HAL
open science

PROPOSITION D'UNE METHODOLOGIE D'ANALYSE DU MOUVEMENT : – APPLICATION A LA MARCHE DU SUJET HEMIPLEGIQUE –

Eric Watelain

To cite this version:

Eric Watelain. PROPOSITION D'UNE METHODOLOGIE D'ANALYSE DU MOUVEMENT : – APPLICATION A LA MARCHE DU SUJET HEMIPLEGIQUE –. Sciences du Vivant [q-bio]. Université de Valenciennes et du Hainaut-Cambresis, 1999. Français. NNT : . tel-00009423

HAL Id: tel-00009423

https://theses.hal.science/tel-00009423

Submitted on 9 Jun 2005

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.

Numéro d'ordre : 99-

Université de Droit et Santé de Lille 2
Faculté des Sciences du sport et de l'Education Physique

Thèse

Présentée à l'Université de Lille 2

En vue de l'obtention du grade de

Docteur de l'Université de Lille 2

par

Eric WATELAIN

Soutenue le 26 novembre 1999

PROPOSITION D'UNE METHODOLOGIE
D'ANALYSE DU MOUVEMENT :
-- APPLICATION A LA MARCHE DU SUJET HEMIPLEGIQUE --

Sous la direction de
Madame le Professeur Ghislaine Lensel
et Monsieur Franck Barbier Maître de conférences

Composition du jury:

Paul	**ALLARD**, (Rapporteur)	Professeur à l'Université de Montréal
Jean-Claude	**ANGUE**, (Rapporteur)	Professeur à l'Université de Valenciennes
Franck	**BARBIER**, (co-directeur)	Maître de Conférences à l'Université de Valenciennes
François-Xavier	**LEPOUTRE**	Professeur à l'Université de Valenciennes
Ghislaine	**LENSEL**, (co-directeur)	Professeur à l'Université de Lille2
André	**THEVENON**	Professeur au CHRU de Lille

Laboratoire d'**E**tudes de la **M**otricité **H**umaine

Numéro d'ordre : 99-

Université de Droit et Santé de Lille 2
Faculté des Sciences du sport et de l'Education Physique

Thèse

Présentée à l'Université de Lille 2

En vue de l'obtention du grade de

Docteur de l'Université de Lille 2

par

Eric WATELAIN

Soutenue le 26 novembre 1999

PROPOSITION D'UNE METHODOLOGIE D'ANALYSE DU MOUVEMENT : -- APPLICATION A LA MARCHE DU SUJET HEMIPLEGIQUE --

Sous la direction de
Madame le Professeur Ghislaine Lensel
et Monsieur Franck Barbier Maître de conférences

Composition du jury :

Paul	**ALLARD**, (Rapporteur)	Professeur à l'Université de Montréal
Jean-Claude	**ANGUE**, (Rapporteur)	Professeur à l'Université de Valenciennes
Franck	**BARBIER**, (co-directeur)	Maître de Conférences à l'Université de Valenciennes
François-Xavier	**LEPOUTRE**	Professeur à l'Université de Valenciennes
Ghislaine	**LENSEL**, (co-directeur)	Professeur à l'Université de Lille2
André	**THEVENON**	Professeur au CHRU de Lille

Laboratoire d'**E**tudes de la **M**otricité **H**umaine

Je dédie ce mémoire à mon épouse Laure
et à mes deux filles Anne-Gaëlle et Camille,
qui m'ont si bien soutenu dans les moments difficiles.

AVANT PROPOS

Ce travail a été rendu possible grâce à une coopération entre trois structures de recherche :

- le **L**aboratoire d'**E**tudes de la **M**otricité **H**umaine (LEMH, Université de Lille 2) dirigé par le Madame le Professeur Ghislaine Lensel-Corbeil,
- le Groupe Thématique de Recherche en Biomécanique dirigé par Messieurs les Professeurs François-Xavier Lepoutre et Jean-Claude Angué au sein du **L**aboratoire d'**A**utomatique et de **M**écanique **I**ndustrielles et **H**umaines (LAMIH, Université de Valenciennes et du Hainaut-Cambraisis, UVHC),
- le **S**ervice de **R**ééducation **F**onctionnelle et de **M**édecine **P**hysique de Monsieur le Professeur André Thévenon (Hôpital Swynghedauw, Centre Régional Hospitalo-Universitaire de Lille, CHRU).

Il a été financé par la **D**irection **R**égionale à la **R**echerche et la **T**echnologie, le Conseil **Régional Nord-Pas de Calais** et soutenu par l'**I**nstitut **R**égional de **R**echerche sur le **H**andicap de Lille (IRRH).

Il s'inscrit dans la continuité des études menées au sein du LAMIH de l'UVHC sur l'analyse et la modélisation de la marche humaine, notamment les travaux de thèses de Messieurs Laassel (1992) et Barbier (1994).

Je tiens à remercier tout particulièrement les codirecteurs de ce travail de thèse, Madame le Professeur Ghislaine Lensel-Corbeil et Monsieur Franck Barbier, Maître de Conférences à l'UVHC pour m'avoir supporté, guidé et si bien conseillé pendant ce travail. Je souhaite également exprimer toute ma reconnaissance à Messieurs Paul Allard, Professeur à l'Université de Montréal et Jean-Claude Angué, Professeur à l'Université de Valenciennes pour avoir accepté d'être rapporteurs de ce travail, mais également envers Monsieur André Thévenon, Professeur au CHRU de Lille ainsi que Monsieur François-Xavier Lepoutre Professeur à l'Université de Valenciennes pour avoir accepté d'être membres du jury.

