coll., 1997*].

Cependant, il est important de noter que ces remarques doivent être confirmées par des études transversales (s'adressant à une population plus importante) et longitudinale (pendant une durée plus longue).

L'approfondissement de la connaissance de la biomécanique de la propulsion du FRM par une population âgée a conduit à l'élaboration d'un nouveau concept de liaison main courante-roue. Le prototype de FRM, développé et validé au cours de ce travail et breveté en avril 2002 par la Renaissance Sanitaire, consiste en une liaison semi-souple entre la main courante et la roue (FRM-SS). Le dispositif proposé a la particularité d'être simple, efficace, adaptable à tous les types de FRM et peu coûteux. Il prend en compte à la fois la capacité physique des personnes âgées, leurs faibles revenus ainsi que la dimension psychologique des utilisateurs de ce matériel. Ce dispositif original semble constituer une solution intéressante pour diminuer la fatigue du membre supérieur et par conséquent réduire les douleurs. Il est important de souligner que ce nouveau concept permet :

- 1) de diminuer le couple de freinage en début de cycle ;
- 2) de prendre en compte les aspects dissymétriques du corps humain en permettant au patient de régler ses efforts bilatéraux de façon à obtenir un déplacement à vitesses « égales » à droite et à gauche.
- 3) d'améliorer « l'efficacité » de propulsion:
 - ↳ grâce à une augmentation du couple moteur C sans pour autant accentuer les aspects de la propulsion susceptibles d'augmenter les pressions intra-articulaires;
 - ↳ par une augmentation de la vitesse de propulsion et de la distance parcourue par cycle de propulsion.
 - ↳ en favorisant une technique de propulsion circulaire : conseillée par plusieurs auteurs comme étant susceptible d'améliorer le rendement de la propulsion
- 4) de minorer les sollicitations susceptibles de conduire à l'apparition des phénomènes dégénératifs et/ou douloureux au niveau des articulations scapulo-humérales des utilisateurs du FRM en :
 - ↳ réduisant la durée des efforts excessifs ;
 - ↳ diminuant les mouvements superflus et par conséquent la fatigue articulaire ;
 - ↳ imposant au patient de démarrer son cycle de propulsion avec un couple progressif lequel est moins agressif pour l'articulation de l'épaule car il permet d'atténuer les chocs transmis à la main lors de la prise du contact avec le cerceau.

Par ailleurs, les tests cliniques ainsi que les réponses au questionnaire rempli par les patients ont révélé l'intérêt de cette invention principalement pour les personnes frêles. La Renaissance Sanitaire a décidé d'équiper 30 fauteuils de mains courantes à liaison élastique. Ils seront affectés aux hôpitaux de Villiers-Saint-Denis et de La Musse.

Les fruits de ce travail correspondent à mes attentes. En effet, ils ont permis de mettre en lumière différents aspects mal connus de la propulsion du FRM et d'apporter des éléments de réponse aux objectifs poursuivis. En outre, les résultats paraissent être confortés par une analyse plus fine de très nombreux paramètres rencontrés dans cette étude (anthropométrie, état physique et psychologique des sujets, prise médicamenteuse, ...).

À l'issue de ce travail, je pense que la contribution majeure de cette étude réside dans l'idée innovante de la conception d'un nouveau dispositif de propulsion d'un FRM.

Je pense aussi que ces recherches constituent une contribution au développement des aspects scientifique, technologique, médical et économique du déplacement en FRM. Le développement des aspects médical et économique est particulièrement appréciable. En effet,

les solutions présentées permettent de réduire les dépenses de santé des personnes handicapées, généralement à faibles revenus.

Je désire aussi mettre l'accent sur le caractère humain d'une telle étude. Chaque chercheur se devrait de prendre en compte dans son travail les différents éléments cités dans le paragraphe précédent. La poursuite des études dans le cadre de la prévention devrait constituer un domaine d'élection.

Les investigations effectuées dans le cadre de ce travail sont les premières qui concernent la biomécanique de la propulsion du FRM par les personnes âgées. Au terme de cet exposé, je pense pouvoir affirmer que la biomécanique de la propulsion du FRM par cette population est encore mal connue.

Plusieurs axes de recherche peuvent donner lieu à des progrès notables. Parmi ceux-ci, on peut citer :

- 1) L'adaptation de la flexibilité de la liaison roue-main courante à chaque sujet et à chacun des membres supérieurs droit et gauche ;
- 2) L'étude énergétique des phénomènes. Celle-ci implique, notamment, la mesure de la consommation d'oxygène et le calcul du rendement mécanique. Ces approches devraient, avant tout, s'intéresser à l'utilisation du prototype flexible. La réponse à la question de restitution d'énergie pourrait ainsi être clarifiée. L'effet de la variante de la technique de propulsion habituelle, proposée dans le chapitre V, sur le rendement pourrait aussi aboutir à des résultats intéressants. À propos de la détermination du rendement mécanique, il est indispensable d'utiliser un capteur capable d'exprimer les sollicitations mécaniques en 3 D.
- 3) L'utilisation de la dynamique inverse pour l'évaluation quantifiée des efforts intra-articulaires apparaissant au niveau des épaules semble aussi constituer un moyen de recherche prometteur.
- 4) Enfin, il me semble qu'un système de propulsion par mouvement inverse, apporterait une contribution intéressante à la recherche d'un dispositif moins contraignant pour les épaules que le système de propulsion utilisé sur le FRM standard. Je ne m'étendrai pas sur ce sujet laissant à ceux qui poursuivront cette étude le soin de le développer. C'est une tâche passionnante susceptible, je l'espère, de séduire de nouveaux chercheurs.



*Et, si ce travail a pu
modestement apporter une pierre à l'édifice de la science,
je pense que c'est celle-là.
[Imen Akkouché, 1996].*



RÉFÉRENCES BIBLIOGRAPHIQUES



TABLE DES MATIÈRES

RÉFÉRENCES BIBLIOGRAPHIQUES	191
<i>A</i>	191
<i>B</i>	191
<i>C</i>	193
<i>D</i>	194
<i>E</i>	195
<i>F</i>	195
<i>G</i>	195
<i>H</i>	196
<i>I</i>	197
<i>J</i>	197
<i>K</i>	197
<i>L</i>	198
<i>M</i>	198
<i>N</i>	199
<i>O</i>	199
<i>P</i>	200
<i>R</i>	200
<i>S</i>	201
<i>T</i>	201
<i>V</i>	202
<i>W</i>	204
<i>Y</i>	204
<i>Z</i>	204

RÉFÉRENCES BIBLIOGRAPHIQUES

A

- Aissaoui R, Arabi H, Lacoste M, Zalzal V, Dansereau J. Biomechanics of manual wheelchair propulsion in elderly: system tilt and back recline angles. *Am J Phys Med Rehabil* 2002 Feb; 81(2):94-100
- Akkouche . Téléenseignement : formation professionnelle à distance et formation coopérante. Thèse : Institut National des Sciences Appliquées de Lyon, 1996. 232 p. <http://csidoc.insa-lyon.fr/these/1996/akkouche>.
- Aldersea P. National Prosthetic & Wheelchair Services Report 1993 - 1996. London: College of Occupational Therapy, 1996.
- ANAES. Pathologies non opérées de la coiffe des rotateurs et masso-kinésithérapie. <http://www.chu-rouen.fr/ssf/anat/coifferotateurs.html>. France: l'Agence Nationale d'Accréditation et d'Évaluation en Santé (ANAES), 2001:77.
- Andre J-M, Rouyer A, De Barmond H, Paysant J et Brugerolle B. Les fauteuils roulants en France. Approche épidémiologique et données chiffrées. Pélissier J, Jacquot J-M et Bernard P. Le fauteuil roulant: Masson, Paris., 1997: 8-16.
- Anglin C and Wyss U. Review of arm motion analyses. Switzerland: Proc. Inst. Mech. Engrs. [H], 1999:35.
- Annan K. Le vieillissement mondial de la population devient inquiétant. <http://www.lemonde.fr/article/0,5987,3210-270226-,00.html>. 2^{ème} assemblée mondiale sur le vieillissement, lundi 8 avril, à Madrid. INSEE 2002 ed: LE MONDE 08.04.02 16h50, 2002.
- Asato KT, Cooper RA, Robertson RN and Ster JF. SMART^{Wheels}: development and testing of a system for measuring manual wheelchair propulsion dynamics. *IEEE Trans Biomed Eng*, 1993: 40: 1320-4.
- Astrand PO and Rodhal K. Manuel de physiologie de l'exercice musculaire (traduction française). 2^{ème} ed. Paris, 1977:606.

B

- Barber DB and Gall NG. Osteonecrosis: an overuse injury of the shoulder in paraplegia: case report. *Paraplegia*, 1991: 29: 423-6.
- Basmajian JV and De Luca CJ. Muscles alive: their functions revealed by electromyography. 5th ed. Baltimore & London, 1985:561.
- Basset FA and Boulay MR. Specificity of treadmill and cycle ergometer tests in triathletes, runners and cyclists. *Eur J Appl Physiol*, 2000: 81: 214-21.
- Bayley JC, Cochran TP and Sledge CB. The weight-bearing shoulder. The impingement syndrome in paraplegics. *J Bone Joint Surg Am*, 1987: 69: 676-8.
- Bazzi-Grossin C, Charpentier P et Berchiea. Plateau technique pour l'évaluation à l'effort des personnes en fauteuil roulant. *J. Readapt. Méd.*, 1995.a: 4: 155-160.
- Bazzi-Grossin C, Fouillot JP, Charpentier P et Audic B. Coût énergétique du déplacement en fauteuil roulant. Etude en situation réelle chez le paraplégique récent. *Ann. réadapt. Méd. phys.*, 1995.b: 38: 421-428.
- Bednarczyk JH and Sanderson DJ. Kinematics of wheelchair propulsion in adults and children with spinal cord injury. *Arch Phys Med Rehabil*, 1994: 75: 1327-34.
- Bednarczyk JH and Sanderson DJ. Limitations of kinematics in the assessment of wheelchair propulsion in adults and children with spinal cord injury. *Phys Ther*, 1995: 75: 281-9.
- Beekman CE, Miller-Porter L and Schoneberger M. Energy cost of propulsion in standard and ultralight wheelchairs in people with spinal cord injuries. *Phys Ther*, 1999: 79: 146-58.
- Belhassen S, Jacquot J-M et Pélissier J. Traumatologie du fauteuil roulant. Pélissier J, Jacquot J-M et Bernard P. Le fauteuil roulant: Masson, Paris., 1997: 363-372.
- Bergenudd H and Nilsson B. The prevalence of locomotor complaints in middle age and their relationship to health and socioeconomic factors. *Clin Orthop*, 1994: 264-70.
- Bergeron D. Le cardiofréquence-mètre. <http://www.lebulletinregional.com/aps/chronodav/archives/cardiofre.html>, 1999.

- Bernard P, Micallef J, Peruchon E et Dauphin M. Comportement fonctionnel des sportifs paraplégiques. *J. Réadapt. Méd.*, 1992; 4: 173-148.
- Bernard PL, Peruchon E, Micallef JP, Hertog C and Rabischong P. Balance and stabilization capability of paraplegic wheelchair athletes. *J Rehabil Res Dev*, 1994; 31: 287-96.
- Bernard PL, Peruchon E et Micallef JP. Ergonomie du déplacement en fauteuil roulant. Masson. *Le Fauteuil Roulant*: Péliissier, J. Jacquot, J.M. Bernard, P.L., 1997: 83-95.
- Bhambhani YN, Eriksson P and Steadward RD. Reliability of peak physiological responses during wheelchair ergometry in persons with spinal cord injury. *Arch Phys Med Rehabil*, 1991; 72: 559-62.
- Bhambhani YN, Holland LJ and Steadward RD. Maximal aerobic power in cerebral palsied wheelchair athletes: validity and reliability. *Arch Phys Med Rehabil*, 1992; 73: 246-52.
- Bloomquist L. Injuries to athletes with physical disabilities: prevention implications. *Phys. Sports. Med.*, 1986; 14: 97-105.
- Boini R, Tessier A, Baron P et Tenette M. Le fauteuil roulant manuel et la personne âgée. Péliissier J, Jacquot J-M et Bernard P. *Le fauteuil roulant*: ed. Masson, Paris., 1997: 363-372.
- Boninger ML, Cooper RA, Shimada SD and Rudy TE. Shoulder and elbow motion during two speeds of wheelchair propulsion: a description using a local coordinate system. *Spinal Cord*, 1998; 36: 418-26.
- Boninger ML, Souza AL, Cooper RA, Fitzgerald SG, Koontz AM and Fay BT. Propulsion patterns and pushrim biomechanics in manual wheelchair propulsion. *Arch Phys Med Rehabil*, 2002; 83: 718-23.
- Bontout O, Colin C et Kerjosse R. Personnes âgées dépendantes et aidants potentiels : une projection à l'horizon 2040. Etudes et résultats n°160. Direction de la Recherche - des Etudes de l'Evaluation et des Statistiques. (D.R.E.E.S.). ed: Ministère de la Solidarité - de la Santé et de la Protection Sociale. (M.S.S.P.S.). Paris. FRA, 2002.
- Bouisset S et Maton B. Muscles, posture et mouvement : bases et applications de la méthode électromyographique. Hermann. Paris, 1995:735.
- Bourguignon C et Massieux M. Cinématique du membre supérieur au cours de l'utilisation d'un fauteuil roulant par goniométrie électromagnétique. Projet de Fin d'Études. Biomécanique. Laboratoire de Biomécanique. Paris. Châlons en Champagne. 1997.
- Boyer T et Vitale C. Les manœuvres cliniques d'exploration de l'épaule. <http://perso.wanadoo.fr/thierry.boyer/Publications.html>. Séminaire sur l'épaule. Facultés de Paris VII, Grenoble, Lyon, Aix-Marseille II et Nice. 1998. 26 et 27 mars.
- Brattgard SO, Grimby G and Hook O. Energy expenditure and heart rate in driving a wheel-chair ergometer. *Scand J Rehabil Med*, 1970; 2: 143-8.
- Brown DD, Knowlton RG, Hamill J, Schneider TL and Hetzler RK. Physiological and biomechanical differences between wheelchair-dependent and able-bodied subjects during wheelchair ergometry. *Eur J Appl Physiol Occup Physiol*, 1990; 60: 179-82.
- Brubaker CE, McLaurin CA, Gibson JD and Soos T. Seat Position and Wheelchair Performance. In *Wheelchair mobility 76-81: Rehabilitation Engineering Center*. University of Virginia, 1981: 12-21.
- Brubaker CE and Ross WD. Electromyographic analysis of selected upper extremity muscles during wheelchair propulsion. In: *Proceedings of the 2nd International Conference on rehabilitation Engineering*. Ottawa. Canada. 1984.
- Brubaker CE, McLaurin CA and McClay IS. Effects of side slope on wheelchair performance. *J Rehabil Res Dev*, 1986.a: 23: 55-8.
- Brubaker CE. Wheelchair prescription: an analysis of factors that affect mobility and performance. *J Rehabil Res Dev*, 1986.b: 23: 19-26.
- Brubaker CE. Ergonomic considerations. *J Rehabil Res Dev Clin Suppl*, 1990: 37-48.
- Brutel C. Projection de population à l'horizon 2050. Un vieillissement inéluctable. http://www.insee.fr/fr/ffc/docs_ffc/IP762.pdf: Division Enquêtes et études démographiques, Insee, 2001.
- Brysiewicz K, Dec K and Pregowski W. [New type of ergometer for exercise tolerance test]. *Gruzlica*, 1966; 34: 289-90.
- Burnham RS, May L, Nelson E, Steadward R and Reid DC. Shoulder pain in wheelchair athletes. The role of muscle imbalance. *Am J Sports Med*, 1993; 21: 238-42.

- C.C.N.E. Rapport sur le vieillissement N°59 - 25 mai 1998. http://www.ccne-ethique.org/francais/avis/a_059.htm#deb: Comité Consultatif National d'Éthique pour les Sciences de la Vie et de la Santé. France, 1998.
- Cabri JM. Isokinetic strength aspects of human joints and muscles. *Crit Rev Biomed Eng*, 1991: 19: 231-59.
- Cail F et Aptel M. Les troubles musculo-squelettiques du membre supérieur. 2001. 1996:64.
- Cappello A, La Palombara PF and Leardini A. Optimization and smoothing techniques in movement analysis. *Int J Biomed Comput*, 1996: 41: 137-51.
- Cappozzo A, Catani F, Leardini A, Benedetti MG and Croce UD. Position and orientation in space of bones during movement: experimental artefacts. *Clin Biomech (Bristol, Avon)*, 1996: 11: 90-100.
- Chamie J. Population Ageing 2002 (Wall Chart - PDF). Les nations unies publient de nouvelles statistiques sur le vieillissement de la population. http://www.un.org/esa/population/publications/worldageing19502050/pdf/63executivesummary_french.pdf. XXXIV Population Division, DESA, United Nations ed. United Nations Population Division. Secrétaire général des Nations Unies: La Maison des Libertés®, 2002.
- Chow JW, Millikan TA, Carlton LG, Chae W and Morse MI. Effect of resistance load on biomechanical characteristics of racing wheelchair propulsion over a roller system. *J Biomech*, 2000: 33: 601-8.
- Chow JW, Millikan TA, Carlton LG, Chae W-S and Vidoni ED. Electromyographic comparison Of Uphill wheelchair propulsion between young males and females. <http://asb-biomech.org/onlineabs/abstracts2001/pdf/136.pdf>. 25th Annual Meeting of the American Society of Biomechanics. University of California at San Diego. 2001. August 8-11, 2001.
- Clarys JP, Cabri J, Bollens E, Sneeck R, Taeymans J, Vermeiren M, Van Reeth G and Voss G. Muscular activity of different shooting distances, different release techniques, and different performance levels, with and without stabilizers, in target archery. *J Sports Sci*, 1990: 8: 235-57.
- Clarys JP and Cabri J. Electromyography and the study of sports movements: a review. *J Sports Sci*, 1993: 11: 379-448.
- Clarys JP. Electromyography in sports and occupational settings: an update of its limits and possibilities. *Ergonomics*, 2000: 43: 1750-62.
- Codine P, Bernard PL et Herisson C. Equilibre et déséquilibre de la coiffe des rotateurs liés au déplacement en fauteuil roulant. Pélessier J, Jacquot J-M et Bernard P. Le fauteuil roulant: Masson, Paris., 1997: 102-110.
- Conroy DE and Hayes KW. The effect of joint mobilization as a component of comprehensive treatment for primary shoulder impingement syndrome. *J Orthop Sports Phys Ther*, 1998: 28: 3-14.
- Constantine D and Gue S. Initiating self-sustaining projects to enhance the quality of life of wheelchair users. <http://www.motivation.org.uk/home/hom.html>: The Magazine for the Motivation Charitable Trust, 1991.
- Cooper RA. An exploratory study of racing wheelchair propulsion dynamics. *Adapted Physical Activity Quarterly [APAQ]*, 1990: 7: 74-85.
- Cooper RA, Boninger ML, VanSickle DP, Robertson RN and Shimada SD. Uncertainty analysis for wheelchair propulsion dynamics. *IEEE Trans Rehabil Eng*, 1997.a: 5: 130-9.
- Cooper RA, Robertson RN, VanSickle DP, Boninger ML and Shimada SD. Methods for determining three-dimensional wheelchair pushrim forces and moments: a technical note. *J Rehabil Res Dev*, 1997.b: 34: 162-70.
- Cooper RA, Cooper R and Boninger ML. Providing AT to people with multiple sclerosis. <http://www.herlpitt.org/publications-main.htm>. International Multiple Sclerosis Week. 2002.
- Cooper RA, Boninger ML, VanSickle DP and DiGiovine CP. Instrumentation for measuring wheelchair propulsion biomechanics. *Proceeding of the Biomechanical aspects of Manual Wheelchair Propulsion Congress. The state of the art II*. Amsterdam. 1999.
- Corcoran PJ, Goldman RF, Hoerner EF, Kling C, Knuttgen HG, Marquis B, McCann BC and Rossier AB. Sports medicine and the physiology of wheelchair marathon racing. *Orthop Clin North Am*, 1980: 11: 697-716.
- Cordiez J et Hussenet D. Etude multi-focale de l'épaule de l'utilisateur du fauteuil roulant. *Projet de Fin d'Études. Biomécanique. Laboratoire de Biomécanique. ENSAM, Paris. Châlons en Champagne & Paris*. 1999.
- Coutts KD and Stogryn JL. Aerobic and anaerobic power of Canadian wheelchair track athletes. *Med Sci Sports Exerc*, 1987: 19: 62-5.

- Coutts KD and Schutz RW. Analysis of wheelchair track performances. *Med Sci Sports Exerc*, 1988: 20: 188-94.
- Coutts KD and McKenzie DC. Ventilatory thresholds during wheelchair exercise in individuals with spinal cord injuries. *Paraplegia*, 1995: 33: 419-22.
- Curtis KA and Dillon DA. Survey of wheelchair athletic injuries: common patterns and prevention. *Paraplegia*, 1985: 23: 170-5.
- Curtis K, Roach K, Applegate E and al.,. Development of the Wheelchair User's Shoulder Pain Index (WUSPI). *Paraplegia*, 1995: 33: 290-293.
- Curtis KA, Tyner T, L. Z, Lentell G, Brink D, Didyk T, Gean K, Hall J, Hooper M, Klos J, Lesina S and Pacillas B. Effect of a standard exercise protocol on shoulder pain in long-term wheelchair users. *Spinal Cord*, 1999.a: 37: 421-429.
- Curtis KA and Black K. Shoulder pain in female wheelchair basketball players. *J Orthop Sports Phys Ther*, 1999.b: 29: 225-31.