Je tiens également à remercier Monsieur le Professeur Jean Daniel Guieu pour l'accueil qui m'a été réservé au sein du Laboratoire d'Analyse du Mouvement, situé dans son service d'exploration neurophysiologique à l'Hôpital B du CHRU de Lille. Mes remerciements s'adressent également aux Docteurs Gilles Kemoun et Bernard Boluix de l'hôpital de Wattrelos pour leur aide, notamment pour la partie modélisation anthropométrique effectuée dans le cadre de ce travail. Mes remerciements vont également aux Docteurs Cécile Donzé, Domitille Dubois, Jérôme Froger et Pierre Krystkowiak du CHRU de Lille, pour leur aide en de nombreuses occasions.

Enfin, je ne résiste pas à l'envie de dire que ce manuscrit est l'aboutissement de trois ans de travail et que par tradition, un certain "conformisme" est à respecter dans sa présentation. Je profite donc de l'avant propos pour un certain "relâchement" qui ne sera plus possible par la suite… Aussi je remercie vivement Fabien Dufour et Sébastien Chusseau pour leurs cafés sans goût ainsi que leurs bidouilles informatiques et plus généralement tous les étudiants du LAMIH et du LEMH pour le soutien psychologique (…) apporté lors des pauses mais aussi en de nombreuses autres occasions (collations diverses, congrès, séminaires…).

Après ces quelques mots, il est possible de s'immerger dans les quelques pages du rapport...

Ce travail a donné lieu aux publications suivantes :

Articles dans des revues internationales avec comité de lecture

1> **Watelain E.**, F. Barbier, P. Allard, A. Thévenon & J.C. Angué, 1999
Classification of elderly healthy men on the basis of biomechanical data*, Arch. Phys. Med. Rehabil., 81, 000-000, 2000 (sous presse).*

2> **Watelain E.**, J. Froger, F. Barbier, G. Lensel, M. Rouseaux, F.X. Lepoutre & A. Thévenon, 1999
Clinical gait analysis strategies in the medical and paramedical professions, *Am. J. Phys. Med. Rehabil. (**soumis**).*

3> **Watelain E**., F. Dujardin, F. Barbier, D. Dubois & P. Allard, 1999
Compensatory actions in the lower limb of subjects in an early stage of hip osteoarthritis, *Arch. Phys. Med. Rehabil., (**soumis2**).*

Communications dans les congrès avec comité de lecture et publication d'actes courts

1> **Watelain E**., Thévenon A., Kemoun G., Barbier F., Benaim C. & Lensel-Corbeil G., 1997
Etude inter-professionnelle des « stratégies » d'évaluation fonctionnelle de la marche du patient hémiplégique
XIIe Congrès de la SOFMERR, Strasbourg ; *Ann. Réad. Méd. Phys.*, 40(6), 334.

2> **Watelain E.,** Thévenon A, Barbier F., Kemoun G., Lensel G., Allard P. & Lepoutre F.X., 1998
Evaluation visuelle de la marche du patient hémiplégique
XIIIe Congrès de la SOFMERR, Lyon ; *Ann. Réad. Méd. Phys.*, 41(6), 336.

3> **Watelain E.,** Barbier F., Devynck T., Pinti A., Kemoun G., Boluix B. & Angué J.C., 1998
Estimation des masses segmentaires des membres inférieurs du patient hémiplégique à l'aide d'IRM
XIIIe Congrès de la Société de Biomécanique, Lyon ; *Arch. Physiol. Bioch.*, 106B, 162.

*4> **Watelain E.**, Allard P., Thévenon A., Lensel G., Dubois D. & Kemoun G., 1999*
Is there different gait patterns for healthy elderly men?,
XIVe Congrès de l'International Society of Posture and Gait, Waterloo, Ontario, Canada; Gait & Posture, *9(suppl. 1), S24.*

*5> **Watelain E**., Dujardin F., Allard P., Thévenon A., Dubois D. & Lensel G., 1999*
Kinetic gait pattern of men with osteoarthritis of the hip
XIVe Congrès de l'International Society of Posture and Gait, Waterloo, Ontario, Canada; Gait & Posture*, 9(suppl. 1), S26.*

*6> **Watelain E.**, Barbier F., Thévenon A., Lensel G. & Lepoutre F-X., 1999*
Proposition of new graphic interface for clinical gait evaluation
XIVe Congrès de l'International Society of Posture and Gait, Waterloo, Ontario, Canada; Gait & Posture*, 9(suppl. 1), S55.*

*7> **Watelain E.**, Barbier F., Thévenon A., Lensel G. & Lepoutre F-X., 1999*
How identify the necessary evolution of clinical gait analysis software? Example of stoke
XIVe Congrès de l'International Society of Posture and Gait, Waterloo, Ontario, Canada; Gait & Posture*, 9(suppl. 1), S26.*

*8> Hedoux P., **Watelain E.**, Pinti A., Barbier F., Boluix B., Kemoun G., 1999*
Automatic analysis of lower limb MRIs of hemiplegic patients for biomechanic parameter calculation, XXIVe Congrès de la Société de Biomécanique, Beaune, Arch. Physiol. Bioch., 107 (suppl), E110.

Communications dans les congrès internationaux

1> **Watelain E.**, Thévenon A., Barbier F., Moretto P., Kemoun G. & Lensel G., 1997
Hemiplegic gait : Reproducibility of joints kinematics from one stride to the next
XIIIe Congrès de l'International Society of Posture and Gait, Paris.

2> **Watelain E.,** Barbier F. & Lensel-Corbeil G., 1997
Perturbation de la cinématique de la marche
VIIe Congrès International des Chercheurs en Activités Physiques Sportives, Marseille.

Sommaire

Introduction Générale

Chapitre I : Des données de l'analyse du mouvement vers une aide à la décision ; bilan des difficultés à franchir

I.1. INTRODUCTION **1**

I.2. DIFFICULTES LIEES AUX UTILISATEURS **2**
I.2.1. Présentation des différentes démarches conduisant à la prise de décision 2
I.2.1.1. L'approche « cognitive » 2
I.2.1.2. L'approche « extrapolative » 3
I.2.1.3. L'approche « objective » 4
I.2.2. Des champs disciplinaires variés 5
I.2.3. Choix du type de données : du qualitatif au quantitatif 7
I.2.4. D'une démarche multidisciplinaire à la prise de décision 8
I.2.4.1. Des modes de raisonnement variés 8
I.2.4.2. La notion de biais de jugement et son importance 9

I.3. DIFFICULTES LIEES AUX SYSTEMES DE MESURE **11**
I.3.1. Les outils dit « subjectifs » 11
I.3.2. Les outils dits « objectifs » 12
I.3.3. Les systèmes optoélectroniques d'analyse tridimensionnelle du mouvement 14
I.3.3.1. L'acquisition en deux dimensions 14
I.3.3.2. Le passage en trois dimensions 14
I.3.3.3. Précision des principaux systèmes d'analyse tridimensionnelle 15
I.3.4. Les principales variables recueillies *17*
I.3.4.1. Les mesures brutes 18
I.3.4.2. Les principales mesures sans utilisation de modèle 18
I.3.4.3. La modélisation biomécanique : une étape nécessaire ? 18
I.3.4.3.1. Le mouvement humain : une mécanique très complexe 18
I.3.4.3.2. Des modèles de complexité variée pour l'analyse du mouvement 19
I.3.4.4. Les principales mesures déduites des modèles 21
I.3.5. Conclusion 22

I.4. CONTRAINTES ET FINALITES COMMUNES A L'ANALYSE DES MOUVEMENTS HUMAINS **22**
I.4.1. Les contraintes des systèmes d'analyse tridimensionnelle du mouvement 22
I.4.2. Les finalités de l'analyse du mouvement 23
I.4.2.1. L'approche "performance" *23*
I.4.2.2. L'approche "clinique" *24*
I.4.3. « Style » ou « classes de comportements » et analyse du mouvement 26

I.5. CONCLUSION **27**

Chapitre II : Proposition d'une méthodologie d'analyse du mouvement

II.1. INTRODUCTION *29*

II.2. ELABORATION DE LA BASE DE CONNAISSANCES *30*
II.2.1. La recherche bibliographique *31*
II.2.2. L'extraction de connaissances *31*
II.2.2.1. Des collaborations suivies dans le temps : une nécessité *31*
II.2.2.2. Le transfert d'expertise *32*
II.2.2.2.1. L'observation en situations *34*
II.2.2.2.2. L'entretien : moyen privilégié de verbalisation *37*
II.2.3. Conclusion *41*

II.3. VERS LA MESURE DES INDICATEURS QUALIFIES **42**
II.3.1. Stratégies d'analyse des experts : un guide pour l'élaboration des protocoles 42
II.3.2. Elaboration des dispositifs expérimentaux 42
II.3.2.1. Calibration 43
II.3.2.2. Précision du système de mesure 43
II.3.2.3. Variabilité du geste étudié 43
II.3.2.4. Modèles et hypothèses simplificatrices 44
II.3.2.5. Protocole expérimental 45
II.3.2.6. Conclusion 45
II.3.3. La définition d'un nouvel individu 46
II.3.3.1. Informations qualitatives 46
II.3.3.2. Informations quantitatives 46
II.3.3.3. Pré-traitements 46
II.3.4. Conclusion 47

II.4. PARAMETRES DISCRIMINANTS D'UN SUJET **48**
II.4.1. Position du problème 48
II.4.2. Homogénéiser les données qui caractériseront le sujet 50
II.4.3. Définition de la "référence" : classification des signaux 52
II.4.4. Calcul de distances entre un sujet et la "référence" 52
II.4.5. Conclusion 54

II.5. ACCES ET PRESENTATION DES RESULTATS *54*
II.5.1. Présentation des indices *55*
II.5.2. Accès aux informations *56*
II.5.2.1. Classements numériques *56*
II.5.2.2. Classements sémantiques *56*
II.5.3. Contextualisation des informations *57*
II.5.3.1. Contexte de mesure *57*
II.5.3.2. Caractéristiques et spécificité de l'information présentée pour le mouvement étudié 57
II.5.4. Conclusion *58*