D

- Dabonneville M, Gouinaud C, Kaufmann P, Laurençot P, Meignan F, Mesnard E, De Saint Rémy N, Toussaint J et Vaslin P. Un exemple de pluridisciplinarité en E.E.A. : Réalisation d'un fauteuil roulant ergomètre autonome. Congrès CESTIS. Clermont-Ferrand. 2001.
- Dallmeijer AJ, Kappe YJ, Veeger DH, Janssen TW and van der Woude LH. Anaerobic power output and propulsion technique in spinal cord injured subjects during wheelchair ergometry. *J Rehabil Res Dev*, 1994: 31: 120-8.
- Dallmeijer AJ. Wheelchair performance in rehabilitation and sports. Spinal cord injury and physical activity. PhD Thesis. PhD Thesis : Free University Press, illustrated. Faculty of Human Movement Sciences. Vrije Universiteit. Amsterdam. The Netherlands. 1998.
- Davis GM and Shephard RJ. Cardio-respiratory fitness in highly active versus inactive paraplegics. *Med Sci Sports Exerc*, 1988: 20: 463-8.
- De Lange A, Huiskes R and Kauer JM. Effects of data smoothing on the reconstruction of helical axis parameters in human joint kinematics. *J Biomech Eng*, 1990.a: 112: 107-13.
- De Lange A, Huiskes R and Kauer JM. Measurement errors in roentgen-stereophotogrammetric joint-motion analysis. *J Biomech*, 1990.b: 23: 259-69.
- De Saint Rémy N, Vaslin PH and Dabonneville M. Influence of the total mass and its distribution on wheelchair's resulting deceleration. XVIIIth International Society of Biomechanics : ISB Congress. ETH Zürich, Switzerland. 2001.a.
- De Saint Rémy N, Vaslin PH, Dabonneville M, Couetard Y and Cid M. Maximal isometric strength measured on the handrim of a new wheel Dynamometer. XVIIIth International Society of Biomechanics : ISB Congress. ETH Zürich, Switzerland. 2001.b. July 8 - 13.
- Desmedt JE. Computer-Aided Electromyography and Expert Systems. ed. Elsevier Sciences Publishers B.V. Amsterdam, 1989:320.
- Devillard X, Calmels P, Sauvignet B, Belli A, Denis C, Simard C and Gautheron V. Validation of a new ergometer adapted to all types of manual wheelchair. *Eur J Appl Physiol*, 2001: 85: 479-85.
- Devillard X. A wheelchair ergometer for physiological and biomechanical measurement. Proceedings of the 11th International Symposium for Adapted Physical Activity. ISAPA, Quebec, Canada. 357-365. 1999.
- Devillard X, Sauvignet B, Berger A, Ebermezer E, Gaucher A et Calmels P. Développement d'un ergomètre pour fauteuil roulant : outil de mesure des capacités du patient à la propulsion d'un fauteuil roulant et choix à la prescription. Péliissier J, Jacquot J-M et Bernard P. Le fauteuil roulant: Masson, Paris, 1997: 134-142.
- DiGiovine CP, Cooper RA and Boninger ML. Dynamic calibration of a wheelchair dynamometer. *J Rehabil Res Dev*, 2001: 38: 41-55.
- Dimelco. Tachymètre à main. <http://www.dimelco.com/Pdf/Instru.pdf>: Dimelco, 2002.
- Dohrmann CR, Busby HR and Trujillo DM. Smoothing noisy data using dynamic programming and generalized cross-validation. *J Biomech Eng*, 1988: 110: 37-41.

RÉFÉRENCES BIBLIOGRAPHIQUES

Di Prampero, P.E., Cortili, G., Mogroni, P. and Saibene, F. Equation of motion of a cyclist. *J. Appl. Physiol.* 1979; (47): 201-206.

Dopf CA, Mandel SS, Geiger DF and Mayer PJ. Analysis of spine motion variability using a computerized goniometer compared to physical examination. A prospective clinical study. *Spine*, 1994; 19: 586-95.

Duchenne GB. (1867). *Physiologie des mouvements*. Translated by EB Kaplan. Philadelphia WB Saunders. 1949

Duchêne J. Développement de méthodes de décision sur un ensemble de tableaux. Application au traitement d'électromyogrammes lors d'épreuves de fatigue. Thèse. U.T. Compiègne. 1985.

Dudley NJ, Colter DHG and Mulley JP. Wheelchair related accidents. *Clin. Rehabil.*, 1992; 7: 9-14.

E

Engel P, Neikes M, Bennedik K, Hildebrandt G and Rode FW. [Work physiological studies performed to optimize the lever propulsion and the seat position of a lever propelled wheelchair (author's transl)]. *Rehabilitation (Stuttgart)*, 1976; 15: 217-28.

Eschwege E, Simon D et Balkau B. Le diabète de type 2 vu par l'épidémiologiste. *Dis Manage Health Outcomes*, 1998; 4: 1-12.

Esnee P. Communication Personnelle. Le Fauteuil roulant. Le lit had. Groupe MATIFAS / VILGO. http://www.snitem.fr/media/fichiers/Diaporamas/2Fauteuil_roulant.pdf. 2002 : 1-22.

F

Ferrand T. Conception et réalisation d'un enregistreur autonome multivoies d'activité électromyographique et électrocardiographique. *Génie Biologique et Médical. Laboratoire d'Instrumentation Micro-informatique et Electronique. Grenoble 1*. 1990.

Ferrand T et Mazet Electronique. *Myodata Compact : Notice d'utilisation*. Le Mazet Saint Voy: Mazet Electronique, 1996:54.

Figarola TR. Evaluation of a new step ergometer. *J Occup Med*, 1974; 16: 615-7.

Forchheimer F and Lundberg A. Wheelchair ergometer. Development of a prototype with electronic braking. *Scand J Rehabil Med*, 1986; 18: 59-63.

Fraser C and Mitchell J. Evaluation of kerb negotiation in a prototype and standard model wheelchair. *J Med Eng Technol*, 1980; 4: 230-40.

G

Gabrielle M, Starzec D et Starzec C. Aisance à 60 ans, dépendance et isolement à 80 ans. http://www.insee.fr/FR/FFC/DOCS_FFC/ip447.pdf. Division études sociales, INSEE, 1996.

Gass GC and Camp EM. Physiological characteristics of trained Australian paraplegic and tetraplegic subjects. *Med Sci Sports*, 1979; 11: 256-9.

Gass GC and Camp EM. The maximum physiological responses during incremental wheelchair and arm cranking exercise in male paraplegics. *Med Sci Sports Exerc*, 1984; 16: 355-9.

Gauttieri P. Perspectives de vieillissement de la population française. L'enjeu des retraités et de la dépendance. Etude complète: http://www.insee.fr/fr/ffc/docs_ffc/IP762.pdf. Source INSEE ed: Source INSEE 2001, 2002.

Gill J. Making Cash Dispensers Easier to Use: Royal National Institution for the Blind. <http://www.tiresias.org/reports/mcdeu.htm>, 1996.

Gimenez M, Predine E, Marchand M, Servera E, Ponz JL and Polu JM. Implications of lower- and upper-limb training procedures in patients with chronic airway obstruction. *Chest*, 1992; 101: 279S-288S.

Gimenez M et Predine E. Mesure de la performance chez des paraplégiques à l'aide d'un fauteuil roulant ergomètre. 37^e Session d'enseignement post-universitaire, Journée Sadoul. Nancy. 1993.

Gimenez M, Predine E, Marchand M et Kittstein G. Validation d'un fauteuil roulant ergomètre pour la mesure de la réponse cardio-respiratoire et le rendement mécanique. *Arch. Int. Physiol et Biophysique*. Nancy. 99 : A102. 1991.

Ginn KA, Herbert RD, Khouw W and Lee R. A randomized, controlled clinical trial of a treatment for shoulder pain. *Phys Ther*, 1997; 77: 802-9; discussion 810-1.

- Glaser RM, Foley DM, Laubach LL, Sawka MN and Suryaprasad AG. An exercise test to evaluate fitness for wheelchair activity. *Paraplegia*, 1979.a: 16: 341-9.
- Glaser RM, Sawka MN, Laubach LL and Suryaprasad AG. Metabolic and cardiopulmonary responses to wheelchair and bicycle ergometry. *J Appl Physiol*, 1979.b: 46: 1066-70.
- Glousman RE, Barron J, Jobe FW, Perry J and Pink M. An electromyographic analysis of the elbow in normal and injured pitchers with medial collateral ligament insufficiency. *Am J Sports Med*, 1992: 20: 311-7.
- Gray H. *Anatomy of the Human Body*. Charles Mayo Goss (ed.) 29th edition, Philadelphia: Lea and Febiger. 1973.
- Goosey VL, Fowler NE and Campbell IG. A kinematic analysis of wheelchair propulsion techniques in senior male, senior female, and junior male athletes. *Adapted Physical Activity Quarterly*, 1997: 14: 156-165.
- Goosey VL, Campbell IG and Fowler NE. Effect of push frequency on the economy of wheelchair racers. *Med. Sci. Sports Exerc*, 2000: 32: pp. 174-181.
- Grimaldi A. Le diabète : Comment vivre avec. Les difficultés du traitement du diabète non insulino-dépendant : mieux les comprendre pour mieux les résoudre. <http://www.fedecardio.com/magazine/diabete1.htm>.: Fedecradio magazine, 2002.
- Guillon B. Fauteuil roulant et dystrophie musculaire. Péliissier J, Jacquot J-M et Bernard P. Le fauteuil roulant: Masson, Paris, 1997: 229-234.
- Guillon B. et Laffont I. Actualités sur les fauteuils roulants. *Revue : Encycl. Med. Chir.*, 2002:26-170-B-10:1-10.

H

- Hadj Yahmed, M. Étude de la consommation maximale d'oxygène et du rendement mécanique de l'exercice des membres supérieurs sur fauteuil roulant chez la personne handicapée physique. 1987. Thèse doctorat de 3ème cycle. Université Paris V-René Descartes. 1987.
- Hadj Yahmed M et Charpentier P. Incidence du poids du fauteuil roulant manuel sur les réponses physiologiques de la personne handicapée physique lors d'un exercice à vitesse constante sur tapis roulant. *J. Réadapt. Med.*, 1990: 10: 218-222.
- Harris J, Sapey B and Stewart J. Wheelchair Housing and the Estimation of Need (Funded by the National Wheelchair Housing Association Group). <http://www.leeds.ac.uk/disability-studies/archiveuk/stewart/Estimation%20of%20Need.pdf>, 1997.
- Hary D, Belman MJ, Propst J and Lewis S. A statistical analysis of the spectral moments used in EMG tests of endurance. *J Appl Physiol*, 1982: 53: 779-83.
- Hermens HJ, Hägg G and Freriks B. European Applications on Surface Electromyography. In ed. Journal: Roessingh Research and Development by ed. Proceedings of the second general SENIAM workshop. SENIAM ed. Stockholm, Sweden: Enschede, the Netherlands, 1997.
- Hermens HJ, Rau G, Disselhorst-Klug C and Freriks B. Surface Electromyography Application Areas and Parameters. In ed. Journal: Roessingh Research and Development by. ed. Proceedings of the third general SENIAM workshop. SENIAM ed. Aachen, Germany: Enschede, the Netherlands, 1998.
- Hermens HJ, Freriks B, Merletti R, Hagg G, Stegeman D, Blok J, Rau G and Disselhorst-Klug C. European Recommendations for Surface Electromyography, deliverable of the SENIAM project. In ed. Journal : Roessingh Research and Development by ed. Proceedings of the first general SENIAM workshop. SENIAM ed. Torino, Italy: Enschede, the Netherlands, 1999.
- Hollinshead, W. H. *Functional anatomy of the limbs and back : a text for students of the locomotor apparatus*. Philadelphia, Saunders. 1976.
- Higgs C. An analysis of racing wheelchairs used at the 1980 Olympic Games for the Disabled. *Research Quarterly for Exercise and Sport*, 1983: 54: 229-233.
- Hildebrandt G, Voight ED, Bahn D, Berendes B and Kroger J. Energy costs of propelling wheelchair at various speeds: cardiac response and effect on steering accuracy. *Arch Phys Med Rehabil*, 1970: 51: 131-6.
- Hindle R, Percy M, Gill J and Johnson G. Twisting of the human back in forward flexion. *Proc Inst Mech Eng [H]*, 1989: 203: 219-23.
- Hintzy-Cloutier F, Tordi N, Rouillon J-D and Belli A. The influence of within-cycle pattern characteristics on mechanical parameters developed during wheelchair sprinting? *Science & Sports.*, 2002: 17: 128-131.

RÉFÉRENCES BIBLIOGRAPHIQUES

Hughes CJ, Weimar WH, Sheth PN and Brubaker CE. Biomechanics of wheelchair propulsion as a function of seat position and user-to-chair interface. *Arch Phys Med Rehabil*, 1992; 73: 263-9.

Hutzler Y. Anaerobic fitness testing of wheelchair users. *Sports Med*, 1998; 25: 101-13.

I

I.F.A. Vieillissement. Se prendre en charge au seuil du nouveau millénaire. *Global Aging Into the 21st Century*. http://www.ifa-fiv.org/menu7demographie/menu7ageing_fr.htm. IFA : International Federation on Aging ed: Source: U.S. Department of Commerce, Economic and Statistics Administration, Bureau of the Census, 2002.

Isambert JJ, Teissier J, Egon G, Grandin AM, Yvain F et Filipetti P. Chirurgie du membre supérieur du tétraplégique et déambulation en fauteuil roulant. Pélissier J, Jacquot J-M et Bernard P. *Le fauteuil roulant*: Masson, Paris, 1997: 286-296.

J

Janssen T.W, Van Oers CA, Hollander AP, Veeger HE and Van Der Woude LH. Isometric strength, sprint power, and aerobic power in individuals with a spinal cord injury. *Med Sci Sports Exerc*, 1993; 25: 863-70.

Jarvis S and Rolfe H. The use of an inertial dynamometer to explore the design of children's wheelchairs. *Scand J Rehabil Med*, 1982; 14: 167-76.

Jobe FW, Moynes DR, Tibone JE and Perry J. An EMG analysis of the shoulder in pitching. A second report. *Am J Sports Med*, 1984; 12: 218-20.

Jones D.k, Boninger ML, Cooper RA, Shimada SD and Lawrence BM. Side to side differences in the kinetics of manual wheelchair propulsion. *Proceeding of the Biomechanical aspects of Manual Wheelchair Propulsion Congress. The state of the art II*. Amsterdam. 1999.

K

Kauzlarich JJ. Wheelchair Rolling Resistance and Tire Design. *Biomedical Aspects of Manual Wheelchair Propulsion*. Amsterdam. 1999.

Kaye H, Kang T and LaPlante M. Disability Statistics Report. Mobility Device Use in the United States. Washington: DC: US Dept. of Education, National Institute of Disability and Rehabilitation Research, 2000.

Kerjosse R et Lebeauupin A. Un million et demi de personnes âgées dépendantes. Extrait de : *Données Sociales*. Paris: I.N.S.E.E., 1993:536-540.

Khelia I. L'électromyographie : Rapport de stage pratique et théorique d'EMG et d'anatomie expérimentale. Bruxelles. Belgique: Laboratory of Experimentele Anatomy. Vrije Universiteit. Bruxelles, 1999:37.

Khelia I, Laboisie J-J, Pillu M and Lavaste F. Biomechanical study of the shoulder of elderly patients using a wheelchair. *Arch. of Phys and Bioch.*, 2000; 108: 63-64.

Khelia I, Laboisie J-J, Pillu M and Lavaste F. Die Biomechanik der Schulterbewegungen zum Antrieb eines Rollstuhls durch ältere Patienten. *Medizinisch-Orthopädische Technik*, 2001.a: 178-183.

Khelia I, Laboisie J-J, Pillu M and Lavaste F. Manual wheelchair propulsion and elderly shoulder pain: a biomechanical study. *Arch. of Phys and Bioch.*, 2001.b: 109: 64.

Khelia I, Laboisie J-J, Pillu M and Lavaste F. A new design of manual wheelchairs: a flexible connection between handrims and wheels. *Arch. of Phys and Bioch.*, 2002.a: Vol. 110: 115.

Khelia I, Laboisie J-J, Pillu M et Lavaste F. Biomécanique de la propulsion de la personne âgée à l'aide d'un fauteuil roulant à entraînement manuel. 2002.b: 109: 2-13. 3ème trimestre.

Kirby RL, Ackroyd-Stolarz SA, Brown MG, Kirkland SA, MacLeod DA. Wheelchair-related accidents caused by tips and falls among noninstitutionalized users Scotia. *Am J Phys Med Rehabil*. 1994;73:319-330.

Kirby RL, Ackroyd SA. Wheelchair safety – adverse reports to the United States Food and Drug Administration. *Am J Phys Med Rehabil*. 1995; 74:308-312

Kirby RL, Coughlan, S.G, Christie M. (1995) Could changes in the wheelchair delivery system improve safety. *Canadian Medical Association Journal* 1995; 153: 1585-1591

Kobayashi, M., M.M. Rodgers, S.F. Figoni, G.W. Gayle, D.R. Schrag, and R.M. Glaser. "Multidisciplinary Data Acquisition and Analysis of Wheelchair Ergometry. *Journal of Biomechanics*. 1992; 25:768.

Komi PV and Buskirk ER. Reproducibility of electromyographic measurements with inserted wire electrodes and surface electrodes. *Electromyography*, 1970: 10: 357-67.

Koontz AM, Boninger ML, Cooper RA and Fay BT. Relating shoulder joint forces and range of motion during Wheelchair propulsion. <http://asb-biomech.org/onlineabs/abstracts2000/pdf/154.pdf>. 24th Annual Meeting of the American Society of Biomechanics. University of Illinois at Chicago. 2000. July 19-22, 2000.

Kulig K, Rao SS, Mulroy SJ, Newsam CJ, Gronley JK, Bontrager EL and Perry J. Shoulder joint kinetics during the push phase of wheelchair propulsion. *Clin Orthop*, 1998: 132-43.

L

Laboisie, J.J. et Person C. Liaison flexible de mains courantes de fauteuils roulants. Brevet déposé par la Renaissance Sanitaire. Fondation reconnue d'utilité publique. N° d'enregistrement : 02048993. 18 avril 2002

Lafortune M and Lake M. Errors in 3rd analysis of human movement. In, *Proceeding of the International Symposium on 3-D Analysis of Human Movement*. Montreal, Quebec, Canada. : 55-6. 1991. 28-31 July.

Lakomy HK, Campbell I and Williams C. Treadmill performance and selected physiological characteristics of wheelchair athletes. *Br J Sports Med*, 1987: 21: 130-3.

Lang P. Le vieillissement: un défi pour la sécurité sociale. <http://www.issa.int/fren/actualites/ageing/1intro-02.pdf>. *Revue internationale de sécurité sociale*, 2002: vol. 55: Pp. 1-10.

Langbein WE, Robinson CJ, Kynast L and Fehr L. Calibration of a new wheelchair ergometer: the wheelchair aerobic fitness trainer. *IEEE Transactions on Rehabilitation Engineering*, 1993.a: 1: 49-58.

Langbein WE and Fehr L. Research device to preproduction prototype: a chronology. *J Rehabil Res Dev*, 1993.b: 30: 436-42.

Langbein WE, Maki KC, Edwards LC, Hwang MH, Sibley P and Fehr L. Initial clinical evaluation of a wheelchair ergometer for diagnostic exercise testing: a technical note. *J Rehabil Res Dev*, 1994: 31: 317-25.

La Plante M and Carlson D. Disability in the United States: Prevalence and Causes, 1992. DC: US Dept. of Education, National Institute of Disability and Rehabilitation Research. San Francisco, CA. 1995.

Lees A and Arthur S. An investigation into anaerobic performance of wheelchair athletes. *Ergonomics*, 1988: 31: 1529-37.

Lees A. Performance characteristics of two wheelchair sprint tests. *Ergonomics of manual wheelchair propulsion: State of the Art*. Netherlands. 1991.

Le-Quang B, Devillard X, Trivel D, Fayolle-Minon I et Calmels P. Intérêt de l'ergomètre VP100H® dans l'aide aux réglages du fauteuil roulant manuel : étude préliminaire d'évaluation de la performance d'un fauteuil roulant. *Journal de l'Orthopédie*, 2001: 4 - N°9: 402-407.

Lind AR and Petrofsky JS. Amplitude of the surface electromyogram during fatiguing isometric contractions. *Muscle Nerve*, 1979: 2: 257-64.

Lumeau B. Préamplificateur isolé faible bruit pour signaux physiologiques n'introduisant pas de retard sur le temps de propagation de groupe. *Innov. Tech. Biol. Med*, 1986: 7: 269-280.

M

Macko RF, DeSouza CA, Tretter LD, Silver KH, Smith GV, Anderson PA, Tomoyasu N, Gorman P and Dengel DR. Treadmill aerobic exercise training reduces the energy expenditure and cardiovascular demands of hemiparetic gait in chronic stroke patients. A preliminary report. *Stroke*, 1997: 28: 326-30.

Mannion A and Troke M. A comparison of two motion analysis devices used in the measurement of lumbar spinal mobility. *Clin Biomech (Bristol, Avon)*, 1999: 14: 612-9.

Mannion AF, Klein GN, Dvorak J and Lanz C. Range of global motion of the cervical spine: intraindividual reliability and the influence of measurement device. *Eur Spine J*, 2000: 9: 379-85.

Marinier et Calmels. Étude multi-focale de l'épaule de l'utilisateur d'un fauteuil roulant. *Projet de Dominante*. Châlons en Champagne: ENSAM, centre de Châlons en Champagne, 2002:39.

Marras WS. Toward an understanding of dynamic variables in ergonomics. *Occup Med*, 1992: 7: 655-77.

Martel G, Noreau L and Jobin J. Physiological responses to maximal exercise on arm cranking and wheelchair ergometer with paraplegics. *Paraplegia*, 1991: 29: 447-56.

RÉFÉRENCES BIBLIOGRAPHIQUES

- Martin J, White A and Meltzer H. *Disabled Adults: services, transport and employment*. OPCS: Office of Population Censuses and Surveys: surveys of Disability in Great Britain. London, HMSO, 1989: Report 4:
- Masse LC, Lamontagne M and O'Riain MD. *Biomechanical analysis of wheelchair propulsion for various seating positions*. *J Rehabil Res Dev*, 1992: 29: 12-28.
- Milner-Brown HS and Stein RB. *The relation between the surface electromyogram and muscular force*. *J Physiol*, 1975: 246: 549-69.
- Moberg E. *The upper limb in tetraplegia. A new approach to surgical rehabilitation*. Stuttgart: Georg Thieme. 1978.
- Monod H and Flandrois R. *Physiologie du sport. Bases physiologiques des activités physiques et sportives*. 2^{ème} tirage. Paris, 1996:220.
- Morin A. *Victhom met au point une jambe bionique*. http://www.cyberpresse.ca/soleil/economie/0110/eco_201100021930.html: Le Soleil. Saint-Augustin, 2001.
- Mormiche P. *Le handicap se conjugue au pluriel*. Division des Enquêtes et études démographiques. http://www.insee.fr/fr/ffc/docs_ffc/IP742.pdf: INSEE et le Groupe de Projet HID, 2000.
- Mormiche P. *Le handicap en institution : le devenir des pensionnaires entre 1998 et 2000*. Division des Enquêtes et Études Démographiques, INSEE, et le Groupe de Projet HID. http://www.insee.fr/fr/ffc/docs_ffc/IP803.pdf. *Enquête Handicaps-Incapacités-Dépendances (HID) en 1998. Résultats détaillés*. Direction de la Diffusion et de l'Action Régionale. Bureau de presse ed: Dans la collection INSEE Résultats, Paris, 2001.
- Motloch WM and Brearley MN. *Technical note--a wheelchair ergometer for assessing patients in their own wheelchairs*. *Prosthet Orthot Int*, 1983: 7: 50-1.
- Mulroy SJ, Gronley JK, Newsam CJ and Perry J. *Electromyographic activity of shoulder muscles during wheelchair propulsion by paraplegic persons*. *Arch Phys Med Rehabil*, 1996: 77: 187-93.