II.6. CONCLUSION *59*

Chapitre III. : Contribution à l'analyse de la marche du sujet hémiplégique : Application de la méthodologie proposée

III.1. INTRODUCTION 61

III.2. HEMIPLEGIE ACQUISE DE L'ADULTE 63
II.2.1. Introduction et physiopathologie 63
II.2.2. Marche du sujet hémiplégique 65
II.2.3. Conclusion 66

III.3. EXTRACTION DE CONNAISSANCES AUPRES DE SPECIALISTES MEDICAUX ET PARAMEDICAUX 67
III.3.1. Introduction 67
III.3.2. Méthodologie 67
III.3.3. Résultats et discussion 69
III.3.3.1. Indicateurs d'analyse de la marche 69
III.3.3.2. Modalités de classement des indicateurs 71
III.3.3.3. Stratégies d'analyse de la marche 72
III.3.3.4. Principales contraintes, besoins et attentes des spécialistes 74
III.4. Conclusion 75

III.4. PREREQUIS A L'ELABORATION DU PROTOCOLE DE MESURES 76
III.4.1. Les modèles anthropométriques sont-ils utilisables chez le sujet hémiplégique ? 76
III.4.1.1. Introduction 76
III.4.1.2. Méthodologie 77
III.4.1.3. Résultats : Propriétés inertielles des segments du sujet hémiplégique 78
III.4.1.4. Discussion et conclusion 79
III.4.2. Précision et variabilité des mesures de la marche humaine 80
III.4.2.1. Introduction 80
III.4.2.2. Méthodologie 81
III.4.2.3. Résultats sur la précision des mesures en situation d'analyse de la marche 84
III.4.2.4. Résultats sur la variabilité des mesures de marche "normale" et "pathologique" 85
III.4.2.5. Discussion et conclusion 88

III.5. DES "STYLES" DE MARCHE CHEZ LE SUJET AGE ? 90
III.5.1. Introduction 90
III.5.2. Méthodologie 91
III.5.3. Résultats : Nombre et spécificité des groupes 93
III.5.4. Discussion 95
III.5.5. Conclusion 96

III.6. CONCLUSION 96

Chapitre IV : Exploitation des résultats : Une interface graphique d'aide à l'EFM du sujet hémiplégique

IV.1. INTRODUCTION 97

IV.2. LES INDICATEURS DE MARCHE ET LEURS MODALITES DE CLASSEMENT 99
IV.2.1. Notion d'indicateur qualifié pour améliorer la présentation des résultats 99
IV.2.2. Contenu d'un indicateur qualifié 99
IV.2.2.1. Classes de marche 99
IV.2.2.2. Coefficient de variation et dispersion des mesures 100
IV.2.2.3. Replacer les informations dans leur contexte 101
IV.2.2.4. Difficulté d'évaluation 102
IV.2.2.5. Seuil de significativité clinique des paramètres présentés 102
IV.2.2.6. Passerelles vers les connaissances associées 103
IV.2.2.7. Conclusion 106
IV.2.3. Intégration de la démarche d'EFM des spécialistes 107
IV.2.3.1. Classement des indicateurs 107
IV.2.3.1.1. Classifications "professionnelles" 107
IV.2.3.1.2. Classifications "préférentielles" 108
IV.2.3.1.3. Regroupements "anatomiques" 108
IV.2.3.1.4. Regroupements "étiologiques" 108
IV.2.3.1.5. Regroupements "catégoriels" 109
IV.2.3.1.6. Regroupements "déductifs" 109
IV.2.3.1.7. Classification "alphabétique" 110
IV.2.3.1.8. Classification "utilisateur" 110
IV.2.3.1.9. Conclusion 110
IV.2.3.2. Différents niveaux de regroupement de paramètres sous une même variable 111

IV.3. MODALITES DE FONCTIONNEMENT DE L'INTERFACE GRAPHIQUE 112
IV.3.1. Introduction 113
IV.3.2. Gestion des utilisateurs 114
IV.3.3. Gestion des données d'un sujet 115
IV.3.4. Gestion des indicateurs 117
IV.3.5. Conclusion 117

IV.4. INDICATEURS ACTUELLEMENT QUANTIFIABLES ET PROPOSITIONS DE MODIFICATIONS DU PROTOCOLE DE MESURES 118
IV.4.1. Introduction 118
IV.4.2. Indicateurs quantifiables à partir du protocole actuel 118
IV.4.3. Propositions d'un protocole "corps entier" 121
IV.4.4. Conclusion 123

IV.5. CONCLUSION 123

Chapitre V : Bilan et perspectives de recherche

V.1. BILANS **124**
V.1.1. Bilan des propositions méthodologiques et de leurs applications 124
V.1.2. Bilan de l'interface graphique d'aide à l'EFM du sujet hémiplégique 126

V.2. EVOLUTIONS ET PERSPECTIVES A COURT TERME **129**
V.2.1. Evaluation globale de l'interface graphique 129
V.2.2. Extraction de connaissances auprès d'autres spécialités professionnelles impliquées dans le suivi du sujet hémiplégique 131
V.2.3. Un modèle anthropométrique spécifique aux sujets hémiplégiques 131
V.2.4. Intégration des aides à la locomotion dans l'EFM 132
V.2.5. Application de la méthodologie à d'autres pathologies 133