N

- Nadeau G. *Lésions ostéo-articulaire et tendino-musculaires, syndromes canaux liés à l'usage du fauteuil roulant*. Pélissier J, Jacquot J-M et Bernard P. *Le fauteuil roulant*: Masson, Paris., 1997: 353-359.
- Natalis M and Konig A. *[Noninvasive, accurate and reliable measurement of cervical spine motion with a 3D real-time ultrasound motion analyser]*. *Ultraschall Med*, 1999: 20: 70-3.
- Netzer Y. *The design of low-noise amplifiers*. *Proceeding of the IEEE*. 1981. June.
- Newsam CJ, Mulroy SJ, Gronley JK, Bontrager EL and Perry J. *Temporal-spatial characteristics of wheelchair propulsion. Effects of level of spinal cord injury, terrain, and propulsion rate*. *Am J Phys Med Rehabil*, 1996: 75: 292-9.
- Newsam CJ, Rao SS, Mulroy SJ, Gronley JK, Bontrager EL and Perry J. *Three dimensional upper extremity motion during manual wheelchair propulsion in men with different levels of spinal cord injury*. *Gait Posture*, 1999: 10: 223-32.
- Nichols PJ, Norman PA and Ennis JR. *Wheelchair user's shoulder? Shoulder pain in patients with spinal cord lesions*. *Scand J Rehabil Med*, 1979.b: 11: 29-32.
- Niesing R, Eijskoot F, Kranse R, den Ouden AH, Storm J, Veeger HE, van der Woude LH and Snijders CJ. *Computer-controlled wheelchair ergometer*. *Med Biol Eng Comput*, 1990: 28: 329-38.

O

- O.N.S., N.C.S.R, R.A.D.A.R and E.F.D. *Disability in the UK. Some facts and figures*. <http://www.employers-forum.co.uk/www/guests/info/disability.htm>: © Employers' Forum on Disability 2001 - all rights reserved, 2002.
- O.N.U. *Agir aujourd'hui pour récolter demain les fruits de la révolution démographique en cours*. Communiqué de base. <http://www.un.org/News/fr-press/docs/2002/SOC4586.doc.htm>. Section de la technologie de l'information, Département de l'information, Nations Unies 2001 ed: Deuxième assemblée mondiale sur le vieillissement, 2002.
- Olenik LM, Laskin JJ, Burnham R, Wheeler GD and Steadward RD. *Efficacy of rowing, backward wheeling and isolated scapular retractor exercise as remedial strength activities for wheelchair users: application of electromyography*. *Paraplegia*, 1995: 33: 148-52.
- Ol'm TE and Martsep RV. *[The improved UT-7508 ergometer]*. *Med Tech*, 1983: 41-4.
- Outrequin G et Boutillier B. *Anatomie*. <http://www.anatomie-humaine.com>, 2002.

P

- Péninou G. Document de travail. Utilisation de la chaîne de mesure en service au laboratoire d'analyse du mouvement. France: E.F.O.M., 1993:6.
- Pentland WE and Twomey LT. The weight-bearing upper extremity in women with long-term paraplegia. *Paraplegia*, 1991: 29: 521-30.
- Pérennou D, Enjalbert M, Armingaud P, Paron A et Pélissier J. Le cérébro lésé et le grand déficient. Pélissier J, Jacquot J-M et Bernard P. *Le fauteuil roulant*: Masson, Paris., 1997: 258-265.
- Perrigot M, Bergego C, Fackacs C, Bastard J, Held J.P. Hémiplegie vasculaire. Bilan et éléments du pronostic de la rééducation. *Ann Méd Phys*. 1980; 2; 229-241.
- Petrofsky JS. Filter bank analyser for automatic analysis of the e.m.g. *Med Biol Eng Comput*, 1980: 18: 585-90.
- Polhemus. 3 Space® Fastrak® user's manual. Revision F. Colshester, Vermont 05446, 1993:165.
- Praagman M, Stokdijk M, Veegeer HE and Visser B. Predicting mechanical load of the glenohumeral joint, using net joint moments. *Clin Biomech (Bristol, Avon)*, 2000: 15: 315-21.
- Predine E. Validation d'un fauteuil roulant ergomètre, des tests ergospirométrique et dynamométrique et de l'enregistrement électromyographique de la fatigue musculaire : réponses ventilatoire, cardio-circulatoire, métabolique et musculaire chez des personnes valides et handicapées au cours de l'exercice dynamique progressif. Thèse de 3^{ème} cycle. Cote. STAPS. STAPS: Mension Sciences et Techniques des Activités Physiques et Sportives. Grenoble : ANRT. 1993.
- Predine E and Gimenez M. Mise au point d'un prototype de fauteuil roulant ergomètre permettant la mesure d'effort réalisé avec les membres supérieurs. *Méd. Sport*, 1996: 1: 17-25.
- Predine E, Parrate B, Tordi N, Mougin F, Rouillon JD, Monnier G, Guyot J et Gimenez M. Présentation d'un fauteuil roulant ergomètre comme outil d'évaluation des capacités fonctionnelles à l'utilisation du fauteuil chez le paraplégique. Pélissier J, Jacquot J-M et Bernard P. *Le fauteuil roulant*: Masson, Paris., 1997: 143-151.

R

- Rao SS, Bontrager EL, Gronley JK, Newsam CJ and Perry J. Three-dimensional kinematics of wheelchair propulsion. *IEEE Trans Rehabil Eng*, 1996: 4: 152-60.
- Ravaud J, Velche D et Hauet E. Pratique des déplacements et prévalence des handicaps en situation de transport ; l'apport de l'enquête globale 1991-1992 sur le déplacement des habitants de la région Ile-de-France. *Cah. Socio. Dém. Méd.*, 1994: 34: 31-52.
- Redford JB. Seating and wheeled mobility in the disabled elderly population. *Arch Phys Med Rehabil*, 1993: 74: 877-85.
- Reinold P et Ohanna F. Techniques de prévention des pathologies d'hypersollicitation. Pélissier J, Jacquot J-M et Bernard P. *Le fauteuil roulant*: Masson, Paris., 1997: 359-363.
- Reinschmidt. Three-Dimensional Tibiocalcaneal and Tibiofemoral Kinematics During Human Locomotion - Measured with External and Bone Markers. Unpublished doctoral dissertation. Department of Medical Science. Calgary, Alberta. 1996.
- Reuters. et A.F.P. World Assembly on Ageing II Les pays en développement sont les plus touchés par le vieillissement de la population. By: Le Monde, February 28, 2002. New York, 2002.
- Rey S, Schneider M, Jamet C, Lucas B, Dulieu V et Casillas J-M. Entraînement à l'effort en vue de l'usage du fauteuil roulant. Pélissier J, Jacquot J-M et Bernard P. *Le fauteuil roulant*: Masson, Paris., 1997: 171-176.
- Rodgers MM, Gayle GW, Figoni SF, Kobayashi M, Lieh J and Glaser RM. Biomechanics of wheelchair propulsion during fatigue. *Arch Phys Med Rehabil*, 1994: 75: 85-93.
- Rodgers MM, Keyser RE, Gardner ER, Russell PJ and Gorman PH. Influence of trunk flexion on biomechanics of wheelchair propulsion. *J Rehabil Res Dev*, 2000: 37: 283-95.
- Rodgers MM, Keyser RE, Rasch EK, Gorman PH and Russell PJ. Influence of training on biomechanics of wheelchair propulsion. *J Rehabil Res Dev*, 2001: 38: 505-11.
- Rotstein A, Sagiv M, Ben-Sira D, Werber G, Hutzler J and Annenburg H. Aerobic capacity and anaerobic threshold of wheelchair basketball players. *Paraplegia*, 1994: 32: 196-201.
- Rouard AH and Clarys J. Cocontraction in the Elbow and Shoulder Muscles During Rapid Cyclic Movements in an Aquatic Environment. *Journal of Electromyography & Kinesiology*, 1995: 5: 177-183.

Roy A, Ling E et Dahan T. L'épaule douloureuse chronique. Comment épauler votre patient? <http://www.stacomcommunications.com/journals/pdfs/clinicien/clinciensept/epaule.pdf>. Le clinicien, 2002; 17: 73-81.

Rusting R. Les causes du vieillissement. Pour la science, 1993; 184: 54-62.

S

Sabick MB, Zhao KD and An KN. A comparison of methods to compute the point of force application in handrim wheelchair propulsion: a technical note. *J Rehabil Res Dev*, 2001; 38: 57-68.

Samuelsson KA, Larsson H and Tropp H. A wheelchair ergometer with a device for isokinetic torque measurement. *Scand J Rehabil Med*, 1989; 21: 205-8.

Samuelsson KA, Larsson H and Tropp HT. Power output and propulsion technique in wheelchair driving. *Int J Rehabil Res*, 1991; 14: 76-81.

Sanderson DJ and Sommer HJ, 3rd. Kinematic features of wheelchair propulsion. *J Biomech*, 1985; 18: 423-9.

Sawka MN, Glaser RM, Laubach LL, Al-Samkari O and Suryaprasad AG. Wheelchair exercise performance of the young, middle-aged, and elderly. *J Appl Physiol*, 1981; 50: 824-8.

Schantz P, Bjorkman P, Sandberg M and Andersson E. Movement and muscle activity pattern in wheelchair ambulation by persons with para-and tetraplegia. *Scand J Rehabil Med*, 1999; 31: 67-76.

Scott RN and Lovely DF. Amplifier input impedances for myoelectric control. *Med Biol Eng Comput*, 1986; 24: 527-30.

Shih PS and Patterson PE. Predicting joint moments and angles from EMG signals. *Biomed Sci Instrum*, 1997; 33: 191-6.

Shimada SD, Robertson RN, Boninger ML and Cooper RA. Kinematic characterization of wheelchair propulsion. *J Rehabil Res Dev*, 1998; 35: 210-8.

Sie IH, Waters RL, Adkins RH and Gellman H. Upper extremity pain in the post rehabilitation spinal cord injured patient. *Arch Phys Med Rehabil*, 1992; 73: 44-8.

Soyer G. Automatisation d'un procédé pour la mesure des efforts engendrés par l'utilisation d'un véhicule pour handicapés physiques : Métrologie et simulation informatique associées. Spécialité: Génie Electrique: Métrologie Automatique Electronique. Institut Polytechnique de Lorraine. Ecole Doctorale IAE + M. DFD Automatique. CNRS URA 821. Lorraine. Thèse.1993.

Spaepen AJ and Vanlandewijck YC. Relationship between energy expenditure and muscular activity patterns in handrim wheelchair propulsion. *Inter. J. of Indu. Ergo.*, 1996; 17: 163-173.

Stainier P. Les pathologies générées aux membres supérieurs par l'utilisation du fauteuil roulant : revue de la littérature. Mémoire en vue de l'obtention du Diplôme Universitaire d'Appareillage des Handicapés Moteurs. DUAHM. Nancy I. France. 1996.

Stewart J, Sapey B, Thomas C and Wilks S. The Social Implications of Increases in Wheelchair Use. <http://www.lancs.ac.uk/users/apsocsci/wheelchair/details.htm>.: Lancaster University, Department of Applied Social Science. A research project funded by the NHS Executive (North West), 2001.

Stott I and Sanders D. New powered wheelchair systems for the rehabilitation of some severely disabled users. *Int J Rehabil Res*, 2000; 23: 149-53.

Stulen FB and DeLuca CJ. Frequency parameters of the myoelectric signal as a measure of muscle conduction velocity. *IEEE Trans Biomed Eng*, 1981; 28: 515-23.

Subbarao JV, Klopstein J and Turpin R. Prevalence and impact of wrist and shoulder pain in patients with spinal cord injury. *J Spinal Cord Med*, 1995; 18: 9-13.

T

Taylor A, McDonnell E and Brassard L. The effects of an arm ergometer training programme on wheelchair subjects. *Paraplegia*, 1986; 24: 105-114.

Techmachine filiale. Les nouveaux outils de la biomécanique : Ergomètre instrumenté pour l'analyse de la puissance développée lors de la locomotion avec fauteuil roulant. Ré-entraînement – Test d'effort – Test d'endurance VP100HTE-Rééducation. Groupe la force créative ed: Une marque de TECMACHINE filiale. www.heffr/19.html, 2000.

Theisen D, Francaux M, Fayt A and Sturbois X. A new procedure to determine external power output during handrim wheelchair propulsion on a roller ergometer: a reliability study. *Int J Sports Med*, 1996; 17: 564-71.

RÉFÉRENCES BIBLIOGRAPHIQUES

- Theisen D, Fayt A, Francaux M et Strubois X. Ergométrie du déplacement en fauteuil roulant : Détermination de la puissance externe sur un ergomètre à rouleaux. Pélissier J, Jacquot J-M et Bernard P. Le fauteuil roulant: Masson, Paris., 1997.a: 128-134.
- Theisen D, Vanlandewijck Y et Spaepen A. Influence des réglages sur les réponses cardio-respiratoires. Pélissier J, Jacquot J-M et Bernard P. Le fauteuil roulant: Masson, Paris., 1997.b: 110-121.
- Thisse MO. Traumatologie du sport en fauteuil roulant. 6^{ème} entretien de Garches. 1993.
- Thoumie P, Thevenon-Lemoine E et Bedoisseau M. Cinésiologie de la ceinture scapulaire au cours de la locomotion en Fauteuil roulant. Arch. Réadapt. Med. Phys., 1994: 37:
- Thoumie P, Thevenin-Lemoine E et Beaudoiseau M. Membre supérieur et locomotion en fauteuil roulant. Etude cinésiologique. Pélissier J, Jacquot J-M et Bernard P. Le fauteuil roulant: Masson, Paris., 1997: 96-102.
- Traut L. Confirmation des paramètres ergonomiques significatifs de construction de l'entraînement du fauteuil roulant à cerceau propulsif. Orthopädie-Technik, 1989.a: 394-399.
- Traut L. Ergonomische Gestaltung der Benutzerschnittstelle am Antriebssystem des Greifreifenrollstuhls. Berlin, 1989.b
- Traut L and Schmauder M. Ergonomic design of the hand-machine interface of wheelchairs. In : Ergonomics of Manual Wheelchair Propulsion : State of the Art. Netherlands. Amsterdam. 1991.
- Travell J.G., et Simons D.G. Douleurs et troubles fonctionnels myofasciaux. Traité des points-détente musculaires. Tome 1 & 2. (traduction française) Editions Haug International, Bruxelles, 1993.
- Troke M, Moore AP and Cheek E. Reliability of the OSI CA 6000 Spine Motion Analyzer with a new skin fixation system when used on the thoracic spine. Man Ther, 1998: 3: 27-33.
- Troke M and Moore AP. The development of a new form of instrument fixation for the OSI CA 6000 spine motion analyzer. Man Ther, 2000: 1: 43-46.

V

- Van der Berg. Wheelchair Ergometer 1 and 2. Operation Manual. Amsterdam.: Technical Support department. Institute for Fundamental and Clinical and Human Movement Sciences. Vrije Universiteit, 1999:12.
- Van der Heijden G, Leffers P, Wolters P, Verheijden JJD, Van Mameren H, Houben JP and al. e. Effect of bipolar interferential electrotherapy and pulsed ultrasound for soft tissue shoulder disorders: a randomised controlled trial. Ann Rheum, 1999: 58: 530-540.
- Van der Helm FC and Veenbaas R. Modelling the mechanical effect of muscles with large attachment sites: application to the shoulder mechanism. J Biomech, 1991: 24: 1151-63.
- Van der Helm FC, Veeger HE, Pronk GM, Van der Woude LH and Rozendal RH. Geometry parameters for musculo-skeletal modelling of the shoulder system. J Biomech, 1992: 25: 129-44.
- Van der Helm FC and Veeger HE. Quasi-static analysis of muscle forces in the shoulder mechanism during wheelchair propulsion. J Biomech, 1996: 29: 39-52.
- Van der Linden ML, Valent L, Veeger HE and van der Woude LH. The effect of wheelchair handrim tube diameter on propulsion efficiency and force application (tube diameter and efficiency in wheelchairs). IEEE Trans Rehabil Eng, 1996: 4: 123-32.
- Van der Woude LHV, de Groot G, Hollander AP, van Ingen Schenau GJ and Rozendal RH. Wheelchair ergonomics and physiological testing of prototypes. Ergonomics, 1986: 29: 1561-73.
- Van der Woude LHV, Hendrich KM, Veeger HE, van Ingen Schenau GJ, Rozendal RH, de Groot G and Hollander AP. Manual wheelchair propulsion: effects of power output on physiology and technique. Med Sci Sports Exerc, 1988: 20: 70-8.
- Van der Woude LHV, Veeger HEJ, Rozendal RH and Sargeant AJ. Optimum cycle frequencies in hand-rim wheelchair propulsion. Wheelchair propulsion technique. Eur J Appl Physiol Occup Physiol, 1989.a: 58: 625-32.
- Van der Woude LHV, Veeger HE and Rozendal RH. Propulsion technique in hand rim wheelchair ambulation. J Med Eng Technol, 1989.b: 13: 136-41.
- Van der Woude LHV, Veeger DJ, Rozendal RH and Sargeant TJ. Seat height in handrim wheelchair propulsion. J Rehabil Res Dev, 1989.c: 26: 31-50.

- Van der Woude LHV. *Manual wheelchair propulsion, an ergonomic perspective*. PhD Thesis. PhD Thesis : Free University Press, illustrated. Faculty of Human Movement Sciences. Amsterdam. The Netherlands. 1989.d.
- Van der Woude LHV, Veeger HEJ and Rozendaal RH. *Ergonomics of wheelchair design: a prerequisite for optimum wheeling conditions*. *Adapted Physical Activity Quarterly*, 1989.e: 6: 109-132.
- Van der Woude LH, Veeger HE, De Boer Y and Rozendal RH. *Physiological evaluation of a newly designed lever mechanism for wheelchairs*. *J Med Eng Technol*, 1993: 17: 232-40.
- Van der Woude LHV, Veeger HEJ and Dallmeijer AJ. *Wheelchair propulsion in sports and daily life: does it matter?* In: *Proceedings of the First European Conference on Adapted Physical Activity and Sports*. Acco, Leuven. 1995.
- Van der Woude LH, Botden E, Vriend I and Veeger D. *Mechanical advantage in wheelchair lever propulsion: effect on physical strain and efficiency*. *J Rehabil Res Dev*, 1997: 34: 286-94.
- Van der Woude LH, Bakker WH, Elkhuisen JW, Veeger HE and Gwinn T. *Propulsion technique and anaerobic work capacity in elite wheelchair athletes: cross-sectional analysis*. *Am J Phys Med Rehabil*, 1998: 77: 222-34.
- Van der Woude LHV, Dallmeijer AJ, Janssen, T.W.J. and Veeger HEJ *Wheelchair sport performance-some recent research developments: alternative modes of ambulation*. In Doll- Tepper, Kroener, & Sonnenschein (Ed.), *New horizons in sports for athletes with disabilities: Vista 99*. Aachen: Meyr & Meyer Spor Verlag. 2001: 1: 179-203.
- Van der Woude LHV, Veeger HEJ, Koperdraat J and Drexhage D. *Design of a static wheelchair ergometer: preliminary results*. *Proc. 7th Int. Symp. on Adapted Physical Activity*. Berlin Heidelberg New York. 1990.
- Van Heuningen R, Goovaerts HG and de Vries FR. *A low noise isolated amplifier system for electrophysiological measurements: basic considerations and design*. *Med Biol Eng Comput*, 1984: 22: 77-85.
- Van Ingen Schenau GJ. *From rotation to translation: constraints on multi-joint movements and the unique action of bi-articular muscles*. *Human Movement Science*. 8. 1989. 301-337.
- Vanlandewijck YC, Spaepen AJ and Lysens RJ. *Wheelchair propulsion efficiency: movement pattern adaptations to speed changes*. *Med Sci Sports Exerc*, 1994: 26: 1373-81.
- Vanlandewijck YC, Theisen D et Spaepen A. *Le cycle de propulsion : Biomécanique, cinétique et cinématique* Pélissier J, Jacquot J-M et Bernard P. *Le fauteuil roulant*: Masson, Paris., 1997: 69-83.
- VanSickle DP, Cooper RA and Robertson RN. *SMART^{wheel}: Development of a digital force and moment sensing pushrim*. In *Proceedings 18th Annual RESNA Conference*. Vancouver, CA. 1995.
- VanSickle DP, Cooper RA, Boninger ML and DiGiovine CP. *Analysis of vibrations induced during wheelchair propulsion*. *J Rehabil Res Dev*, 2001: 38: 409-21.
- Vecchio P, Cave M, King V, Adebajo AO, Smith M and Hazleman BL. *A double-blind study of the effectiveness of low level laser treatment of rotator cuff tendinitis*. *Br J Rheumatol*, 1993: 32: 740-2.
- Veeger HEJ, Van der Woude LHV and Rozendal RH. *The effect of rear wheel camber in manual wheelchair propulsion*. *J Rehabil Res Dev*, 1989.a: 26: 37-46.
- Veeger HEJ, Van der Woude LHV and Rozendal RH. *Wheelchair propulsion technique at different speeds*. *Scand J Rehabil Med*, 1989.b: 21: 197-203.
- Veeger HEJ. *Biomechanics of wheelchair propulsion*. *Ergonomics of manual wheelchair propulsion*. International Workshop. Vrije Universiteit, Amsterdam. 1991.a.
- Veeger HEJ, Hadj Yahmed M, Van der Woude LHV and Charpentier P. *Peak oxygen uptake and maximal power output of Olympic wheelchair-dependent athletes*. *Med Sci Sports Exerc*, 1991.b: 23: 1201-9.
- Veeger HEJ, Van der Helm FC, Van der Woude LHV, Pronk GM and Rozendal RH. *Inertia and muscle contraction parameters for musculoskeletal modelling of the shoulder mechanism*. *J Biomech*, 1991.c: 24: 615-29.
- Veeger HEJ, Van der Woude LHV and Rozendal RH. *Within-cycle characteristics of the wheelchair push in sprinting on a wheelchair ergometer*. *Med Sci Sports Exerc*, 1991.d: 23: 264-71.
- Veeger HEJ, Van Der Woude LHV and Rozendaal RH. *Load on the upper extremity in manual wheelchair propulsion*. *J. Electromyogr. Kinesiol.*, 1991.e: 1: 270-280.
- Veeger HEJ, Van der Woude LHV and Rozendal RH. *A computerized wheelchair ergometer. Results of a comparison study*. *Scand J Rehabil Med*, 1992.a: 24: 17-23.

RÉFÉRENCES BIBLIOGRAPHIQUES

Veeger HEJ, Van der Woude LHV and Rozendal RH. Effect of handrim velocity on mechanical efficiency in wheelchair propulsion. *Med Sci Sports Exerc*, 1992.b: 24: 100-7.

Veeger HEJ. Biomechanical aspects of wheelchair propulsion. PhD Thesis. PhD thesis. Faculty of Human Movement Sciences. Amsterdam. The Netherlands. 1992.d.

Veeger HE, Lute EM, Roeleveld K and van der Woude LH. Differences in performance between trained and untrained subjects during a 30-s sprint test in a wheelchair ergometer. *Eur J Appl Physiol Occup Physiol*, 1992.e: 64: 158-64.

Veeger HEJ, Yu B, An KN and Rozendal RH. Parameters for modelling the upper extremity. *J Biomech*, 1997: 30: 647-52.

Veeger HEJ, Meershoek LS, Van der Woude LHV and Langenhoff JM. Wrist motion in handrim wheelchair propulsion. *J Rehabil Res Dev*, 1998: 35: 305-13.

Veeger HEJ, Rozendaal LA and Van der Helm FC. Load on the shoulder in low intensity wheelchair propulsion. *Clin Biomech (Bristol, Avon)*, 2002: 17: 211-8.

Veeger HEJ, Van der Woude LHV and Rozendal RH. Load in the upper extremity in manual wheelchair propulsion. In Veeger HEJ. In: *Biomechanical Aspects of Manual Wheelchair Propulsion (57-75)*: Academisch proefschrift, Free Universiteit Amsterdam, 1992.c: 133.

Vogelaere P, S'Jongers JJ and Quirion A. [Intercorrelations and variabilities of heart rate at the rest and during exercise in the evaluation of physical fitness]. *Can J Appl Sport Sci*, 1981: 6: 57-60.

W

Wang YT, Beale D and Moeizadeh M. An electronic device to measure drive and recovery phases during wheelchair propulsion: a technical note. *J Rehabil Res Dev*, 1996: 33: 305-10.

Warzineck M and Klinger C. Prüfpläne für die Programmierbare Rollende Strasse. Delf; Hollande. 16.10.91.

Wilmore JH, Constable SH, Stanforth PR, Buono MJ, Tsao YW, Roby FB, Jr., Lowdon BJ and Ratliff RA. Mechanical and physiological calibration of four cycle ergometers. *Med Sci Sports Exerc*, 1982: 14: 322-5.

Winter DA. Units, Terms, and Standards in the Reporting of EMG Research: Report by the Ad Hoc Committee of the International Society of Electrophysiological Kinesiology. Baltimore, Md: International Society of Electrophysiological Kinesiology, 1980.

Winter BB and Webster JG. Reduction of interference due to common mode voltage in biopotential amplifiers. *IEEE Trans Biomed Eng*, 1983: 30: 58-62.

Woltring H. Model and measurement error influences in data processing. In Cappozzo A, Berme N and (Eds.). *Biomechanics of human movement : Applications to ergonomics, sports, and rehabilitation*: 1990: pp. 203-237.

Woltring H. Smoothing and differentiation techniques applied to 3-D data. In., Allard P, Stokes I, Blanchi J-P and (Eds.). *Three dimensional analysis of human movement* . 1995: pp. 79-99.

Wu G and Cavanagh PR. ISB recommendations for standardization in the reporting of kinematic data. *J Biomech*, 1995: 28: 1257-61.

Wylie EJ and Chakera TM. Degenerative joint abnormalities in patients with paraplegia of duration greater than 20 years. *Paraplegia*, 1988: 26: 101-6.

Yang JF and Winter DA. Electromyographic amplitude normalization methods: improving their sensitivity as diagnostic tools in gait analysis. *Arch Phys Med Rehabil*, 1984: 65: 517-21.

Y

Yim SY, Cho KJ, Park C, Yoon TS, Han DY, Kim SK and Lee HL. Effect of wheelchair ergometer training on spinal cord-injured paraplegics. *Yonsei Med J*, 1993: 34: 278-286.

Z

Zahler B, Vuagnat A et Chantaine. Quel fauteuil roulant pour l'hémiplégique. Pélissier J, Jacquot J-M et Bernard P. *Le fauteuil roulant*: Masson, Paris., 1997: 266-272.



ANNEXES



TABLE DES MATIÈRES

ANNEXES.....	205
ANNEXE I : SQUELETTE DE LA CEINTURE SCAPULAIRE ET DU MEMBRE SUPÉRIEUR.....	205
ANNEXE II : MUSCLES DU MEMBRE SUPÉRIEUR ET DU TRONC.....	209
ANNEXE III : LE GONIOMÈTRE FASTRAK®.....	215
ANNEXE VI : LES COMMANDES DU FASTRAK®.....	215
ANNEXE V : FONCTIONNEMENT DU PROGRAMME « Acquire ».....	218
ANNEXE VI : LA MACRO DE STOCKAGE ET DE REPRÉSENTATION GRAPHIQUE DES DONNÉES...	219
ANNEXE VII : LE PROGRAMME « CMC » VISUAL DESIGNER®.....	220
ANNEXE VIII : LE CÂBLAGE.....	221
ANNEXE IX : LA NOUVELLE MÉTHODE DE SYNCHRONISATION DES APPAREILS.....	224
ANNEXE X : CONSIDÉRATIONS ÉTHIQUES.....	225
ANNEXE XI : DOCUMENT DE CONSENTEMENT ÉCRIT DU PATIENT.....	226
ANNEXE XII : NOTE COMPLÉMENTAIRE AU CONSENTEMENT ÉCRIT DU PATIENT.....	227
ANNEXE XIII : LA FICHE INDIVIDUELLE.....	228
ANNEXE XIV : LA FICHE TEST.....	229
ANNEXE XV : LE QUESTIONNAIRE.....	230
ANNEXE XVI : ADRESSE DES FOURNISSEURS.....	231

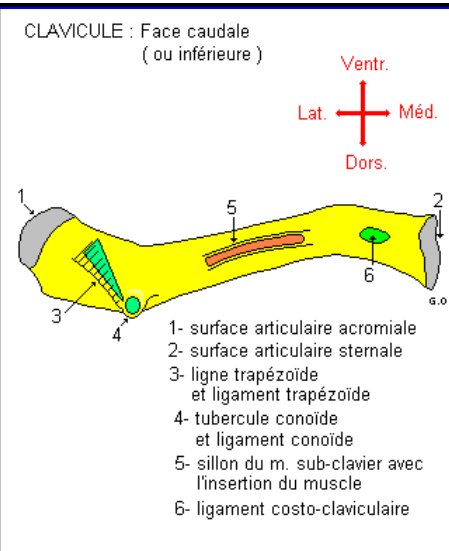
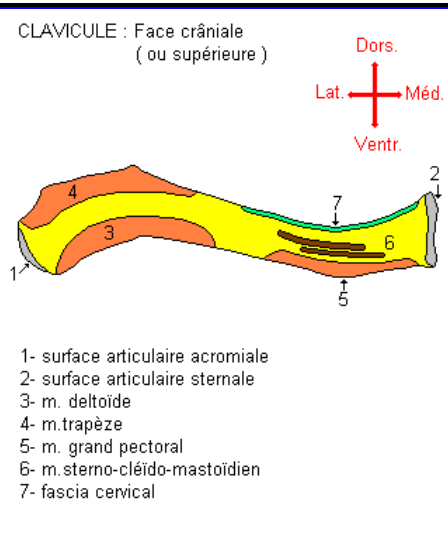
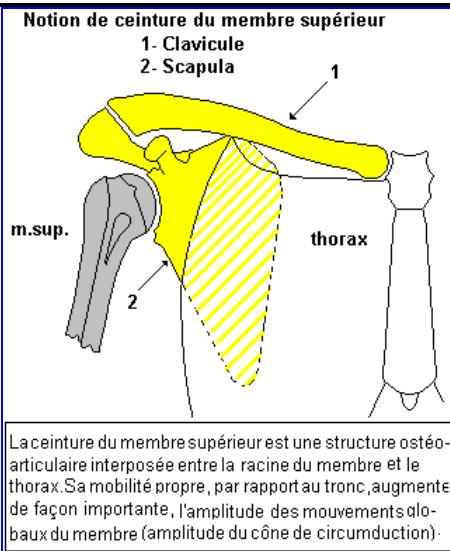
ANNEXES

ANNEXE I : SQUELETTE DE LA CEINTURE SCAPULAIRE ET DU MEMBRE SUPÉRIEUR

Définition	Situation	Orientation	Forme anatomique générale	Repères palpables
La Scapula ou l'omoplate (Figures 1) [Schémas d'après Outrequin et Boutillier, 2002 http://www.anatomie-humaine.com].				
Os pair, plat et asymétrique. Elle forme avec la clavicle la ceinture scapulaire.	Elle est située à la face postérieure du gril costal, plaquée au regard des côtes 2 à 7. Elle s'articule : ➤ Avec la clavicle en haut et en dedans par la surface articulaire de l'acromion ; ➤ En haut en dehors et en av. par la cavité glénoïde avec la tête humérale ; ➤ Il existe une syssarçose entre la face ant. de la scapula et post. du gril costal.	Pointe en bas, concavité vers l'av., surface lisse en forme de poire vers le dehors.	➤ Os mince, triangulaire, il présente 3 bords, 2 faces, 3 fosses et 3 angles : ➤ Bords : sup., lat. ou axillaire, médial ou spinal ; ➤ Faces : ant. ou costale, post. ou dorsale ; ➤ Fosses : supra et infra épineuses à la face post. sous-scapulaire et à la face ant. ➤ Angles : sup. (2 ^{ème} côte), moyen (4 ^{ème} côte), inf. (7 ^{ème} côte). ➤ La cavité glénoïde est piriforme et présente un angle d'antéversion par rapport au corps ; ➤ Présence d'un fibrocartilage à la périphérie de la cavité glénoïde, le labrum. Triangulaire à la coupe, il augmente la concavité de la cavité.	➤ L'épine ➤ L'acromion ➤ La pointe inf. ➤ Le bord médial ➤ Le processus coracoïde.
Figures 1 : La scapula. [Outrequin et Boutillier, 2002]	SCAPULA : Face ventrale 1- acromion 2- facette claviculaire 3- processus coracoïde 4- incisure scapulaire 5- tubercule supra-glénodien 6- cavité glénoïdale 7- tubercule infra-glénodien 8- pilier de la scapula 9- m. sub-scapulaire 10- m. dentelé antérieur	SCAPULA : Face dorsale 11- épine scapulaire 12- m. omo-hyoïdien 13- m. élévateur de la scapula 14- m. rhomboïde 15- m. grand dorsal 16- m. grand rond 17- m. petit rond 18- m. trapèze 19- m. deltoïde 20- m. supra-épineux 21- m. infra-épineux	(a) et (b) sont des espaces cellulo-graisseux de glissement de la scapula contre la paroi du thorax Mouvements de la scapula contre la paroi thoracique : - déplacements verticaux - déplacements transversaux - rotations autour du centre du corps de l'os (a)- esp. scapulo-serratique (b)- esp. serrato-thoracique séparés par le m. dentelé ant. (m. serratus anterior)	ANGLE LATERAL DE LA SCAPULA 22- lig. trapézoïde 23- lig. conoïde 24- lig. coraco-clav. médial 25- lig. transverse de l'incisure scapulaire (et nerf supra-scapul.) 26- chef court du biceps 27- m. coraco-brachial 28- m. petit pectoral 29- lig. coraco-huméral 30- col chirurgical de la scapula (fractures) 31- chef long du m. biceps brachial 32- chef long du m. triceps brachial
	La Clavicle (Figures 2)			
Elle forme avec la scapula la ceinture scapulaire (os ant. de cette ceinture). Elle est située à la partie sup. du gril costal. Os allongé (1 seul point d'ossification secondaire), pair et asymétrique. C'est le point fixe de l'art. de l'épaule. Elle relie le tronc au membre sup.	Os sous cutané tendu transversalement entre le sternum et l'acromion de la scapula. Elle s'articule : ➤ En dedans avec le sternum par la surface articulaire sternale ; ➤ En dedans et en bas avec le 1 ^{er} cartilage costal par la surface articulaire costale ; ➤ En dehors avec l'acromion par la surface articulaire acromiale.	La face la plus rugueuse en bas, extrémité la plus massive en dedans et la petite courbure vers l'extérieur (grande convexité vers l'av.).	Os incurvé en S italique qui possède : ➤ 2 faces : inf. et sup. ; ➤ 2 bords : ant. et post. ; ➤ 2 extrémités : sternale et acromiale. L'extrémité sternale est la plus massive. Elle possède une convexité ant. au 2/3 médiaux.	➤ Os sous cutané, entièrement palpable sauf face inf.

CHAPITRE I : INTRODUCTION

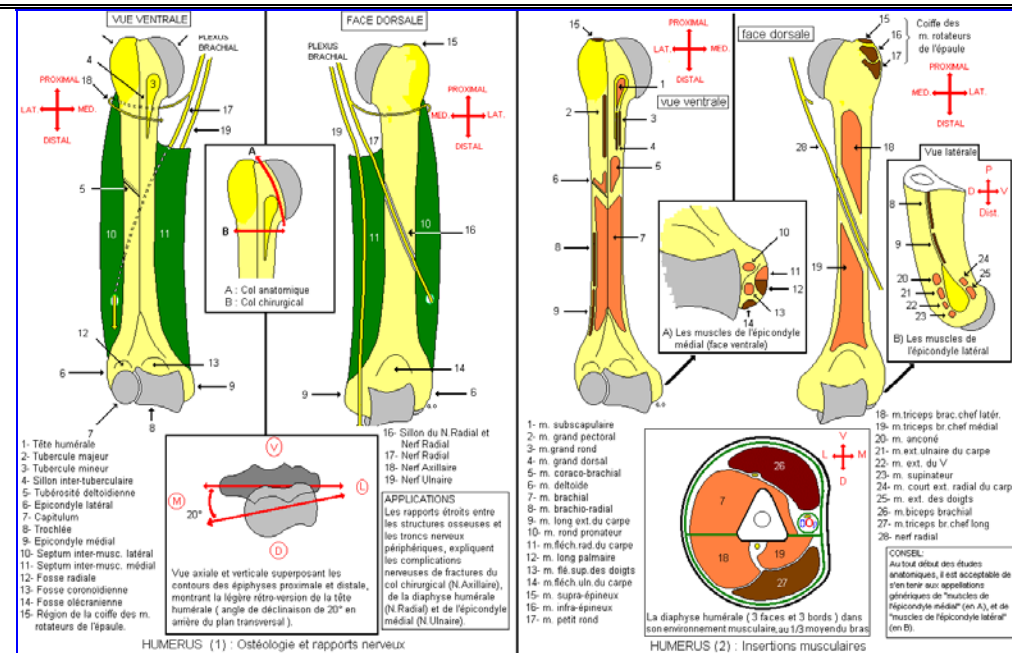
Figures 2 : La clavicule.
[Outrequin et Boutillier, 2002]



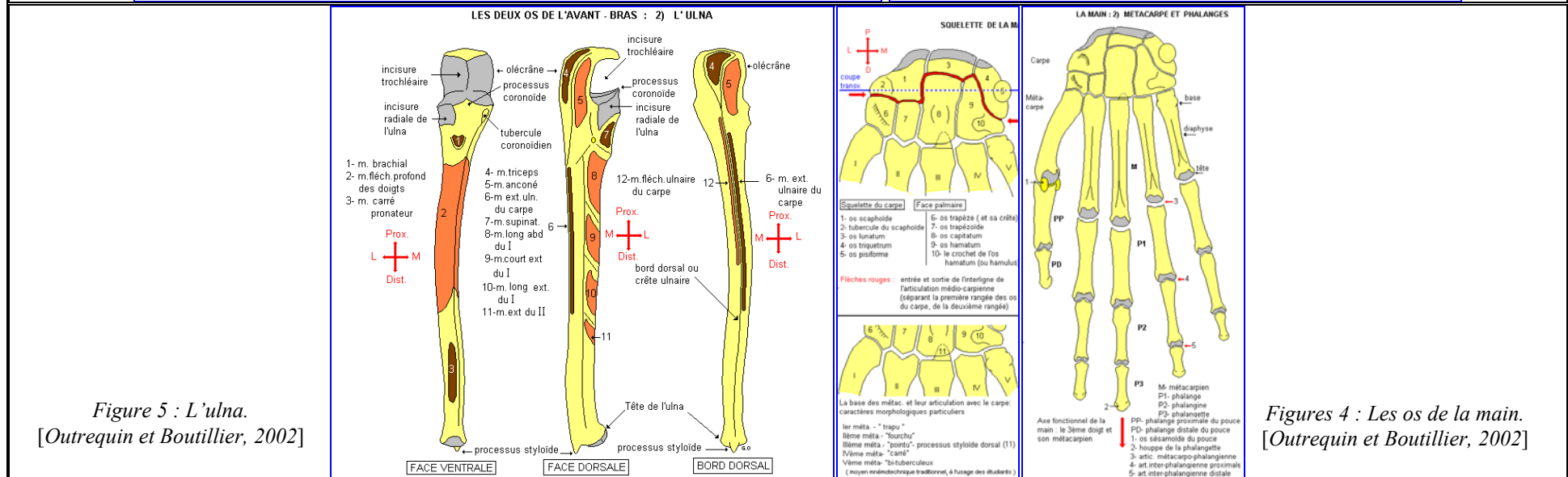
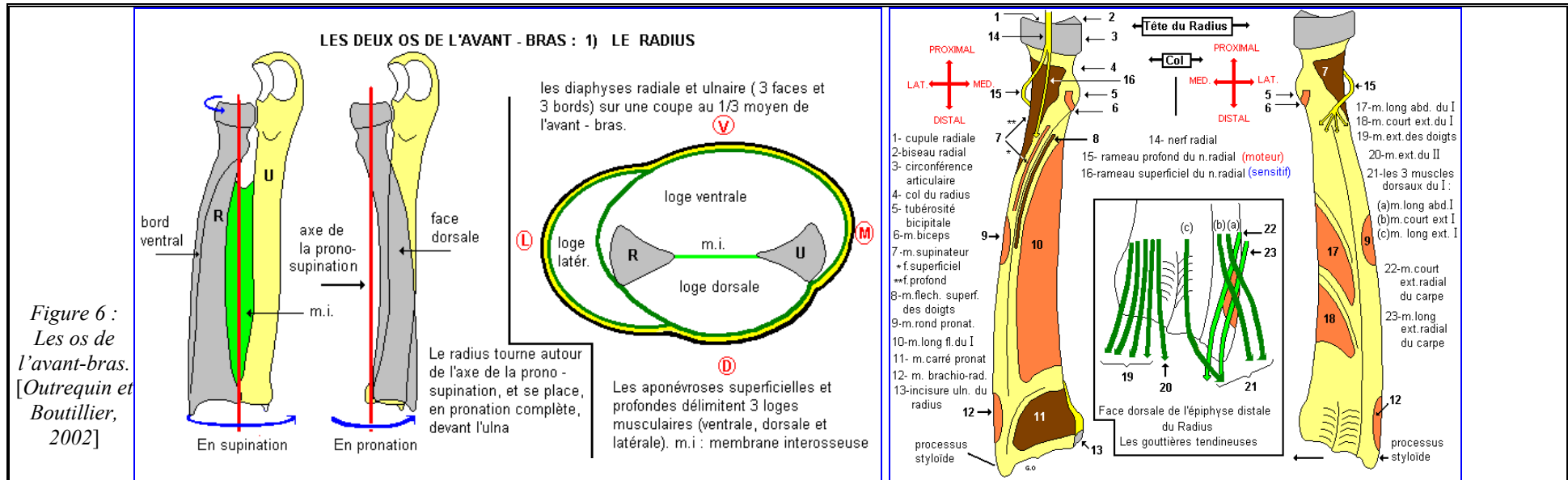
Définition	Situation	Orientation	Forme anatomique générale	Repères palpables
L'Humérus (Figures 3)				
Os pair, asymétrique qui constitue le squelette du bras. Os long, 1 diaphyse, 2 épiphyses.	Il s'articule : ➤ En haut, en dedans et en arrière avec la cavité glénoïde de la scapula par sa tête ; ➤ En bas avec l'av.-bras par l'intermédiaire de la palette humérale : – En bas et en dehors avec le radius par le capitulum huméral ; – En bas et en dedans avec l'ulna par la trochlée humérale.	La surface sphérique en haut et en dedans, le bord le plus saillant en av.	➤ Os triangulaire à la coupe au 1/3 moyen de sa diaphyse, on lui décrit 3 faces et 3 bords : ➤ Face post., face antéro-lat., face antéro-médiale ; ➤ Bord ant., bord médial, bord lat. ; ➤ Tête de 30 mm de rayon représentant 1/3 de sphère ; ➤ Angle cervico-diaphysaire de 130° ; ➤ Palette humérale déjetée de 30 à 45° vers l'av. ; ➤ Angle de rétroversion de la tête humérale de 20° par rapport à la palette humérale et angle de la tête par rapport à l'horizontale: 45°.	➤ Tubercule majeur ; ➤ Tubercule mineur ; ➤ Épicondyle lat. et médial ; ➤ Sillon inter tubéro-sitaire.
Le Radius (Figures 4)				
C'est l'os de la prono-supination. C'est l'os antéro-lat. de l'av.-bras. Os long (1 diaphyse 2 épiphyses), pair et asymétrique, il forme avec l'ulna le squelette de l'av.-bras.	Il s'articule : ➤ En haut avec le capitulum de l'humérus par la fossette articulaire radiale ; ➤ En haut et en dedans avec l'ulna par la circonférence articulaire radiale ; ➤ En bas et en dedans avec l'ulna par l'incisure ulnaire. ; ➤ En dedans avec l'ulna par la membrane interosseuse ; ➤ En bas avec le scaphoïde et le lunatum par la surface articulaire carpienne ; La circonférence articulaire radiale est aussi articulée avec le lig. annulaire.	La plus grosse extrémité vers le bas, pointe en dehors et gouttières en arrière.	Os triangulaire à la coupe au 1/3 moyen de sa diaphyse. Il possède donc 3 bords et 3 faces : ➤ face lat., face postérieure, face ant.. ➤ bords interosseux, bord ant., bord postérieur. La styloïde radiale descend 1cm plus bas que la styloïde ulnaire. <u>Rapports</u> Mouvement de prono-supination (le radius s'enroule autour de l'ulna qui reste fixe) Tendons des extenseurs, de dedans en dehors : ➤ Extenseur commun des doigts. ➤ Extenseur propre de l'index. ➤ Long extenseur propre du pouce. ➤ Long et court extenseur radiaux du carpe. ➤ Long abducteur et court extenseur du pouce.	➤ Processus styloïde ; ➤ Tête ; ➤ Bord postérieur à partir du 1/3 moyen ; ➤ Tubercule postérieur .