V.3. EVOLUTIONS ET PERSPECTIVES A PLUS LONG TERME **134**
V.3.1. La recherche de similarité pour des propositions concrètes 134
V.3.2. De la marche « lancée » vers un parcours de marche 135
V.3.3. Vers une optimisation de l'analyse du mouvement 138

V.4. CONCLUSION **140**

Conclusion générale 141

Bibliographie 144

Index ***161***

Annexes 167

Liste des figures & tableaux

LISTE DES FIGURES & TABLEAUX

CHAPITRE I

Figure I.1. :	*Proposition de structuration des connaissances issues des différentes disciplines relatives à l'analyse du mouvement humain selon Abernethy et al. (1997).*	*5*
Figure I.2. :	*Nécessité d'une approche multifactorielle du mouvement humain.*	*6*
Figure I.3. :	*Continuum de l'analyse qualitative vers l'analyse quantitative proposé par Knudson & Morrisson (1997).*	*8*
Figure I.4. :	*Structuration du processus décisionnel (Degoulet & Fieschi, 1998).*	*8*
Figure I.5. :	*Trois des différents types de raisonnement (Degoulet & Fieschi, 1998)*	*9*
Figure I.6. :	*Les principaux facteurs de la prise de décision selon Degoulet & Fieschi (1998).*	*10*
Figure I.7. *:*	*Propagation de l'erreur commise en fonction des différentes étapes permettant l'obtention de coordonnées tridimensionnelles corporelles.*	*15*
Figure I.8. :	*Les différents niveaux de complexité de modélisation.*	*21*
Figure I.9. :	*Exemples de différents niveaux d'intervention possible sur le mouvement.*	*25*
Figure I.10. :	*Angle de flexion extension de la cheville en fonction du pourcentage du cycle pour deux classes de comportements distinctes.*	*26*
Figure I.11. :	*Exemple de deux nouveaux tracés à étudier rapportés à deux classes de comportement identifiées.*	*27*
Tableau I.1. :	*Les approches de l'aide à la décision selon Degoulet & Fieschi (1998).*	*2*
Tableau I.2. :	*Principales caractéristiques des systèmes d'analyse tridimensionnelle les plus courants (selon Richards, 1998).*	*16*
Tableau I.3. :	*Précision des mesures pour une distance connue de 50 cm entre deux marqueurs (Extrait de Richards, 1998).*	*16*
Tableau I.4. :	*Effet du rapprochement des marqueurs sur la précision de la mesure de la distance qui les sépare (Extrait de Richards, 1998).*	*16*
Tableau I.5. :	*Mesure d'un angle de 95.8° entre trois marqueurs situés sur un plateau en mouvement (Extrait de Richards, 1998).*	*17*

CHAPITRE II

Figure II.1. :	*Les étapes de l'analyse du mouvement.*	*30*
Figure II.2. :	*Modèle d'analyse du mouvement "en spirale" où chaque boucle correspond à une étape du travail et à une ou des concertations entre les différents interlocuteurs.*	*32*

Figure II.3. : *Présentation des collaborations nécessaires à une analyse pertinente du mouvement.* 33
Figure II.4. : *Application de l'analyse de la tâche pour la conception de système selon Stammers et al. (1990).* 35
Figure II.5. : *Approche descendante et ascendante d'élaboration de modèles conceptuels selon Duribreux-Cocquebert (1995).* 38
Figure II.6. : *Vers l'identification des indicateurs qualifiés.* 41
Figure II.7. : *Modèle de la variabilité selon Gremy (1987).* 44
Figure II.8. : *Vers la mesure des indicateurs qualifiés.* 47
Figure II.9 : *Arbre hiérarchique, résultat de la classification ascendante.* 49
Figure II.10 : *Le principe des fenêtres temporelles.* 50
Figure II.11. : *Centrage d'une courbe quelconque autour de sa moyenne.* 51
Figure II.12. : *Correction par un facteur d'échelle de l'amplitude d'une courbe quelconque.* 51
Figure II.13 : *Illustration de deux types de fenêtres temporelles au pouvoir discriminant différent.* 53
Figure II.14. : *Les différentes étapes de l'analyse de données.* 54
Figure II.15 : *Vers la mesure des indices discriminants d'un sujet.* 54
Figure II.16. : *Principes de présentation en vue étoile des distances entre un indice global et n classes de mouvements et n indices pour une même classe.* 55
Figure II.17. : *De multiples modalités d'accès aux informations par des classifications variées.* 56
Figure II.18. : *Présentation et accès aux informations. Les cadres en pointillés correspondent aux étapes définies précédemment.* 58
Figure II.19. : *Ensemble de la méthodologie d'analyse du mouvement proposée.* 60

CHAPITRE III

Figure III.1. : *L'EFM visuelle réalisée en pratique clinique.* 61
Figure III.2. : *L'EFM réalisée en laboratoire d'analyse du mouvement.* 62
Figure III.3. : *Conséquences encéphaliques anatomiques d'un AVC volumineux (Cambier et al., 1998).* 64
Figure III.4. : *Eléments caractéristiques du cycle de marche selon Whittle (1996).* 65
Figure III.5. : *Quatre exemples des conséquences sensori-motrices d'hémiplégie (Bariety et al., 1990).* 66
Figure III.6. : *Mise en évidence de trois stratégies d'utilisation des indicateurs de marche par un dendogramme de classification hiérarchique ascendante.* 69
Figure III.7. : *Diagramme décrivant les étapes logiques de l'analyse de la marche pathologique selon Winter (1985).* 72
Figure III.8. : *Images IRM d'un sujet sain et d'un sujet hémiplégique.* 77
Figure III.9. : *Masses et différences des masses des deux membres inférieurs par coupe pour un sujet hémiplégique.* 79
Figure III.10. : *Différences entre les résultats obtenus à partir du traitement des images IRM et les estimations réalisées à partir de différents modèles.* 79
Figure III.11. : *Présentation du volume de calibration du référentiel et des emplacements*

de mesures pour les tests de précision. 83
Figure III.12. : *Notion de coefficient de variation et d'enveloppe pour différents tracés.* 84
Figure III.13. : *Conséquences d'une erreur d'une ou deux images lors de l'identification du début du cycle.* 86
Figure III.14. : *Erreur moyenne commise lors du décalage d'une ou deux images.* 86
Figure III.15. : *Exemple d'angle du genou en fonction du pourcentage du cycle pour un même sujet hémiplégique lors de 7 passages successifs.* 87
Figures III.16. : *Histogramme des fréquences du coefficient de variation et pour l'amplitude moyenne de l'angle de genou pour les trois populations étudiées.* 88
Figure III.17. : *Dendogramme de classification hiérarchique des données des sujets.* 94
Figure III.18. : *Angle moyen du genou, de chacun des trois groupes de sujets âgés identifiés.* 93

Tableau III.1. : *Les AVC peuvent être classés en trois groupes principaux selon Bariety et al. (1990).* 64
Tableau III.2. : *Les 10 indicateurs les plus utilisés par spécialité professionnelle.* 70
Tableau III.3. : *Nombre d'entrées dans chacune des "boîtes" caractérisant les stratégies d'analyse de la marche des différents spécialistes.* 73
Tableau III.4. : *Caractéristiques courantes des principales techniques d'imageries médicales selon Degoulet & Fieschi, 1998.* 77
Tableau III.5. : *Description des formes géométriques utilisées pour l'étude de la précision des mesures.* 83
Tableau III.6. : *Valeur moyenne (et dispersion des mesures) intra-session des trois distances et des deux angles mesurés aux différents emplacements du volume de mesure.* 85
Tableau III.7. : *Valeur moyenne (et dispersion des mesures) inter-session des trois distances et des deux angles mesurés aux différents emplacements du volume de mesure.* 85
Tableau III.8. : *Amplitude minimale, maximale, moyenne et CV de l'angle du genou des trois populations étudiées.* 88
Tableau III.9. : *Caractéristiques morphologiques et paramètres spatio-temporels des populations étudiées.* 92
Tableau III.10. : *Différences moyennes entre les angles articulaires des trois groupes de sujets âgés.* 93

CHAPITRE IV

Figure IV.1. :	*Exemple de fenêtre graphique d'un indicateur qualifié : l'équinisme.*	*100*
Figure IV.2. :	*Informations relatives aux classes de marche.*	*100*
Figure IV.3. :	*Informations relatives à la dispersion des mesures.*	*101*
Figure IV.4. :	*Replacement des informations dans leur contexte à la fois numérique et médical.*	*102*
Figure IV.5. :	*Niveau de difficulté pour l'appréciation de l'indicateur qualifié.*	*102*
Figure IV.6. :	*Seuils de significativité clinique de chaque graphique.*	*103*
Figure IV.7. :	*Définition et contexte d'utilisation de l'indicateur qualifié équinisme.*	*104*
Figure IV.8. :	*Informations relatives aux variables numériques.*	*104*
Figure IV.9. :	*Variables numériques de l'exemple présenté, relatives à l'équinisme.*	*104*
Figure IV.10. :	*Informations relatives aux origines possibles de l'équinisme.*	*105*
Figure IV.11. :	*Bibliographie disponible relative à l'indicateur.*	*105*
Figure IV.12. :	*Exemples de photographies relatives à l'équinisme et présentation synchronisée des courbes et de l'animation vidéographique.*	*106*
Figure IV.13. :	*Informations apportées relatives aux éléments caractéristiques des paramètres fournis permettant l'appréciation de l'équinisme.*	*106*
Figure IV.14. :	*Exemple de classification.*	*109*
Figure IV.15. :	*Architecture logiciel de base de l'interface graphique.*	*113*
Figure IV.16. :	*Navigation au sein de l'interface.*	*114*
Figure IV.17. :	*Exemple de boites de dialogues pour la gestion du profil utilisateur.*	*115*
Figure IV.18. :	*Cheminement lors de l'utilisation d'un mode de regroupement prédéfini des indicateurs.*	*117*
Figure IV.19. :	*Vue de face et de dos d'un sujet sur lequel sont positionnés les 13 marqueurs du protocole de mesure actuel.*	*119*
Figure IV.20. :	*Proposition de marqueurs pour la mesure du valgus/varus du pied.*	*121*
Figure IV.21. :	*Propositions d'un protocole de pose de marqueurs "corps entier".*	*122*