CHAPITRE I : INTRODUCTION

Figures 3 : L'humérus.
[Outrequin et Boutillier, 2002]



Définition	Situation	Orientation	Forme anatomique générale	Repères palpables
L'Ulna (Figures 4 & 5)				
C'est l'os postéro-médial de l'av.-bras. Os long (1 diaphyse, 2 épiphyses), pair et asymétrique, il forme avec le radius le squelette de l'av.-bras.	Il s'articule : ➢ En haut avec la trochlée de l'humérus par l'incisure trochléaire. ➢ En haut et en dehors avec le radius par l'incisure radiale. ➢ En bas et en dehors avec le radius par la circonférence articulaire ulnaire. ➢ En bas avec le lig. Triangulaire (en fibrocartilage) qui s'articule lui-même avec le carpe.	➢ Grosse extrémité en haut ; ➢ La concavité de cette extrémité en av., ➢ La pointe de la petite extrémité en dedans.	Os qui a la tête en bas. Os triangulaire à la coupe au 1/3 moyen de sa diaphyse. On lui décrit donc 3 bords et 3 faces : ➢ Face ant., face post., face médiale ; ➢ Bord interosseux, bord post., bord ant.	➢ L'olécrane ; ➢ Le processus styloïde ; ➢ Le bord post. de haut en bas ➢ <u>Rapports</u> ➢ 1- Les tendons de part et d'autre de la styloïde : ➢ En dedans : le fléchisseur ulnaire du carpe ; ➢ En dehors : extenseur ulnaire du carpe ; 2- La membrane interosseuse.
La main : Creuse à tous les niveaux, concave vers l'avant (Figures 6)				
Elle a un rôle sensitif et de préhension, formée de 27 os : ➢ Le carpe (8 os) ; ➢ Le métacarpe (5 os) ; ➢ Les phalanges (14 os). Elle peut posséder de nombreux osselets inconstants (ex. : les sésamoïdes du pouce).	➢ Les os scaphoïde et lunatum s'articulent en haut avec le radius. ➢ Le carpe s'articule en haut avec l'ulna par l'intermédiaire du disque articular.	➢ Le pouce à l'extérieur ; ➢ La concavité en av.	➢ Le carpe : 8 os pairs et asymétriques placés sur 2 rangées. Les os de la deuxième rangée sont articulés avec les métacarpiens. Tous les os du carpe sont articulés entre eux ; ➢ Les métacarpiens 2 à 5 sont triangulaires à la coupe. Les phalanges sont réniformes à la coupe ; ➢ Les métacarpiens sont articulés aux phalanges par une articulation condylienne. Les phalanges s'articulent entre elles par des articulations trochléennes. L'articulation du 1 ^{er} métacarpien est en selle : rhizarthrose.	➢ Le scaphoïde dans le fond de la tabatière anatomique ; ➢ Le pisiforme ; ➢ Les métacarpiens ; ➢ Les phalanges. <u>Rapports</u> Le réticulum des fléchisseurs qui délimite le canal carpien.



ANNEXE II : MUSCLES DU MEMBRE SUPÉRIEUR ET DU TRONC

Les muscles du membre supérieur				
[Schémas d'après Outrequin et Bouillier, 2002 www.anatomie-humaine.com]				
Muscle	Insertion	Terminaison	Trajet	Fonction
La région de l'épaule (Figures II.7 & Figures II.8)				
Groupe musculaire antérieur de l'épaule: plan profond				
Subclavius <i>ou sous clavier</i>	1 ^{ère} côte et cartilage sterno-costal.	Partie moyenne de la face inf. de la clavicule.	Descend vers le bas, l'av. et le dedans	Inspirateur profond (soulève 1 ^{ère} côte) abaisse moignon de l'épaule
Pectoralis minor	Bord ant. du processus coracoïde de la scapula.	Face ant. des côtes 3 à 5 (3 languettes distinctes).	Oblique vers le bas, l'av. et le dedans	➤ Abaisse le moignon de l'épaule ➤ Inspirateur profond
Groupe musculaire antérieur de l'épaule: plan superficiel				
Pectoralis major <i>C'est le grand muscle ant. de la poitrine. Il est en éventail</i>	➤ Chef claviculaire : clavicule (2/3 médial) ; ➤ Chef manubrial: manubrium sternal (ant.) ; ➤ Chef corporel : cartilages costaux 2 à 6 ➤ Chef chondrocostal ; ➤ Chef abdominal : droit de l'abdomen: gaine.	Lèvre ext. de la coulisse bicipitale de l'humérus sous le deltoïdeus	En forme de J inversé. Emballé par une aponévrose superficielle.	➤ Adducteur du bras ; ➤ Antépulseur (fléchisseur du bras) ; ➤ Rotateur interne de l'épaule (médiale) ; ➤ Inspirateur profond ; ➤ Muscle du grimper avec le latissimus dorsi.
Groupe musculaire interne				
Serratus anerior	Bord spinal de la scapula.	Côtes 1 à 10		Antépulseur de l'épaule, fixateur de la scapula.
Groupe musculaire postérieur				
Subscapularis <i>ou sub-scapulaire</i>	Fosse subscapularis (face ant.).	Tendineuse sur le trochin de l'humérus	Il est séparé de l'articulation par une bourse synoviale	➤ Adducteur et rotateur interne du bras ; ➤ Double la capsule (lig. actif de l'art.)
Supraspinatus <i>ou supra-épineux</i>	Fosse sus épineuse postérieure de la scapula.	Pôle sup. du grand trochiter	Vers le dehors, horizontal, il passe sous le lig. acromio-coracoïdien. Arrive au-dessus de l'art de l'épaule et colle à la face sup. de la capsule.	➤ Est le starter de l'abduction de l'épaule ➤ Indissociable de la capsule (lig actif). Pathologie : ➤ Lors d'inflammation sa rupture entraîne la rupture de la coiffe et une impossibilité d'abduction ; ➤ C'est le 1 ^{er} muscle à se rompre car colle à la capsule.
Infraspinatus <i>ou infra-épineux</i>	Fosse sous épineuse de la scapula.	Face postérieure du Trochiter	Vers le haut et le dehors. Son tendon glisse sur la face post. de l'épaule dont il est séparé par la bourse synoviale.	➤ Adducteur du bras ; ➤ Rotateur ext. du bras (lig. actif).
Teres major <i>ou grand rond</i>	Fosse infra épineuse, le long de la moitié inf. du bord lat., sous le teres minor.	La lèvre interne de la coulisse bicipitale	Parallèle au teres minor ; vers le haut et le dehors	➤ Adducteur du bras ➤ Rotateur interne du bras
Teres minor <i>ou petit rond</i>	Fosse infra épineuse, le long de la moitié sup. du bord lat.	Face postéro-inf. du Grand trochiter (tendon)	Parallèle à l'infraspinatus ; oblique vers le haut et le dehors, séparé de la capsule par une bourse synoviale	➤ Rotateur ext. du bras (lig actif) ; ➤ Adducteur du bras.
Latissimus dorsi <i>ou grand dorsal</i>	Glisse dans le creux axillaire en se vrillant et se termine dans le fond de la coulisse bicipitale de la face ant. de l'humérus.	➤ Aponévrose des muscles de VTh7 au coccyx compris ; ➤ Crête iliaque ; ➤ Apophyses épineuses des vertèbres lombaires et thoraciques (VTh6) ; ➤ Angle inf. de la scapula.	Se dirige vers le dehors appelé muscle providence ou béquille du paraplégique car permet d'appuyer sur les bras et de soulever le tronc quand on est assis	➤ Adducteur du bras ; ➤ Rétropulseur du bras (extenseur) ; ➤ Rotateur interne du bras ; ➤ Inclinateur homo-lat. du tronc (1 côté) ; ➤ Augmente la lordose lombaire (2 côtés) ; ➤ Muscle du grimper avec le pectoralis major ; ➤ Sert à faire croiser les bras dans le dos.

ANNEXES

Muscle	Insertion	Terminaison	Trajet	Fonction
Trapezius	Chef cervical ou claviculaire ou sup.	Ligne courbe et proéminence occipitales (crâne) et sur les sommets des vertèbres sup. jusqu'à VC5 par le biais d'un triangle aponévrotique	Bord postérieur de la clavicule : 1/3 ext.	- Soulève le moignon de l'épaule ; - Fait pencher latéralement la tête ; - Extension de la tête et rotation ;
	Chef acromial ou thoracique sup.	triangle aponévrotique tendu de VC7 à VTh3 (aponévrose sur les processus épineux)	Face sup. de l'acromion	- Rapproche la scapula de la ligne médiane ; - Incline le rachis.
	Chef inférieur ou thoracique inf.	triangle aponévrotique tendu jusqu'à VTh10 (aponévrose sur les processus épineux)	Epine de la scapula et tubercule du muscle trapezius (bord cranial et partie du caudal de l'épine)	Mouvement de sonnette : (permet de mener l'abduction du bras à 180°) & déviation du rachis
Groupe musculaire externe				
Deltoïdeus	- Epine scapulaire - Chef claviculaire : 1/3 ant. de la clavicule - Chef acromial : partie supéro-lat de l'acromion ; - Chef spinal : épine de la scapula : bord post	1/3 sup. du bord ant. et de la face lat. en forme de V sur l'humérus	Donne le galbe arrondi de l'épaule. Séparé de la partie profonde de l'épaule par la bourse synoviale. Est contenu avec le pectoralis major dans une aponévrose	- Abducteur du bras/thorax (chef claviculaire & acromial) - Antépulseur bras/épaule (chef claviculaire) ; - Rétropulseur bras/épaule (chef épineux) ; - Rotateur ext. (chef épineux) et int. (chef claviculaire).
Figure 7: Région delto-pectorale. Figure 8: Région rétro-scapulaire. Figure 9: Loge ventrale du bras. Figure 10: Loge dorsale du bras.				
Les muscles du bras (Figure II.9, Figure II.10 & Figure II.11)				
Groupe musculaire antérieur du bras: plan profond				
Coracobrachialis <i>muscle mono-articulaire de la ceinture scapulaire</i>	Commune avec la courte portion du biceps et le petit pectoral à la partie médiale du processus coracoïde.	1/3 sup. de la face antéro-médiale de l'humérus. Est perforé par le nerf musculo-cutané (Cassérius).	De l'apophyse coracoïde à la partie ant. de l'humérus, descend obliquement vers le bas, le dehors et l'av.	- Adducteur et fléchisseur du bras ; - Évite la sub-luxation de la tête humérale en cas de port de charges lourdes ; - Pivote le moignon de l'épaule (barres fixes).

Muscle		Insertion	Terminaison	Trajet	Fonction
Brachialis <i>mono articulaire, large et puissant</i>		2/3 inf. des faces lat. et médiale de l'humérus, face ant. des septum médial et lat. du bras	Tendon puissant sur le tubercule brachial de l'ulna (ou sous coronoïdien)	Tendu de l'humérus à l'ulna se dirige vers l'av. du coude, verticalement vers le bas	➤ Fléchisseur puissant av.-bras/bras & inversement ; ➤ Lig. actifs de l'articulation du coude ; <u>Clinique</u> : bursite : inflammation de la bourse sous tendineuse. ➤ Ostéome : calcification de la bourse.
Groupe musculaire antérieur du bras: plan superficiel					
Biceps brachii <i>Bi- articulaire, 2 chefs : longue et courte portion. Forme le galbe de la face ant. du bras</i>		Longue portion : tubercule supra glénoïdien, tendon intra capsulaire, extra synovial Courte portion : pointe de l'apophyse coracoïde de la scapula : tendon commun au coraco-brachial.	Par un tendon puissant sur la face post. de la tubérosité bicipitale du radius et expansion aponévrotique au niveau du pli du coude vers le fascia antibrachial. Quelques fibres pour l'aponévrose anté-brachiale qui plaquent au passage les muscles épitrochléens	Tendu de la scapula au radius. Longue portion : glisse dans la gouttière bicipitale de l'humérus plaqué contre celle ci par le lig. huméral transverse et fusionne avec les fibres de la courte portion Courte portion : verticale, vers le bas	➤ Flexion bras/thorax, flexion av-bras/bras & inversement. Supinateur. ➤ Muscle du porter à la bouche. Forme une Bretelle anti-luxation ant. pour l'humérus. <u>Clinique</u> ➤ Périarthrite scapulo-humérale, peut entraîner la rupture du tendon de la longue portion.
Groupe musculaire postérieur du bras					
Triceps brachii	longue portion	tubercule infra glénoïdal	Olécrane (Bi-articulaire)	Tendu entre la scapula, l'humérus et l'ulna. Les 3 chefs se regroupent pour former un tendon commun qui passe à la face post. du coude.	➤ Extenseur de l'av.-bras/bras et du bras/av.-bras. Rétropulsion du bras/épaule. ➤ Rôle de bretelle anti-luxante post. pour l'humérus.
	chef latéral	De la face post. du col chirurgical à la gouttière humérale de torsion (arcade fibreuse entre les 2)	Face post de l'olécrane		
	chef médial	Fibre sur septum médial et sur la face post. sous le sillon du nerf radial.	Olécrane		

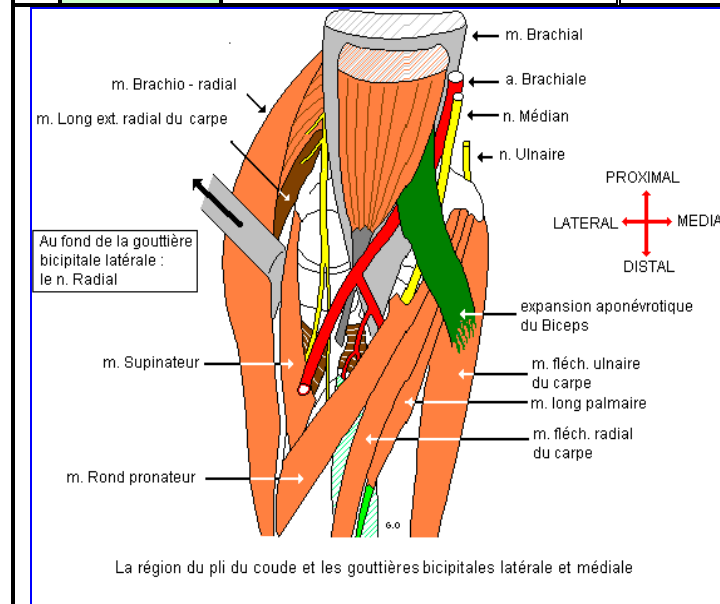


Figure 11 : Région du pli du coude.

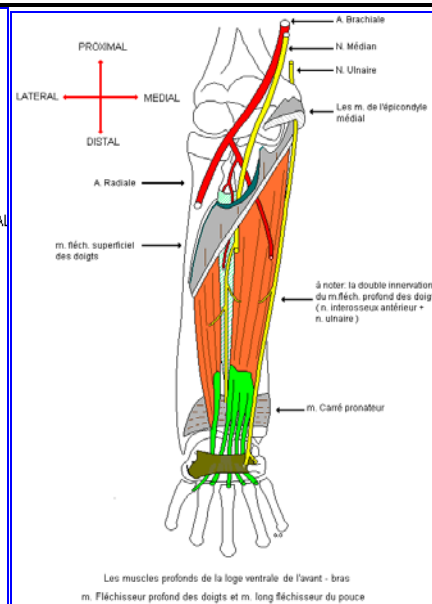


Figure 12 : Loge ventrale de l'avant-bras.

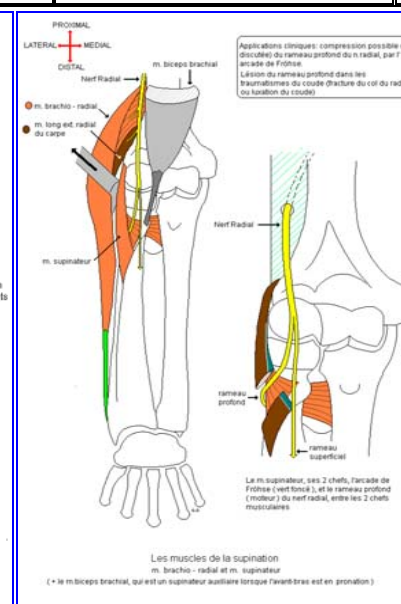


Figure 13 : Muscles de supination

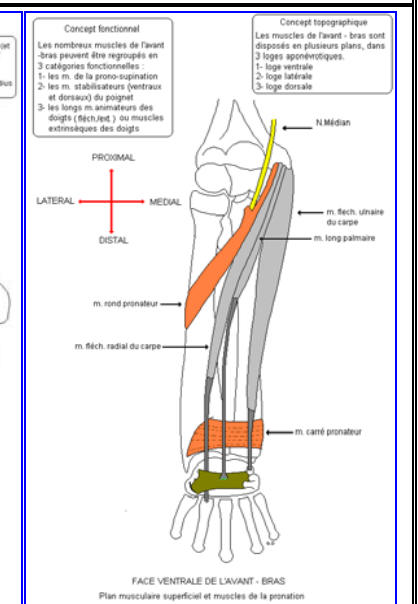


Figure 14 : Face ventrale de l'avant-bras

ANNEXES

Muscle	Insertion	Terminaison	Trajet	Fonction
Les muscles de l'avant-bras (Figure II.10, Figure II.11, Figure II.12, Figure II.13, Figure II.14)				
Loge antérieure : plan profond				
Pronateur quadratus	Quart inf. de la face ant. de l'ulna.	Quart inf. du bord de la face ant. du radius.		Le plus puissant des pronateur.
Flexor digitorum profundus	2/3 antéro-sup. de l'ulna ; 1/3 int. de la membrane interosseuse ; Accessoirement sur la tubérosité bicipitale.	Par 4 tendons : s'insère sur la troisième phalange 2 à 5 des doigts.		Fléchit chaque segment sur le précédent (jusqu'à la mains/av.-bras).
Flexor pollicis longus	3/4 de la face ant. du radius ; 1/3 antéro-ext. de la membrane interosseuse.	Face palmaire de la base de la phalange distale du pouce.		➤ Fléchisseur de la dernière phalange sur la 1 ^{ère} et 1 ^{ère} phalange sur le 1 ^{er} métacarpe ; ➤ Il verrouille la prise.
Lombrireaux	Voir plus bas			
Loge antérieure : plan moyen				
Flexor digitorum superficialis	Épicondyle médial de l'humérus et apophyse coronoïde de l'ulna ; 1/2 antéro-sup. du radius et arcade fibreuse qui relie ces 2 insertions.	Par un tendon à 2 languettes en forme de boutonnière sur la 2 ^{ème} phalange. Est perforée par le tendon du fléchisseur profond des doigts (tendon à trajet sup. pour 3 & 4 et inf. pour 2 & 5).		Fléchit chaque segment sur le précédent (jusque mains/av-bras).
Loge antérieure : plan superficiel, muscles épitrochléens				
Pronator teres	Chef huméral: épitrochlée de l'humérus ; Chef ulnaire: apophyse coronoïde de l'ulna..	1/3 moyen de la face lat. du radius.		Pronateur et fléchisseur
Flexor carpi radialis ou grand palmaire	Épitrochlée de l'humérus.	Base de la face ant du 2 ^{ème} métacarpien et expansion vers le 3 ^{ème} .		➤ Fléchisseur de la main ; ➤ Abducteur de la main (inclinateur radial).
Flexor carpi ou long ou petit palmaire	Épitrochlée de l'humérus.	S'insère par 4 languettes dans l'aponévrose palmaire moyenne.		➤ Tenseur de l'aponévrose palmaire ; ➤ Fléchisseur de la main dans l'axe du bras.
Flexor carpi ulnaris ou fléchisseur ulnaire du carpe ou cubital antérieur	Chef huméral: épicondyle médiale de l'humérus ; Chef ulnaire: olécrane, 2/3 sup. du bord post de l'ulna ; 2 inserts unis par 1 arcade fibreuse.	Os pisiforme, hamatum et son hamulus, 5 ^{ème} métacarpe.		➤ Fléchisseur et adducteur de la main (= inclinaison ulnaire) ; ➤ Il accompagne le mouvement de prise en force.
Loge externe				
Supinator (2 chefs)	Épicondyle lat. de l'humérus, lig. collatéral radial moyen, fosse supinatrice, crête du supinateur de l'ulna.	Faisceau sup.: partie sup. du bord ant. du radius ; Faisceau profond : Face postéro-lat. du col du radius derrière le chef sup.		Supinateur.
Extensor carpi radialis brevis	Épicondyle lat. de l'humérus, face ant.	Face dorsale de la base du 3 ^{ème} métacarpe.		Extenseur et abducteur de la main
Extensor carpi radialis longus	Épicondyle lat. de l'humérus, face ant.	Face dorsale de la base du 2 ^{ème} métacarpe.		Extenseur et abducteur de la main.
Brachioradialis	1/4 inf. du bord lat. de l'humérus	Face lat. de l'apophyse styloïde du radius.		➤ Flexion du bras/av.-bras ; ➤ Ramène le bras en position de fonction ; ➤ Travail aux barres fixes (athlètes).
Loge postérieure : plan profond				
Abductor pollicis longus	Face post de l'ulna et du radius et membrane interosseuse adjacente.	Base du 1 ^{er} métacarpe (face dorsale).		Abducteur et extenseur du pouce ; ouvre la 1 ^{ère} commissure inter digitale et permet de saisir.
Extensor pollicis brevis	Idem mais sous le long abducteur.	Face dorsale de la 1 ^{ère} phalange du pouce.		Extenseur et abducteur de la colonne du pouce.
Extensor pollicis longus	Idem sauf radius, sous le court extenseur.	Extrémité sup. de la face post de la 2 ^{ème} phalange du pouce.		Etend 2/1 et 1/métacarpe et métacarpe/carpe.