Tableau IV.1. :	*Principaux avantages de l'EFM avec et sans système opto-électronique.*	*97*
Tableau IV.2. :	*Principaux inconvénients de l'EFM avec et sans système optoélectronique.*	*97*
Tableau IV.3. :	*Synthèses des différents classements et regroupements d'indicateurs.*	*111*
Tableau IV.4. :	*Les différents niveaux de regroupement des paramètres de base.*	*112*
Tableau IV.5. :	*Principaux bilans sensori-moteurs et leurs caractéristiques, relevés dans la littérature ainsi que ceux intégrés dans l'interface.*	*116*
Tableau IV.6. :	*Indicateurs qualifiés localisés quantifiables par le protocole actuel.*	*119*
Tableau IV.7. :	*Indicateurs qualifiés régionaux quantifiables par le protocole actuel.*	*119*
Tableau IV.8. :	*Indicateurs qualifiés généraux quantifiables par le protocole actuel.*	*120*
Tableau IV.9. :	*Indicateurs qualifiés relatifs à la qualité de marche, quantifiables par le protocole actuel.*	*120*
Tableau IV.10. :	*Indicateurs qualifiés interprétatifs quantifiables par le protocole actuel.*	*120*

CHAPITRE V

Figure V.1. :	*Les principales aides techniques utilisées par les sujets hémiplégiques.*	*132*
Figure V.2. :	*Parcours de marche regroupant les principaux éléments de la motricité quotidienne.*	*136*
Figure V.3. :	*Harnais de suspension pour prévenir les éventuelles chutes.*	*137*
Figure V.4. :	*Optimisation de la démarche d'analyse du mouvement.*	*139*

LISTE DES ABREVIATIONS

°	: Degré
AVC	: Accident Vasculaire Cérébral
CV	: Coefficient de Variation
cm	: Centimètre
EFM	: Evaluation Fonctionnelle de la Marche
Ex	: Exemple
Hz	: Hertz
IMC	: Infirmité Motrice Cérébrale
IRM	: Images à Résonance Magnétique
Ind.	: Indépendant(e)
K	: Cadres Kinésithérapeutes
mm	: Millimètre
N	: Médecin Neurologue
$N.m.kg^{-1}$	: Newton mètre par kilogramme
$W.kg^{-1}$	: Watt par kilogramme
P	: Puissance
PfF	: Plate-forme de force
R	: Médecin Rééducateur
RMS	: Root Mean Square
Sx	: Sujet x
SD	: Standard déviation ou écart-type
u.a.	: Unité arbitraire
v.	: Voir

Introduction générale

INTRODUCTION GENERALE

L'analyse du mouvement par des hommes de sciences date de l'antiquité (Hippocrate, -460 – 377 ; Aristote, -384-322…) mais l'analyse tridimensionnelle du mouvement ne débute qu'à la fin du siècle dernier par les travaux de l'anatomiste Wilhelm Braune et du mathématicien Otto Fisher. Ces premiers travaux consacrés à l'étude de la marche du fantassin nécessitaient alors 8 à 10 heures de mesures et des journées de calculs manuels, pour l'analyse d'un mouvement durant quelques secondes. Avec les considérables développements de l'électronique et de l'informatique, quelques minutes suffisent aux systèmes actuels pour obtenir le même type de résultats.

Cependant, force est de constater que les utilisateurs des systèmes d'analyse gestuelle, qu'ils soient médecins, kinésithérapeutes, ergonomes ou encore entraîneurs, éprouvent des difficultés certaines à intégrer dans leur processus de prise de décision les données quantitatives issues des systèmes d'analyse du mouvement. Les possibles origines de cette sous-utilisation peuvent êtres multiples :

a) les données brutes que fournissent les systèmes sont inappropriées,
b) les protocoles de capture du mouvement sont incomplets,
c) les données calculées ne sont pas toutes utiles au processus décisionnel,
d) les modes de présentation des informations ne correspondent pas aux besoins et rendent leur utilisation difficile,
e) les outils informatiques mis à disposition ne sont pas conviviaux et sont inadaptés aux besoins spécifiques des différents utilisateurs,

…

Quelles qu'en soient la ou les origines, il existe un certain décalage entre les possibilités offertes par les systèmes d'analyse tridimensionnelle et l'utilisation de ces systèmes, dans l'aide à la prise de décision. Bon nombre de logiciels plus ou moins spécialisés ont essayé de combler le fossé entre les données numériques et les utilisateurs avec un résultat toujours très mitigé. Le plus souvent, ces logiciels "généralistes" présentent des informations non hiérarchisées et ne correspondant pas à la réalité d'une utilisation pratique ciblée. Ceci conduit les utilisateurs à développer leurs propres paramètres ou combinaisons de paramètres et leurs propres modalités de présentation et de classement des informations.

L'objet de ce travail est de proposer une méthodologie d'analyse du mouvement permettant d'éviter ce décalage, puis de l'évaluer par l'application à un mouvement concret. Pour répondre à ces objectifs, ce mémoire s'organise en cinq chapitres.

Le premier chapitre présente un bilan des principales difficultés à franchir tant au niveau des utilisateurs que des systèmes de mesures pour une utilisation effective de ces derniers dans le processus de prise de décision. De plus, ce chapitre comprend une présentation des contraintes et des finalités communes à l'analyse du mouvement qui, ajoutées aux difficultés précédentes, permettront la proposition d'une méthodologie rigoureuse d'analyse du mouvement.