ANNEXES

Muscle	Insertion	Terminaison	Trajet	Fonction
Extensor indicis	Idem sauf radius, sous long extenseur	Fusionne avec tendon ext. commun des doigts		Extenseur de l'index
Loge postérieure : plan superficiel				
Extensor digitorum communis	Face post de l'épicondyle lat. de l'humérus.	Base & face dorsale de la 1 ^{ère} phalange, se divise en 3 languettes: La 1 ^{ère} se fixe face post extrémité sup. de la 2 ^{ème} phalange. La 2 ^{ème} & 3 ^{ème} se réunissent à la face dorsale de la 3 ^{ème} phalange et s'insèrent sur l'extrémité sup. de la 3 ^{ème} .		Étend : 2 ^{ème} & 3 ^{ème} phalanges/ 1 ^{ère} Étend 1 ^{ère} phalange/métacarpe (quand 2 ^{ème} & 3 ^{ème} phalange fléchies) & métacarpe/av.-bras.
Extensor digiti minimi	Épicondyle lat. de l'humérus.	S'unit au voisinage du 5 ^{ème} métacarpe au tendon de l'extenseur commun.		Action complémentaire à celle de l'extenseur commun du 5 ^{ème} doigt.
Extensor carpi ulnaris	Épicondyle lat. de l'humérus, dos de l'ulna.	Face dorsale de la base du 5 ^{ème} métacarpe.		Extenseur et adducteur de la main.
Anconeus	Face post de l'épicondyle lat. de l'humérus.	Face lat. et post de l'olécrane, 1/4 sup. du bord post de l'ulna.		Extenseur de l'av.-bras.
Les muscles de la main				
Groupe moyen				
Interossei dorsales	Face lat. des métacarpiens adjacents.	Extrémité sup. de la 1 ^{ère} phalange, large expansion fibreuse sur le tendon de l'extenseur.		Fléchissent la 1 ^{ère} phalange et étendent les autres ; Écartent les doigts sur lesquels ils s'attachent.
Interossei palmaris	1 ^{er} : base du 1 ^{er} et 2 ^{ème} métatarse et trapèze ; 2 ^{ème} à 4 ^{ème} : sur la 1/2 ant. de la face lat. du métatarse le plus éloigné de l'axe de la main.	Base de la 1 ^{ère} phalange qui répond au méta d'insertion du muscle, 2 ^{ème} insertion identique aux dorsaux.		Idem mais ils rapprochent les doigts de l'axe de la main.
Lombricales	1 ^{er} et 2 ^{ème} : bord ext. du tendon du fléchisseur profond ; 3 ^{ème} et 4 ^{ème} : bord lat. des 2 tendons adjacents.	Sa languette s'unit avec celle de l'interosseux. Tous deux se terminent sur le bord ext. du tendon extenseur.		Fléchissent la 1 ^{ère} phalange et étendent les 2 autres.
Groupe des muscles de l'éminence thénar				
Adductor pollicis	Chef oblique: trapézoïde, grand os, (trapèze) ; Chef transverse: base et corps des métacarpe 2 & 3.	Par un tendon sur l'os sésamoïde ; Sur la base de la phalange proximale du pouce, côté médial.		Adducteur du pouce: ferme la 1 ^{ère} commissure
Flexor pollicis brevis	Faisceau sup.: trapèze et trapézoïde ; Faisceau profond: trapézoïde et grand os.	Extrémité sup. de la 1 ^{ère} phalange : coté lat.		Fléchisseur et adducteur.
Opponens pollicis	Tubercule du trapèze et rénitaculum.	Bord lat. du 1 ^{er} métacarpe.		Amène le pouce en opposition des autres doigts
Abductor pollicis brevis	Tubercule du scaphoïde ; Rénitaculum des fléchisseurs ; Expansion fibreuse du long abducteur.	Bord lat. de la 1 ^{ère} phalange, extrémité sup.		Abducteur & rotateur médial du pouce pour l'opposition avec les autres doigts ; Important dans les prises avec force.
Groupe des muscles de l'éminence hypothénar				
Opponens digiti minimi	Apophyse unciforme de l'os crochu ; Rénitaculum des fléchisseurs	Bord médial du 5 ^{ème} métacarpe.		Oppose le 5 ^{ème} doigt au pouce (en théorie car atrophié)
Flexor digiti minimi brevis	Idem mais au-dessus + piriforme.	Extrémité sup. de la 1 ^{ère} phalange côté médial.		Fléchisseur.
Abductor digiti minimi	Os pisiforme et rénitaculum des fléchisseurs.	Idem		Fléchisseur et adducteur.
Plamaris brevis	Bord médial de l'aponévrose palmaire.	Face profonde de la peau de la région hypothénarienne.		Tend la peau de l'éminence hypothénar.
Les muscles du tronc (Figure II.15, Figure II.16, Figure II.17)				
Trapezius	Est un muscle actionneur de l'épaule (Voir les muscles de la région de l'épaule)			
Serratus anterior ou dentelé antérieur ou grand dentelé	De l'angle sup. à l'angle inf. du bord médial de la scapula.	Digitation des côtes 1 à 9 (1 et 2 reliés par une arcade fibreuse) ; Formant des dents de scie.		Fixe la scapula contre le thorax : agit avec le rhomboïde et le trapezius. Abd. Puissant de la scapula Pathologie: scapula alata (scapula décollée).

ANNEXES

Muscle	Insertion	Terminaison	Trajet	Fonction
Rectus abdominis	5 ^{ème} côte: côte et cartilage costal, 6 ^{ème} côte : cartilage costal, 7 ^{ème} côte: cartilage costal et processus xiphoïde.	Entre le tubercule et la symphyse pubienne.		➤ Flexion du thorax/bassin et inversement.
External oblique	Face ext. des 5-6 ^{ème} à 12 ^{ème} côtes.	Crête iliaque (charnue) ; Pubis (2 piliers) : par une aponévrose qui entoure le lig. Inguinal ; Le fascia iliaque.		Quand tous les obliques tirent : ➤ Flexion du tronc/bassin ; ➤ Rotateur alternatif gauche droite du tronc.
Internal oblique	Ligne intermédiaire de la crête iliaque ; Fascia thoraco-lombal, 2/3 lat. du lig. inguinal.	Bord inf. des 3 dernières côtes ; Ligne blanche: le tendon entre dans la constitution de la gaine.		➤ Tire dans le sens de l'oblique interne.
Transversus abdominis	Face int. des 6 ou 7 dernières côtes (jonction chondro-costale) ; Fascia thoraco-lombale sur les processus costiformes des vertèbres lombaires ; Crête iliaque (lèvre int.), 1/3 lat. lig. inguinal.	2/3 sup. : lame post de la gaine du droit de l'abdomen ; 1/3 inf. : lame ant.		➤ Sangle abdominale : fait rentrer le ventre. En particulier, empêche le ventre de sortir quand le diaphragme inspire. Il forme avec celui-ci un couple antagoniste: diaphragme = inspireur, transverse = expirateur.
Pyramidalis	Au devant du muscle droit de l'abdomen.	Ligne blanche, cranialement à la symphyse pubienne.		Tenseur de la ligne blanche.
Quadratus lumborum	Lèvre interne de la crête iliaque, lig ilio-lombal	Côté médial de la 12 ^{ème} cote, pro costiforme de VL1 à VL4.		Fléchit la colonne vertébrale latéralement.
Cremaster	Émerge à la partie caudale des muscles OI et Tabdo	Accompagne le cordon spermatique jusqu'au testicule.		Attire le testicule et ses enveloppes en haut.

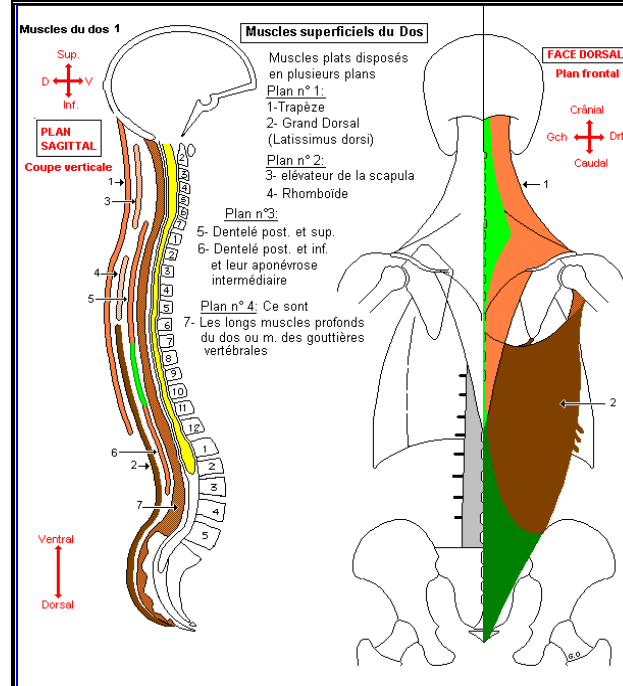


Figure 15 : Muscles superficiels du dos.

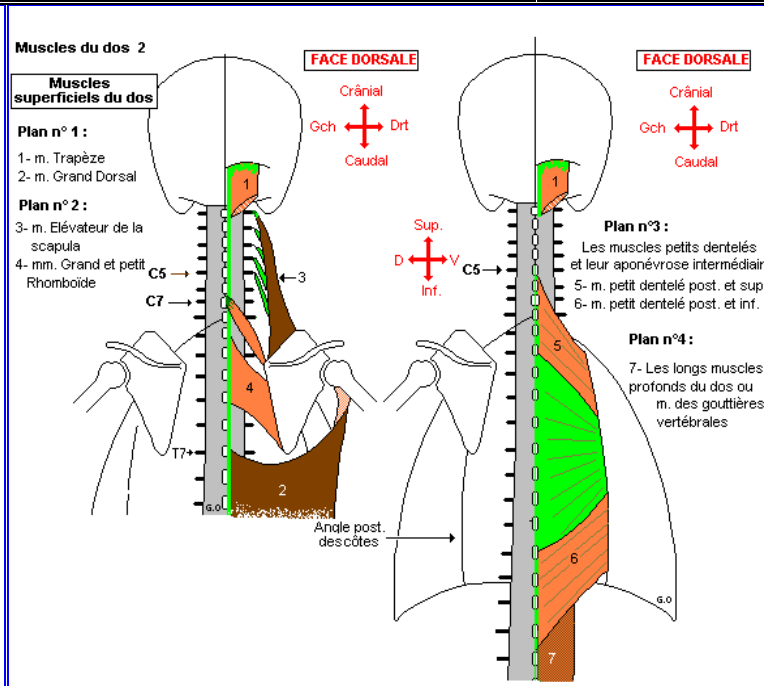


Figure 16 : Muscles superficiels du dos.

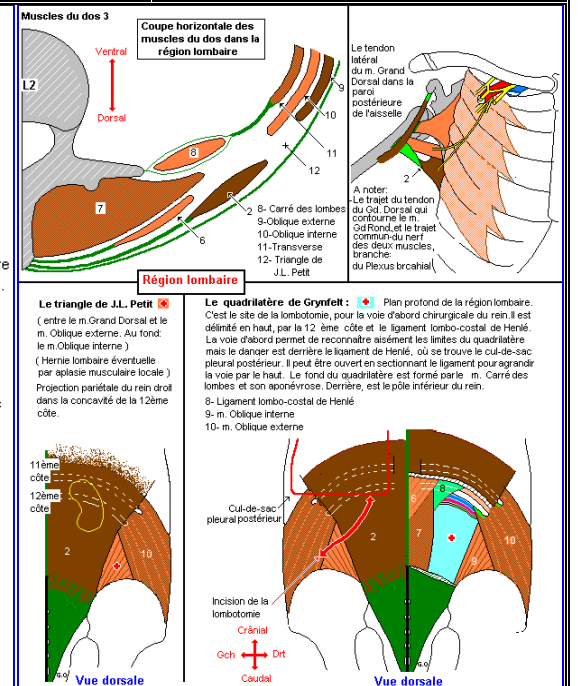


Figure 17 : Muscles de la région lombaire.

ANNEXE III : LE GONIOMÈTRE FASTRAK®

III.A UNITÉ DE SYSTÈME ÉLECTRONIQUE (S.E.U.)

Petite unité pouvant être reliée à un ordinateur par l'intermédiaire d'un câble série RS-232 et aux divers capteurs.

III.B BOUTON DE SÉLECTION DES RÉCEPTEURS RCVR

Chaque capteur est relié à la S.E.U grâce à un connecteur femelle à 15 broches de type « D ». Les capteurs sont numérotés de 1 à 4. On peut indifféremment connecter de 1 à 4 capteurs. Pour mettre en marche un capteur particulier, il faut veiller à placer le bouton correspondant (RCVR select switch) situé sur la face avant de la S.E.U en position basse.

Remarque : Le stylo ne doit être connecté que sur le port d'entrée 1. À défaut, les données obtenues seront erronées.

III.C INDICATEUR DE PUISSANCE (POWER INDICATOR)

Une L.E.D. de couleur verte sur la face avant de la S.E.U. indique si le boîtier est sous tension ou pas. Lors du branchement de l'appareil ou à sa réinitialisation (Clignotement de la L.E.D.), 10 secondes d'attente sont indispensables afin de permettre à la S.E.U. de se configurer correctement. Aucune mesure ne doit être lancée durant cette période d'initialisation sous peine de n'avoir aucun enregistrement sinon des données erronées.

III.D BOUTON DE SÉLECTION E/S (I/O SELECT SWITCH)

Sur la face arrière de la S.E.U. se trouve un connecteur constitué de 8 petits interrupteurs. Chaque interrupteur a une fonction bien précise définie dans le livret fourni avec le FASTRAK. Les diverses positions seront lues lors de l'initialisation de la S.E.U., les réglages devront donc être effectués hors tension.

ANNEXE VI : LES COMMANDES DU FASTRAK®

IV.A. EEPROM

Une EEPROM (Electrically Erasable Programmable Read Only Memory) est une mémoire qui peut être altérée par le système et dont les données ne sont pas perdues lorsque l'on coupe le courant. Toutes les variables du système qui y sont stockées sont assignées à leur valeur « utilisateur par défaut » (valeurs assignées lors de la sortie d'usine) aussi bien lors de l'allumage que lors d'une remise à zéro standard du système. Ces dernières peuvent être réassignées aux valeurs d'usine en utilisant la commande W. Pour enregistrer les changements opérés en nouvelles valeurs par défaut, il faut utiliser la commande SAVE MACHINE STATE (^K).

IV.B. COMMANDE SAVE MACHINE STATE

Syntaxe : ^K

Classe : standard

Conséquence : Cette commande enregistre l'état actuel des paramètres de configuration du système dans la mémoire EEPROM. Il se peut qu'il y ait une petite pause de plusieurs secondes, temps pour que le système exécute cette commande.

IV.B. COMMANDE REINITIALIZE SYSTEM

Syntaxe : ^Y

Classe : Standard

Conséquence : Cette commande réinitialise entièrement le système à l'état de démarrage de l'appareil. L'utilisateur doit attendre un temps minimum (environ 5 secondes) pour que le système exécute l'initialisation et un test interne.

IV.C. COMMANDE RESET SYSTEM DEFAULTS

Syntaxe : W

Classe : configuration

Conséquence : Cette commande remet toutes les grandeurs à leurs valeurs d'usine. L'utilisation de la commande W nécessite l'application successive des commandes ^K pour figer les valeurs dans l'EEPROM et ^Y pour réinitialiser le goniomètre.

Note : cette commande ne doit être utilisée qu'après consultation du fournisseur.

IV.D. COMMANDE HEMISPHERE OF OPERATION

Description : En raison de la symétrie du champ magnétique généré par le transmetteur, il existe deux solutions mathématiques pour les données reçues par le récepteur. Seulement la moitié de la sphère de mesure totale entourant le transmetteur est utilisable à chaque fois sans avoir d'ambiguïté sur les mesures en X, Y, et Z. Cette demi-sphère est référencée comme hémisphère en cours. L'hémisphère choisie est définie par un vecteur LOS (Line-of-sight ou ligne de visée) depuis le transmetteur jusqu'au point au zénith de l'hémisphère, et est spécifiée par les cosinus LOS de direction.

Défaut : La référence du transmetteur est donnée par défaut par l'axe X.

Syntaxe : Hstation,[p1],[p2],[p3]<>

Classe : configuration

Conséquence : L'hémisphère opérationnel pour une situation particulière est établie par cette commande. Les paramètres sont :

- ↳ Station : le numéro de la station à qui l'hémisphère opérationnel doit être fixée ;
- ↳ p1 : composante X du vecteur pointant en direction de l'hémisphère opérationnel ;
- ↳ p2 : composante Y du vecteur pointant en direction de l'hémisphère opérationnel ;
- ↳ p3 : composante Z du vecteur pointant en direction de l'hémisphère opérationnel ;
- ↳ La valeur par défaut est 1,0,0 ;
- ↳ Dans le cadre de notre étude, les 4 capteurs doivent être à 0,0,0,0.

On doit donc procéder, en cas de dysfonctionnement des capteurs, à une reprogrammation de ces derniers en tapant successivement les commandes suivantes :

H1,0,0,0	H2,0,0,0	H3,0,0,0	H4,0,0,0
----------	----------	----------	----------

IV.F. COMMANDE ENABLE ASCII OUTPUT FORMAT

Syntaxe : F

Classe : configuration

Conséquence : Quand cette commande est active, toutes les données transmises au travers du port sériel sont au format ASCII. Par défaut, elle est active.

IV.G. COMMANDE ENABLE BINARY OUTPUT FORMAT

Syntaxe : f

Classe : configuration

Conséquence : Quand cette commande est active, toutes les données transmises au travers du port sériel sont au format binaire.

IV.H. COMMANDE CONTINUOUS PRINT OUTPUT

Syntaxe : C

Classe : configuration

Conséquence : Cette commande active le mode de transmission continue des données. Par défaut, cette commande est désactivée.

IV.I. COMMANDE DISABLE CONTINUOUS PRINTING

Syntaxe : c

Classe : configuration

Conséquence : Cette commande désactive le mode de transmission continue des données. Par défaut, cette commande est activée.

IV.J. COMMANDE SINGLE RECORD TRANSMISSION

Syntaxe : P

Classe : standard

Conséquence : lorsque l'appareil se trouve en mode de transmission non-continue, cette commande demande à ce qu'une coordonnée soit transmise à l'ordinateur hôte. S'il y a plus d'un capteur connecté, une coordonnée de chacun d'entre eux est transmise.

IV.K. COMMANDE SET UNIT INCHES

Syntaxe : U

Classe : standard, configuration

Conséquence : les coordonnées sont transmises en pouces. Par défaut, la transmission des données se fait en pouces.

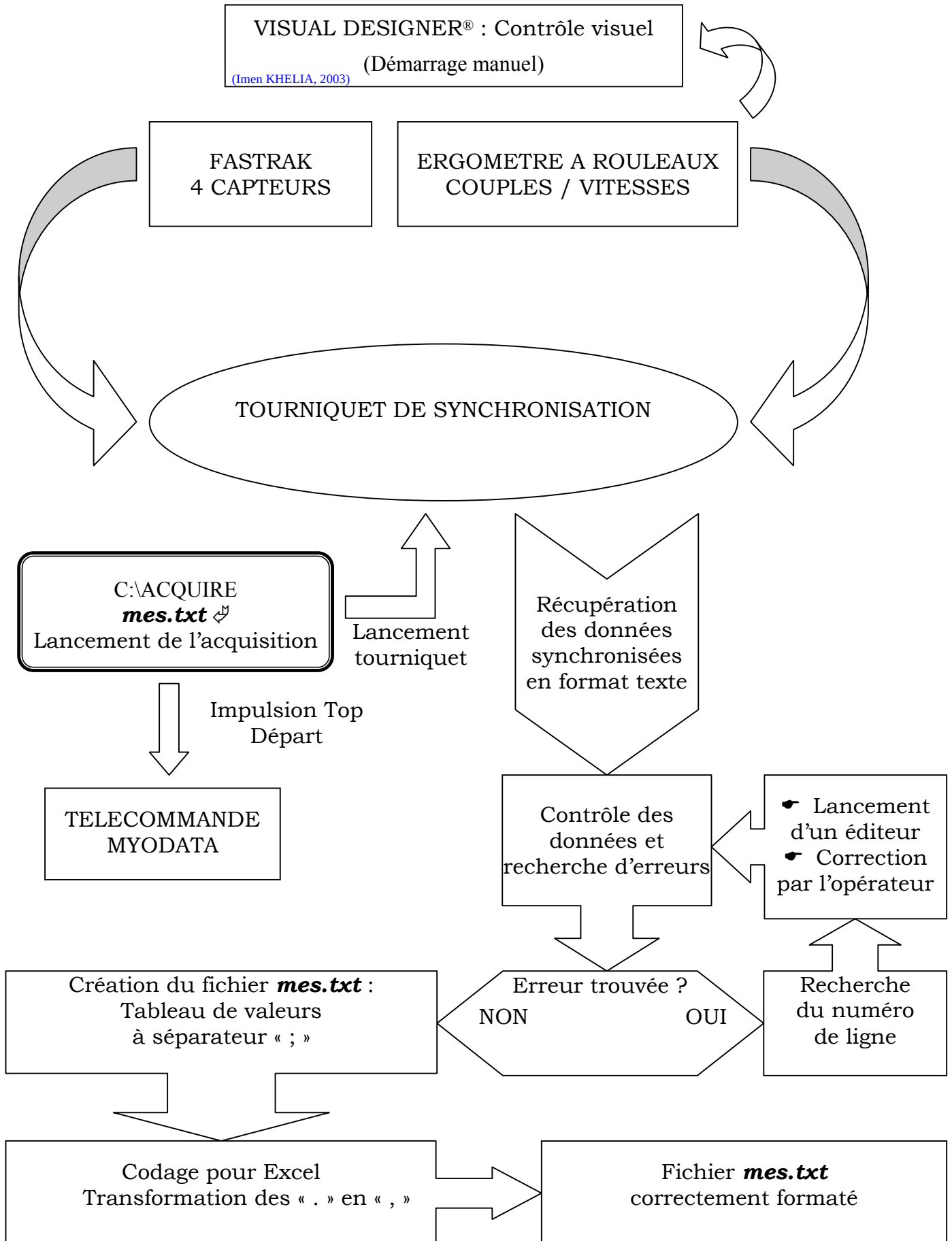
IV.L. COMMANDE METRIC CONVERSION UNITS

Syntaxe : u

Classe : standard, configuration

Conséquence : les coordonnées sont transmises en centimètres. Par défaut, la transmission des données se fait en pouces.

ANNEXE V : FONCTIONNEMENT DU PROGRAMME « Acquire »



ANNEXE VII : LE PROGRAMME « CMC » VISUAL DESIGNER®

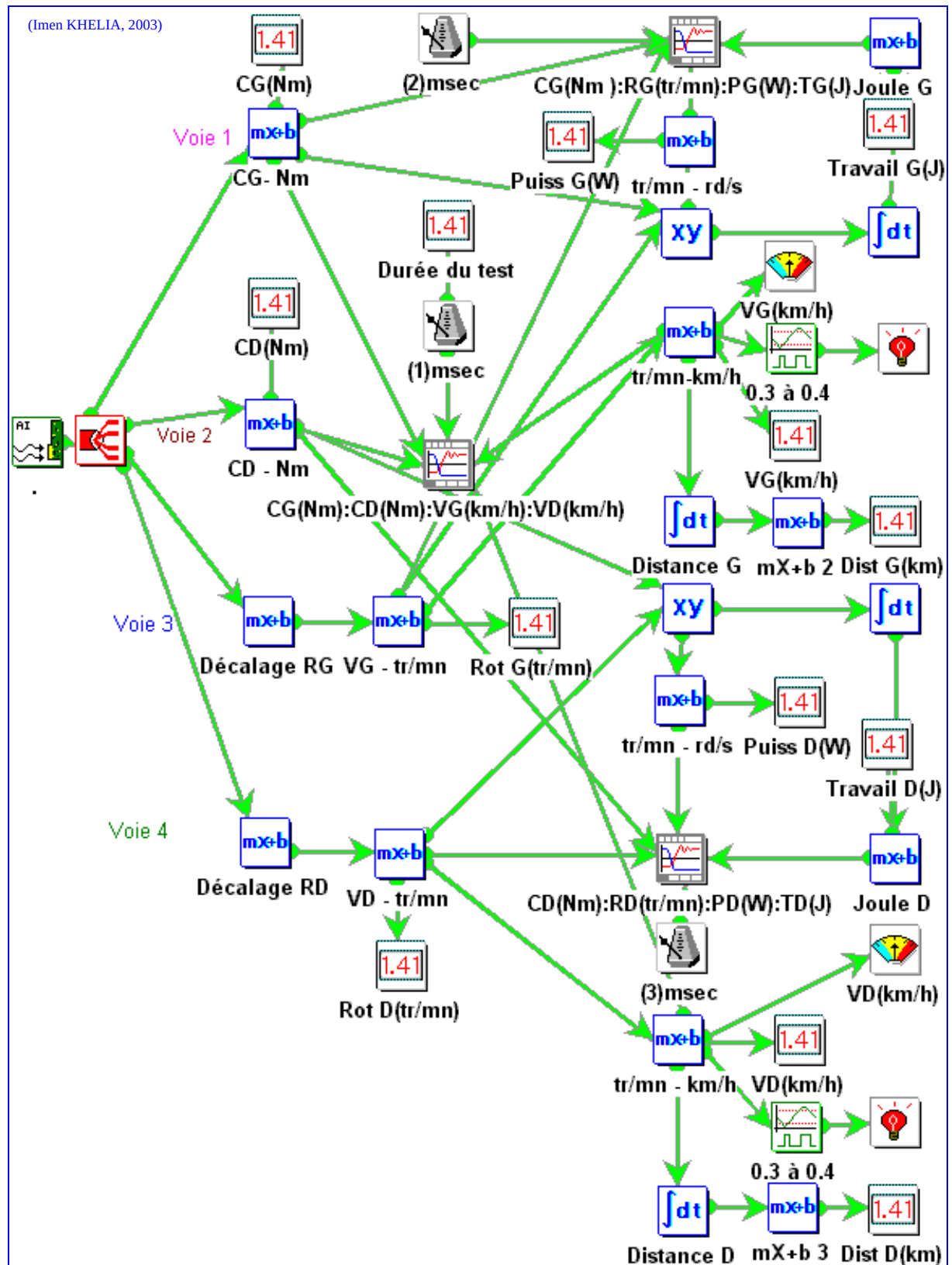
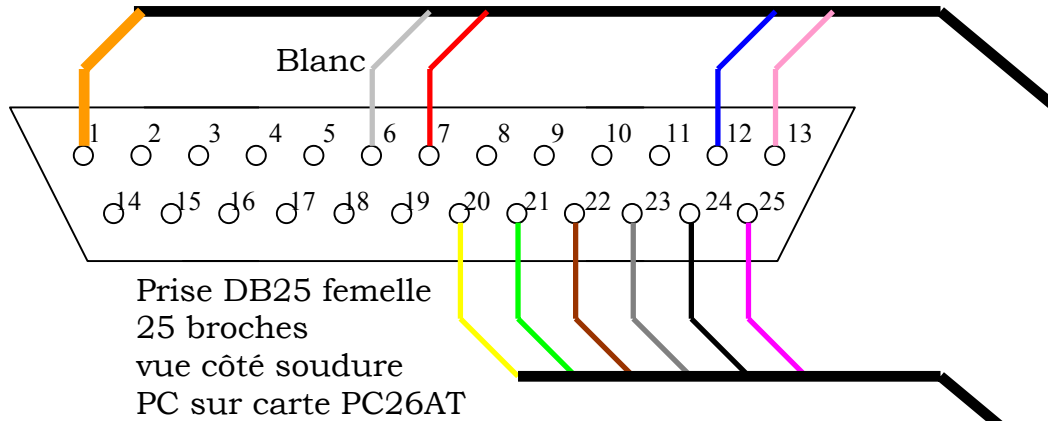


Figure 18 : Configuration du programme CMC construit à l'aide du logiciel VISUAL DESIGNER®.

ANNEXE VIII : LE CÂBLAGE

VIII.A. CÂBLAGE ORDINATEUR (PC26AT) – ERGOMÈTRE



Prise PC :

1 : tresse	Analog GND
6 : blanc	voie 8 (NC)
7 : rouge	voie 9 (NC)
12 : bleu	voie 11 (NC)
13 : rose	voie 10 (NC)
20 : jaune	voie 2 (couple droit)
21 : vert	voie 7 (NC)
22 : marron	voie 3 (couple gauche)
23 : gris	voie 4 (vitesse droite)
24 : noir	voie 5 (vitesse gauche)
25 : violet	voie 6 (NC)

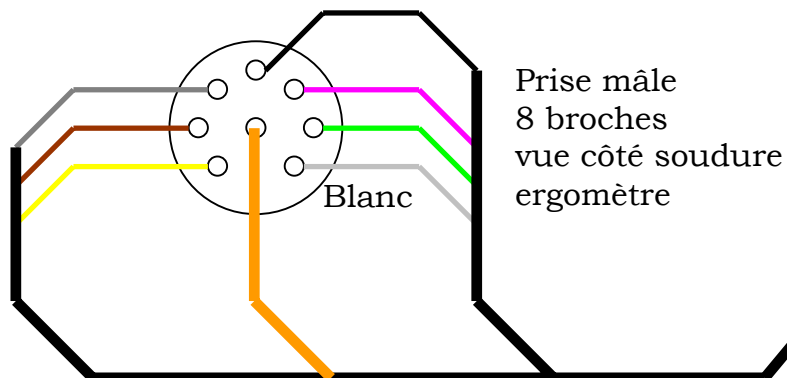


Figure 19 : Câblage ordinateur (PC26AT) – ergomètre

VIII.B. CÂBLAGE INTERNE AU BOÎTIER DE PUISSANCE DE L'ERGOMETRE

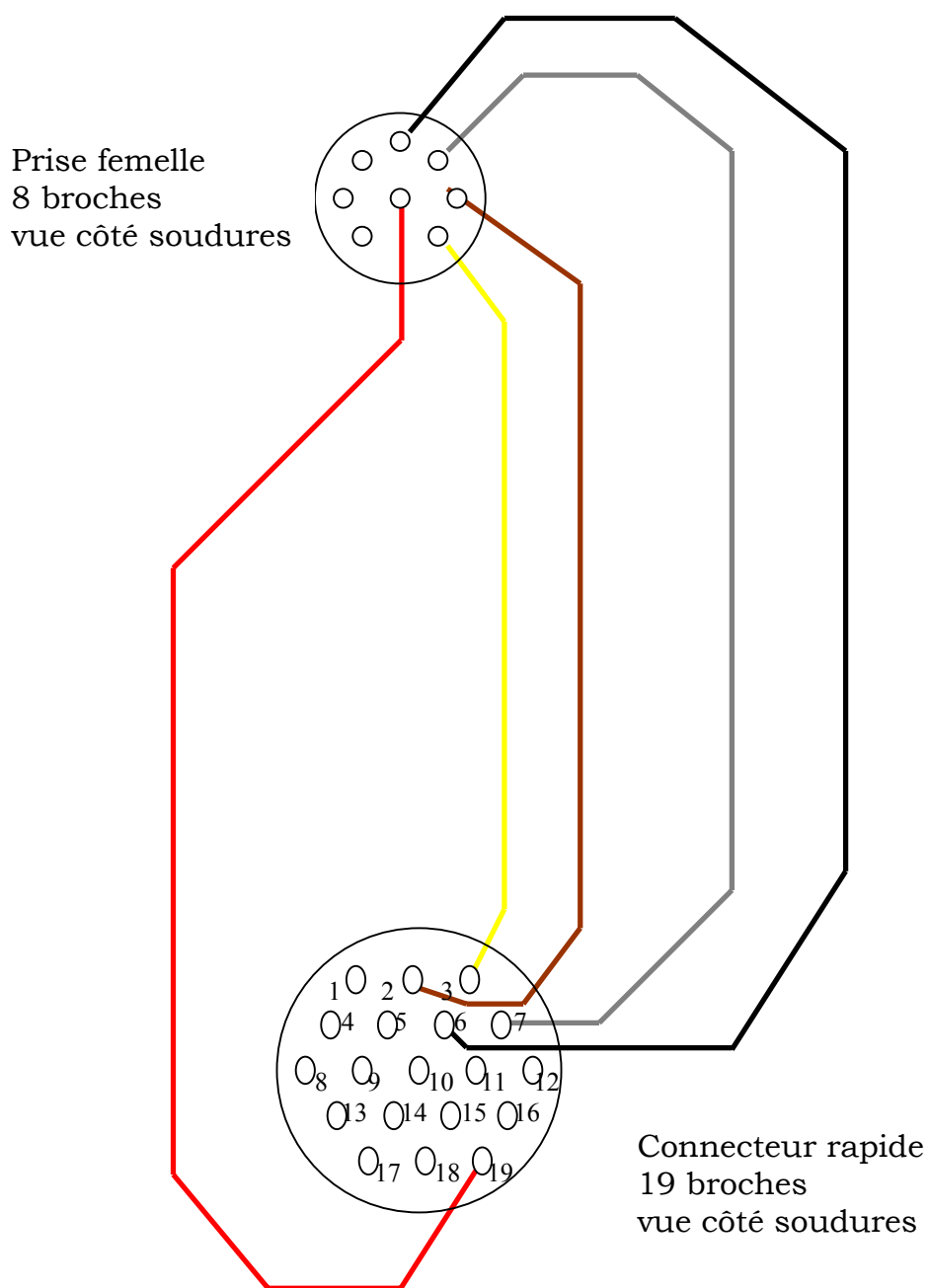


Figure 20 : Câblage interne au boîtier de puissance de l'ergomètre

Descriptif des couleurs :

Marron : Couple Gauche
Jaune : Couple Droit
Rouge : Masse

Noir : Vitesse Gauche
Gris : Vitesse Droite

VIII.C. CÂBLAGE PC (PARALLÈLE) – BOÎTIER INTERRUPTEUR

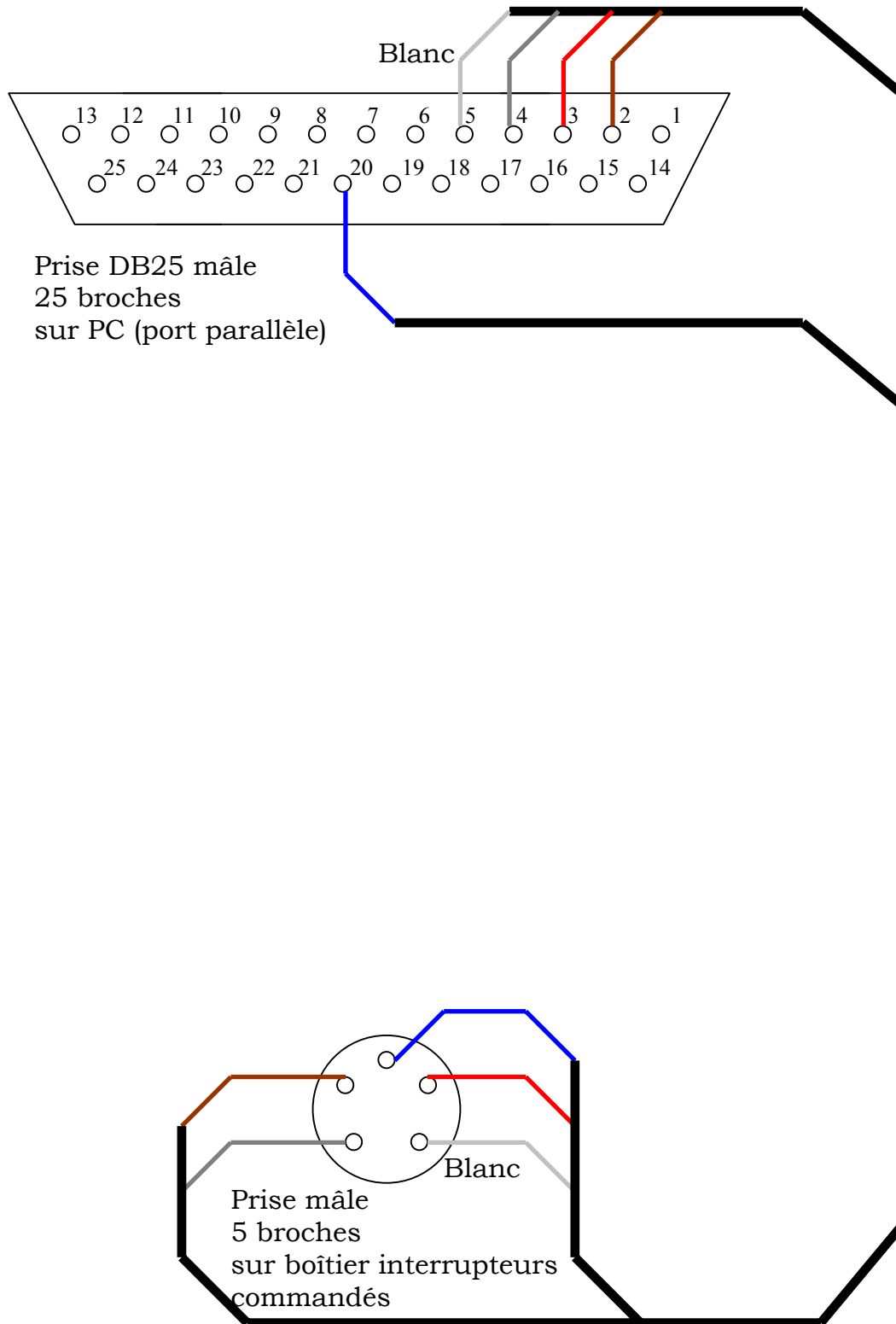


Figure 21 : Câblage PC (Parallèle) – boîtier interrupteur.

ANNEXE IX : LA NOUVELLE MÉTHODE DE SYNCHRONISATION DES APPAREILS

IX.A. LA CHAÎNE DE MESURE INITIALE

La chaîne telle qu'elle a été faite par Cordier et Hussenet (1999) est assez difficile à mettre en œuvre. À titre d'exemple, le fait que chaque appareil soit relié à un ordinateur différent engendre de nombreuses manipulations pour la récupération des données enregistrées lors des essais.

IX.B. OBJECTIFS

Dans le cadre d'un projet de dominante à l'École Nationale Supérieure d'Arts et Métiers, deux élèves ingénieurs (Marinier et Calmels, 2002) se sont attachés à moderniser le programme de synchronisation de la chaîne d'acquisition utilisée dans cette étude. Ce programme devait permettre :

- ✍ D'éviter de passer sous MS-Dos pour lancer les acquisitions ;
- ✍ De simplifier et d'accélérer la procédure d'acquisition ;
- ✍ De résoudre le problème de déphasage entre le Fastrak® et le Myodata®.

Il a donc fallu écrire un nouveau programme informatique permettant la coordination, la centralisation et le traitement des données.

IX.C. LES CONTRAINTES DES APPAREILS DE MESURE

- ❖ Le logiciel d'acquisition du Myodata ne fonctionne que sous Windows 3.1 ;
- ❖ L'acquisition des données électromyographiques dans la carte Flash est en binaire et il faut les convertir ;
- ❖ Le lecteur PCMCIA n'est utilisable que sous Windows 3.1.

Il est donc impératif de conserver un environnement Windows 3.1 pour utiliser ces appareils de mesure et d'avoir un environnement Windows 98 pour permettre le traitement des données après les tests sur les patients. Il faut aussi signaler que Windows 3.1 ne permet aucune configuration réseau ce qui va rendre difficile la connexion entre les unités centrales.

IX.D. LA SOLUTION ENVISAGÉE

La solution la plus adaptée aux problèmes exposés ci-dessus est de rassembler tous les appareils de mesures sur un unique PC. Ceci permet essentiellement d'éviter le déphasage du début d'enregistrement entre les différents dispositifs de mesure.

À cette fin, le démarrage en « multiboot » était le moyen qui convenait le mieux. En effet, il permettait de régler les problèmes propres aux appareils de mesure qui ne tournent que sous Windows 3.1 et par ailleurs de n'avoir qu'un unique poste pour toute la chaîne.

Désormais, l'acquisition aussi bien pour le Fastrak® que pour le Myodata® se fait sous Windows 3.1. Ainsi, il est possible de récupérer les données sous Windows 3.1 et de les exploiter sous Windows 98.

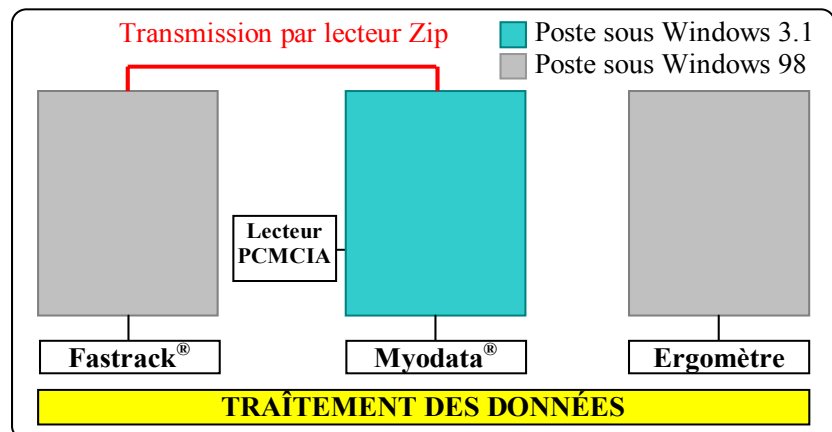


Figure 21 : Schéma de la chaîne de mesure actuelle.

ANNEXE X : CONSIDÉRATIONS ÉTHIQUES

L'étude proposée ne comporte pas de technique invasive susceptible d'influer sur la santé du patient ou sur les caractéristiques biomécaniques de la propulsion du FRM. L'électromyographie est considérée comme d'une innocuité totale.

L'utilisation du FRM sur l'ergomètre se fait à vitesse basse, sans aucune recherche de performance. Le risque cardio-vasculaire est donc égal à celui qui résulte d'une utilisation habituelle du FRM. Toutefois, un avis circonstancié de la Commission Médicale d'Établissement a été sollicité et la réponse a été favorable.

Une explication complète des modalités de la recherche menée est donnée à chaque patient pour obtenir un « consentement éclairé », daté et signé (Cf. ANNEXE XI). Par ailleurs, une fiche explicative est remise au sujet (Cf. ANNEXE XII) et chacun d'entre eux sera tenu informé des résultats de l'étude.

ANNEXE XI : DOCUMENT DE CONSENTEMENT ÉCRIT DU PATIENT

La Renaissance Sanitaire
Hôpital Villiers-Saint-Denis
02310 Villiers-Saint-Denis

PILLU Michel
Moniteur-Cadre en Kinésithérapie
Chercheur-Clinicien
Et
KHELIA Imen
Doctorante
Chercheur-Biomécanicienne

En application des articles 3, 4 et 5 de la Charte du Patient Hospitalisé, je, sous-signé, M ou Mme reconnaît avoir été complètement et suffisamment informé(e) sur l'étude à laquelle on me propose de participer.

Je reconnais avoir compris les explications fournies et avoir lu la note complémentaire qui m'a été remise en mains propres.

Je reconnais avoir été informé(e) des exigences et sujétions qu'implique ma participation à l'étude.

J'ai bien pris note que mon éventuel refus ne portera, en aucun cas, préjudice à la qualité ou à la durée de mon séjour dans le Département Vasculaire, Diabétologie et Appareillage de l'Hôpital de Villiers-Saint-Denis.

J'ai bien pris note que je pourrai, à tout moment et sans avoir besoin de donner aucune explication, démissionner de l'étude en question.

J'ai bien pris note que la qualité ou la durée de mon séjour dans le Département Vasculaire, Diabétologie et Appareillage de l'Hôpital de Villiers-Saint-Denis ne pourra, en aucun cas, être affectée par cette démission.

Fait en deux exemplaires, dont un remis au patient en mains propres pour faire et valoir ce que de droit.

Villiers-Saint-Denis, le .../.../...

M. ou Mme.....

Michel PILLU
Kinésithérapeute
Chercheur-Clinicien

**ANNEXE XII : NOTE COMPLÉMENTAIRE AU CONSENTEMENT ÉCRIT DU
PATIENT**

PILLU Michel
Moniteur-Cadre en Kinésithérapie
Chercheur-Clinicien - Docteur-es-Sciences
Et
KHELIA Imen
Doctorante
Chercheur-Biomécanicienne
Laboratoire de Recherche en Kinésithérapie
Tel: 03 23 70 75 38

La Renaissance Sanitaire
Hôpital Villiers Saint Denis
02310 Villiers-Saint-Denis

Villiers-Saint-Denis, le, .../.../...

NOTE COMPLÉMENTAIRE AU CONSENTEMENT ÉCRIT DU PATIENT

**ETUDE DE L'ÉPAULE DE LA PERSONNE AGÉE
UTILISATRICE D'UN FAUTEUIL ROULANT**

BUT : Améliorer vos performances, diminuer la gêne que vous pouvez ressentir en utilisant le fauteuil roulant et essayer d'améliorer la construction du fauteuil que vous utilisez ou que vous utiliserez quand le fauteuil actuel sera à renouveler.

Ce que nous vous demanderons :

Vous devrez utiliser un fauteuil roulant standard sur un appareil qui mesure la force que vous développez. Nous vous aiderons à monter sur l'appareil. Vous n'aurez rien à faire.

Nous (moi ou ma collaboratrice Melle Imen KHELIA) vous collerons des pastilles sur le bras et l'épaule droite (rien ne traverse la peau et les pastilles sont à usage unique). Ces pastilles analysent l'activité de vos muscles et donnent la position de votre bras.

Pour que les pastilles remplissent bien leur rôle, il sera nécessaire que l'on vous rase légèrement la peau et qu'on vous la nettoie avec un mélange d'alcool et d'acétone.

Nous vous demanderons de pousser les roues du fauteuil lentement et régulièrement sans aucune notion de force ou de vitesse, pendant environ 3 fois 1 à 2 minutes, avec de longs moments de repos entre chaque séquence.

La mise en place des pastilles est longue. L'ensemble du test représente une durée de 2 à 3 heures, pendant laquelle vous serez surtout assis dans un fauteuil à nous regarder travailler. Pendant ces longs moments, toutes vos questions seront les bienvenues et nous nous efforcerons d'y répondre le plus exactement et le plus simplement possible.

Nous vous solliciterons deux fois mais pas deux jours consécutifs. Nous vous demandons donc d'être disponible deux demi-journées. Nous prendrons rendez-vous, en accord avec votre médecin et votre kinésithérapeute. Votre rééducation ne sera en aucun cas freinée.

En complément, votre médecin vous prescrira une échographie de votre épaule, même si vous n'avez aucune douleur. Cet examen, parfaitement indolore et non dangereux, sera fait par un médecin de l'hôpital. L'échographie sera faite dans deux positions de votre bras, vous-même étant assis dans votre fauteuil roulant.

Nous sommes à votre entière disposition pour tout renseignement complémentaire. Votre famille peut aussi nous contacter pour d'éventuelles questions.

A l'issue de ce travail, des résultats seront publiés, nous nous ferons un devoir de vous les faire parvenir.

Avec nos remerciements pour votre participation.

ANNEXE XIII : LA FICHE INDIVIDUELLE

Renseignements généraux						
Date de naissance : .. / .. / ..						
Sexe (F/M) : F..... M.....						
Date d'arrivée Hôpital : date : .. / .. / ..						
date d'utilisation du FR : date : .. / .. / .. Utilisation de béquilles : non si oui date : .. / .. / ..						
DROITIER/ GAUCHER :						
Renseignements cliniques						
Causes d'amputation	Dt					
	Gche					
Membre inf. Gche	oui : .. / .. / ..	non	niveau :			
Membre inf. Dt	oui : .. / .. / ..	non	niveau :			
Douleur ou inconfort Épaule	Épaule Droit		Épaule Gche			
	oui : .. / .. / .. non		oui : .. / .. / .. non			
	Intensité :		Intensité :			
	Estimation de cause :		Estimation de cause :			
	Moment ou Mvt douloureux :		Moment ou Mvt douloureux :			
	Pendant propulsion FR? :		Pendant propulsion FR? :			
Date douleur (Arrivée à l'Hôpital & par rapport à l'utilisation du FRM)	Épaule Dt : .. / .. / ..	Diagnostic (O/N)+ résultat :	 +	Si pas pathologie, Prédiposition? : O... N...		
	Épaule Gche : .. / .. / ..	Diagnostic (O/N)+ résultat :	 +	Si pas pathologie, Prédiposition? : O... N...		
Autres complications						
Fc de repos (batt/min) :						
Mesures anthropométriques générales						
Taille	 (m)		Poids	 (Kg)		
Long bras	 (m)	Long Av bras	 (m)	Largeur épaules	 (m)	
Body mass index						
Flexibilité épaule gauche (degré°)	antépulsion		rétropulsion			
	add (à 90° Flex)		add (à 90° Flex)			
	Rot int. (coude 90°)		Rot int. (coude 90°)			
Flexibilité épaule droite (degré°)	antépulsion		rétropulsion			
	add (à 90° Flex)		add (à 90° Flex)			
	Rot int. (coude 90°)		Rot int. (coude 90°)			
Mesures relatives aux Fauteuils roulants (FR)						
FR Personnel		poids(Kg)		Ty pe	 (Gonflage roues : ... Bar max.)	
FR utilisé Hôpital		Poids (Kg)		Ty pe	 (Gonflage roues : ... Bar max.)	
FRM PERSONNEL	poids(Kg)			Ty pe	POIRIER (Gonflage roues : 4.5 Bar Max)	
	Degré de Flex coude* (degré°)		 (degré°)			
	Hauteur axe de la roue-Épaule		 (m)			
	Distance épaules dossier		 (m)			
	Angle inclinaison roues (camber) carrossage		0°			
	Diamètre main courante		0,52 (m)	Profil	Métal Conique lisse	
	Diamètre roue (+ pneus gonflés)		0,61 (m)			
	Distance roue-main courante		0,0175 (m)			
	Diamètre tube main cour		0,02 (m)			
	Back rest : dossier		Largeur : 0,39 (m)		Hauteur : 0,45 (m)	
	Hauteur assise / sol		0,47 (m)	Hauteur assise axe	0,18 (m)	
	Taille assise : profondeur		0,41 (m)	Largeur	0,40 (m)	
	Accoudoirs	forme	carrée	largeur	0,05(m)	Distance bord ext. Accoudoir/bord int. main cour
						0,055 (m)

Médecin traitant :

Kinésithérapeute :

Tableau 1 : Fiche individuelle du patient.

ANNEXE XIV : LA FICHE TEST

Nom du patient :**Date du test :** ... / ... / 2001**Matériel utilisé (entourer) :** Fastrak - Myodata - EMG Commande Synchro - Ergomètre (Démarrage : suite au 1er bip Myodata)**Numéro du test :** ...**Description du test :**

Durée du test: mn essais (séparées de périodes de repos)

Départ : suite au 2ème bip Myodata, le patient met ses mains sur la main courante et commence à pousser

Qualification du bruit : Manuel (sauf pour cœur : automatique) Précision : Double

Majoration du gain (pour tout les Muscles) : 2 ; Gain record (pour tout les muscles) : 20%

Echantillonnage : bande passante : 800 HZ fréquence d'acquisition EMG: 2048 chiffres/sec

L'essai consiste à : pousser le FR à une vitesse standard relative à la vitesse habituelle du patient, On enregistre les zéros électriques au début et à la fin de chaque (essai).

Nom de la manip :**Nombre de tests par paient :****Poids du patient :** Kg**Poids de l'équipage (patient + FR) :****Epaisseur des masses additionnelles en mm :** = $hs = (Ms \cdot 0.6594) + 3,9666 = \dots \text{ mm} \cong \dots \text{ cm}$

Vmoy min= Km/h

Vmoy D max.=..... km/h

Expérimentateurs assistants (Tâches)

N° Voie : Muscle	Impédance inter électrodes	Bruit en %	Bruit en Volt	Stabilité bruit	Remarques
Biceps brachii		%	... 10-	Constante non	
Triceps brachii		%	... 10-	Constante non	
Anterior deltoïdeus		%	... 10-	Constante non	
Deltoides medialis		%	... 10-	Constante non	
Pectoralis major		%	... 10-	Constante non	
Trapezius medialis		%	... 10-	Constante non	
Posterior deltoïdeus		%	... 10-	Constante non	
Brachioradialis		%	... 10-	Constante non	

Degré de température de la salle d'expérimentation (degré Celsius°)	 °= °Kelvin
Degré d' humidité de la salle d'expérimentation (unité %)	
Type de lumière: signaler si néons oui Non	

N° de l'essai	Liaison droite	Liaison gauche	Remarques relatives à l'essai et au patient
Essai N°1 :			
Essai N°3 :			
Essai N°4 :			
Essai N°5 :			
Essai N°6 :			
Essai N°7 :			
Essai N°8 :			
Essai N°9 :			
Essai N°10 :			
Essai N°11 :			
Essai N°12 :			
Essai N°13 :			
Essai N°14 :			
Essai N°15 :			
Essai N°16 :			
Essai N°17 :			
Essai N°18 :			

Mesures anthropométriques générales					
Taille	 (m)	Poids	 (Kg)		
Long bras	 (m)	Long Av bras	 (m)	Largeur épaules	 (m)
Mesures relatives aux Fauteuils roulants (FRM)					
FR Personnel		poids(Kg)		Type	 (Gonflage roues : 4,5 Bar max.)
FRM expéri mental	Hauteur axe de la roue-Épaule			(m)	
	Distance épaules dossier			(m)	
	Hauteur de l'assise (Cv7 à assise FR) :			(m)	
	Hauteur acromion/assise :			(m)	

FC repos : batt/min FC Exercice : bat/min

Tableau 2 : Tableau des relevées anthropométriques du patient.

ANNEXE XV : LE QUESTIONNAIRE

QUESTIONNAIRE

Date :/...../2001

Nom, Prénom du patient :

Type du fauteuil roulant personnel :

Depuis combien de temps utilisez-vous un Fauteuil roulant (FRM)?

Combien de temps utilisez-vous votre FRM par jour ?.....

FR administré pour le test :

Personnel ☐De l'Hôpital ☐

Modifications apportées au FRM :

Roues *souples* ☐Roues *semi-souples* ☐Avez-vous senti une différence entre votre FR et le FR expérimental ? oui ☐ non ☐

Si oui :

La différence était-elle favorable concernant :	{	L'effort fourni :	mieux ☐	pareil ☐	moins bien ☐
		La fatigue :	mieux ☐	pareil ☐	moins bien ☐
		La vitesse :	mieux ☐	pareil ☐	moins bien ☐
		Le confort :	mieux ☐	pareil ☐	moins bien ☐
		La douleur :	mieux ☐	pareil ☐	moins bien ☐

Votre impression et avis concernant ce dispositif (à filmer) ? :

.....

.....

.....

Vos suggestions ? :

.....

.....

.....

Avez vous utilisé le FR administré dans le parc ? Oui ☐ Non ☐

Si oui, avez vous des commentaires complémentaires ?

.....

.....

.....

Voulez-vous d'un tel fauteuil définitif ? Oui ☐ Non ☐Seriez-vous prêt à payer un supplément pour avoir ce dispositif sur votre FRM (si ce n'est pas remboursé par la Sécu) ? Oui ☐ Non ☐

A quel prix estimeriez-vous une telle amélioration du FRM ?

Les réflexions du Kiné du patient ?

.....

.....

.....

Lequel parmi les deux réglages préférez-vous ? Le rigide ☐ Le semi-souple ☐

Pourquoi ?

.....

.....

ANNEXE XVI : ADRESSE DES FOURNISSEURS					
Appareil	Fournisseur	Adresse	Tél. - Fax	Mail	Autres informations
3 Space Fastrak®	THIETA SCAN POLHEMUS	6, rue de la Réunion. 91955 Courtaboeuf Cedex. FRANCE	Tél. : 33 164 86 78 00 Fax : 33 164 86 78 78	csa@thetascan.fr	Brevet archivé sous le numéro : EP 0581434
Carte d'acquisition PC26AT	BM Énergie AMPLICON LIVELINE	12, avenue du Québec. 91941 Courtaboeuf Cedex. FRANCE	Tél. : 01 64 46 33 33 Fax : 01 64 46 13 13	icm@bm-energie.com	ISO 9000 BS 5750 EN 29000
Ergomètre à rouleaux	CERAH. Centre d'Études et de Recherches sur l'Appareillage des Handicapés.	Bellevue BP 719 57147 Woippy Cedex FRANCE	Tel: (33-3) 87.51.30.30 Fax: (33-3) 87.51.30.36	Ministère de la Défense -SGA/DSPRS. BP 719. 57147 CEDEXWOIPPY	G. Soyer. Thèse, 16/06/ 1993 CRAN, CNRS URA 821
Logiciel Visual Designer®	INTELLIGENT INSTRUMENTATION	4, rue de Chèvre loup. 78150 Rocquencourt FRANCE	Tél. : 01 39 54 80 99 Fax : 01 39 54 69 46	info@instrument.com	Visual Designer® V.4.0
Carte d'acquisition PCI - 20428 W - 23	DIMELCO	120, rue du Fort B.P. 78. 59175 Vendeville. FRANCE	Tél. : 04 20 62 06 80 Fax : 04 20 96 95 62		
Tachymètre à main (TM 2000)	MAZET ELECTRONIQUE	Z.A. F 43520 Le Mazet Saint Voy. FRANCE	Tel. : 04 71 65 02 16 Fax : 04 71 65 06 55		T. Ferrand, Thèse, 12 janvier 1990. réf. 6090-50
Myodata					

Tableau 3 : Renseignements relatifs aux fournisseurs des appareils utilisés

Tableau 3 : Renseignements relatifs aux fournisseurs des appareils utilisés

**APPORTS DE CE TRAVAIL
&
LISTE DES PUBLICATIONS ET
COMMUNICATIONS**

APPORTS DE CE TRAVAIL DE THÈSE

A- LE PRIX ANNUEL DE LA SOCIÉTÉ DE BIOMÉCANIQUE DE L'ANNÉE 2002

Attribué à : moi-même.

À l'occasion du XXVII^{ème} Congrès de la Société de Biomécanique
VALENCIENNES – 12, 13 septembre 2002.

B- BREVET D'INVENTION

Ce travail a permis à J-J. Laboisie et C. Person de déposer, en avril 2002, un brevet d'invention.

Intitulé : Liaison flexible de mains courantes de fauteuils roulants.

Présenté par : La Renaissance Sanitaire. Fondation reconnue d'utilité publique.

C- AUTRES APPORTS

- 1) Cette thèse a contribué à initier et à enrichir l'axe de recherche « Sport et Handicap » du Laboratoire de Biomécanique de l'ENSAM ;
- 2) Effectuée en grande partie au sein du centre ENSAM de Châlons en Champagne, cette étude est le premier travail de recherche conduit par une doctorant (moi-même) inscrit dans cet établissement ;
- 3) Enfin, ce travail a aussi contribué à la création du « Laboratoire de Recherches Cliniques en Masso-Kinésithérapie » au sein de l'Hôpital « La Renaissance Sanitaire » à Villiers-Saint-Denis. Ce laboratoire a été fondé et est dirigé par le Docteur Michel Pillu.

LISTE DES PUBLICATIONS ET DES COMMUNICATIONS

PUBLICATIONS A COMITÉ DE LECTURE

- [1] - **I. KHELIA** - J-J. LABOISSE - M. PILLU - F. LAVASTE
Biomechanical study of the shoulder of elderly patients using a wheelchair.
Archives of Physiology and Biochemistry - Vol 108 - N° ½ - pp. 63-64 – 2000.
- [2] - **I. KHELIA** - J-J. LABOISSE - M. PILLU - F. LAVASTE
Manual wheelchair propulsion and elderly shoulder pain: a biomechanical study
Archives of Physiology and Biochemistry - Vol. 109 - Supp. 1-144 - pp. 64 – 2001.
- [3] - **I. KHELIA** - M. PILLU - J-J. LABOISSE - F. LAVASTE
Die Biomechanik der Schulterbewegungen zum Antrieb eines Rollstuhls durch ältere Patienten.
Medizinisch-Orthopädische Technik - pp. 178-183 – juin 2001.
- [4] - **I. KHELIA** - J-J. LABOISSE - M. PILLU - F. LAVASTE
Biomécanique de la propulsion de la personne âgée à l'aide d'un fauteuil roulant à entraînement manuel.
Le Journal de l'Orthopédie – pp.658-661 - 3ème trimestre 2002.
- [5] - **I. KHELIA** - J-J. LABOISSE - M. PILLU - F. LAVASTE
A new design of manual wheelchairs: a flexible connection between handrims and wheels.
Archives of Physiology and Biochemistry - Vol. 110 - Supp. 1-132 - pp. 115 – 2002.

Remarque

D'autres travaux destinés à être publiés dans des revues internationales sont en cours de correction.

PRINCIPALES COMMUNICATIONS AVEC ACTES

[1] - I. KHELIA - A. JUNQUA - J. DUBOY - J-J. LABOISSE

Étude des limites de l'analyse du déséquilibre de rotation d'un marcheur à l'aide de la méthode dynamographique.

Ier Congrès de l'O.A.S.I.S. " Sciences de l'Ingénieur au Service du Sport "

PALAISEAU - Ecole Polytechnique - 13,14 décembre 1999.

[2] - I. KHELIA - J-J. LABOISSE - M. PILLU - F. LAVASTE

Biomechanical study of the shoulder of elderly patients using a wheelchair. (Poster)

XIth Congress of the Canadian Society for Biomechanics

MONTREAL - Ecole Polytechnique - 23, 24, 25, 26, 27 août 2000.

[3] - I. KHELIA - J-J. LABOISSE - M. PILLU - F. LAVASTE

Étude biomécanique de l'épaule de la personne âgée utilisatrice d'un fauteuil roulant à propulsion manuelle. (Poster)

Vème Congrès National de l'International Society for Prosthetics and Orthotics

LYON - 26, 27 octobre 2000.

[4] - A. ATTIA - K. CHAMARY - M. HAMBLI - I. KHELIA - S. EL FEKI

Role of velocity in vertical jump performance in elite Tunisian athletes

IIème Colloque scientifique international « Sciences du Sport et Santé »

ALGER - 24, 25 avril 2001.

[5] - I. KHELIA - J-J. LABOISSE - M. PILLU - F. LAVASTE

Biomechanical study of the shoulder of elderly patients using a wheelchair. (Poster)

Xth World Congress of the International Society for Prosthetics and Orthotics

GLASGOW - July 1, 6 – 2001.

[6] - I. KHELIA - J-J. LABOISSE - M. PILLU - F. LAVASTE

Biomechanical study of manual wheelchair propulsion of elderly subjects.

XVIIIth Congress of the International Society of Biomechanics.

ZURICH - July 8, 13 – 2001.

[7] - I. KHELIA - J-J. LABOISSE - M. PILLU - F. LAVASTE

Kinetic, Kinematic and Electromyographic pattern in manual wheelchair propulsion of elderly wheelchair users.

XXXème Congrès du Groupement Latino-Méditerranéen de Médecine du Sport

TUNIS - 31 août, 01 septembre 2001.

[8] - I. KHELIA - J-J. LABOISSE - M. PILLU - F. LAVASTE

Manual wheelchair propulsion and elderly shoulder pain: a biomechanical study.

XXVIème Congrès de la Société Française de Biomécanique.

MARSEILLE - 13, 14 septembre 2001.

[9] - **I. KHELIA - J-J. LABOISSE - M. PILLU - F. LAVASTE**

A new design of manual wheelchairs: a flexible connection between handrims and wheels

XXVIIème Congrès de la Société Française de Biomécanique

VALENCIENNES – 12, 13 septembre 2002.

[10] - **I. KHELIA - J-J. LABOISSE - M. PILLU - F. LAVASTE**

Étude biomécanique de l'épaule de la personne âgée en fauteuil roulant permettant une nouvelle conception de la propulsion.

Journées de Médecine Physique des Entretiens de Bichat.

PARIS – 20, 21 septembre 2002.

PRINCIPALES COMMUNICATIONS SANS ACTES
--

[11] - **I. KHELIA**

L'épaule de la personne âgée et le fauteuil roulant : comment peut-on améliorer le fauteuil roulant ?

Journée de travail : biomécanique-handicap-readaptation.

Hôpital La Renaissance Sanitaire à VILLIERS-SAINT-DENIS - 4 octobre 2002.

RÉSUMÉ :

L'utilisation quotidienne du fauteuil roulant manuel (FRM) entraîne chez certaines personnes âgées, tout comme chez les jeunes et/ou les athlètes handicapés, un surmenage de la structure anatomique des épaules. Ce fait est responsable à la longue de phénomènes dégénératifs et douloureux entraînant des dépenses de santé supplémentaires. Dans un but préventif, les recherches présentées ci-dessous visent à réduire le travail de la ceinture scapulaire au cours de la propulsion du FRM.

Une étude épidémiologique préliminaire a révélé l'étendue de ce problème. Par ailleurs l'étude anatomo-pathologique a montré l'inefficacité des soins destinés à diminuer les douleurs d'épaules. La revue bibliographique a aussi révélé les lacunes de la littérature concernant les aspects de la propulsion du FRM par la population âgée et amputée.

Dans un premier temps, une chaîne de mesure destinée à appréhender les aspects dynamique, cinématique et électromyographique de la propulsion du FRM, a été développée et validée. Ce dispositif a permis d'étudier la technique de propulsion du FRM par les personnes âgées souffrant ou non de douleurs d'épaules. Les résultats ont révélé certaines causes et conséquences probables de ces douleurs. Ils permettront aux cliniciens d'améliorer la conduite d'un processus de prévention.

Ces investigations ont abouti à la mise au point et à la validation d'un prototype de propulsion peu coûteux et adaptable à tous les types de FRM. Ce dispositif innovant met en œuvre une liaison élastique entre la main courante et la roue motrice. Les analyses expérimentales et les résultats cliniques ont révélé l'intérêt de cette invention dans l'amélioration du confort d'utilisation du FRM et dans la réduction des contraintes articulaires du membre supérieur.

Les retombées de ce travail sont à caractère scientifique et technologique mais aussi médical, humain et économique.

ABSTRACT :

The daily use of a manual wheelchair (MWC) implicates for many ageing people, as like for the handicapped young people and/or athletes, an overuse of the anatomical structure of the shoulders. In the long term, this fact is responsible for degenerative and painful phenomena leading to additional expenditure of health. Having a preventive target, the presented researches were done with one object in view: decreasing the stress of the scapulo-humeral girdle during MWC propulsion.

A preliminary epidemiological study revealed the increasing of such a problem. In addition, the anatomo-pathological study showed the inefficiency of the health care intended to reduce the shoulder pains. The literature review also revealed the lack of researches concerning many aspects of the MWC propulsion by elderly and amputated population.

Initially, a data acquisition system has been conceived to measure the dynamic, kinematic and electromyographic aspects of the MWC propulsion. The reliability of the equipment and the recorded data were both validated. These devices allowed the study of the MWC technique of propulsion by elderly people suffering or not from shoulder pains. The results revealed certain probable causes and consequences of these pains. They will permit to the clinicians to improve the control of a prevention process.

These investigations led to the development and the validation of a MWC propulsion prototype, having two main characteristics: inexpensive and adaptable to all the types of MWC. This innovating device consists in an elastic connection between handrims and driving wheels. The experimental analyses and the clinical results revealed the main interests of such a novel design: amelioration of comfort during the daily use of the MWC and in the reduction of the stresses of upper limb joints.

The outcomes of such a research are in the following fields: scientific and technological but also medical, human and economic.

MOTS-CLÉS :

Biomécanique – Douleurs – Épaules – Personnes âgées – Handicap – Fauteuil roulant manuel – Technologie.