Le deuxième chapitre propose une méthodologie d'analyse du mouvement en cinq étapes, allant de l'élaboration d'une base de connaissances nécessaire à l'analyse d'un mouvement jusqu'à l'identification des modes de présentation et d'accès aux résultats. Cette méthodologie permet d'identifier les informations à apporter, leurs modalités d'acquisition, les traitements nécessaires, les modes de présentation et de classement des informations, pour une aide effective à la prise de décision.

Le troisième chapitre a pour objet l'application de la méthodologie proposée à un mouvement complexe : la marche pathologique. Dans ce but, plusieurs expérimentations ont été nécessaires : en partant d'un travail de transfert d'expertise des spécialistes de ce mouvement jusqu'à l'identification de la norme à laquelle les résultats de l'analyse du mouvement considéré pourront être rapprochés. Ces expérimentations ont pour objet d'apporter les informations nécessaires à l'élaboration d'une interface graphique d'aide à l'évaluation fonctionnelle de la marche (EFM) du sujet hémiplégique, à partir de l'analyse tridimensionnelle du mouvement.

Le quatrième chapitre présente les concepts et la maquette d'une interface graphique d'aide à l'EFM du sujet hémiplégique. L'information de base que constitue "l'indicateur qualifié", y est présentée ainsi que les différentes modalités d'accès aux informations. Une proposition de protocole de mesures permettant de quantifier la plus grande partie des indicateurs identifiés est ensuite décrite.

Le cinquième chapitre dresse le bilan de l'ensemble du travail réalisé. Enfin, les perspectives à court et à long terme qui s'en dégagent, sont exposées.

Premier Chapitre :

Des données de l'analyse du mouvement vers une aide à la décision : bilan des difficultés à franchir

Chapitre I. : Des données de l'analyse du mouvement vers une aide à la décision ; bilan des difficultés à franchir

I.1. INTRODUCTION

Ce chapitre a pour objet de montrer dans une première partie qu'il existe plusieurs voies conduisant à la prise de décision. Trois types d'approches de l'analyse du mouvement peuvent être mises en évidence dans la littérature. Elles peuvent être qualifiées de "cognitives", "extrapolatives" et "objectives". Elles présentent chacune leurs intérêts et contribuent au processus de prise de décision. Ce chapitre met ensuite en évidence que l'analyse du mouvement fait appel à des champs disciplinaires variés qui ne sont pas sans conséquences sur les informations et les raisonnements qui vont induire la prise de décision. De plus, l'accent est mis sur l'intérêt de collecter tout à la fois des données qualitatives et quantitatives pour permettre une appréciation globale du mouvement. Enfin, une présentation des différents modes de raisonnement met en évidence qu'un système figé, ne respectant pas les caractéristiques de l'utilisateur, ne facilite pas la prise de décision.

Après cette approche des difficultés liées aux utilisateurs, une seconde partie est consacrée aux principales difficultés de l'analyse du mouvement liées aux systèmes de mesures. La première difficulté est le choix du ou des outils de mesures. Deux catégories d'outils peuvent être distinguées, d'une part ceux dit « subjectifs » et d'autre part ceux dit « objectifs ». Parmi ces derniers, les systèmes optoélectroniques, base de ce travail, sont plus particulièrement détaillés. Les principales variables qu'ils permettent d'obtenir et leur signification sont ensuite présentées.

La diversité des difficultés de mise en œuvre de l'analyse du mouvement n'en cache pas moins des contraintes et des finalités communes, constituant l'objet de la troisième partie de ce chapitre. Ces difficultés ainsi que ces contraintes et finalités communes permettent la recherche d'une méthodologie générale d'analyse pertinente du mouvement humain.

I.2. DIFFICULTES LIEES AUX UTILISATEURS

I.2.1. Présentation des différentes démarches conduisant à la prise de décision

Trois types d'approches d'utilisation des résultats de l'analyse du mouvement se dégagent de la littérature :

- Une approche qualifiée de « cognitive » faisant appel aux techniques de l'"Intelligence Artificielle" afin de proposer des solutions, des explications. Elle se charge donc de donner un sens aux mesures réalisées.
- Une approche qualifiée « d'extrapolative » qui, à partir d'informations initiales, permet de simuler, animer ou manipuler un modèle.
- Une approche qualifiée d'« objective » qui consiste en une analyse quantitative des mesures, suivie d'une approche statistique plus ou moins évoluée avec un soin tout particulier porté à la présentation des résultats.

Les principes et intérêts de ces trois approches vont être abordés successivement.

I.2.1.1. L'approche « cognitive »

L'approche « **cognitive** » utilise dès le début de l'analyse, des connaissances permettant de sélectionner, pondérer, instaurer des règles de fonctionnement à partir de connaissances d'experts, des mesures préalables ou encore des finalités de l'analyse. Le recours à des méthodes "d'intelligence artificielle" pour une aide à la décision est de plus en plus courant dans le cadre de l'analyse du mouvement. L'intérêt est d'arriver à des **propositions sémantiquement significatives** d'un point de vue technique, tactique, ergonomique ou encore clinique. Alors que l'approche objective met en évidence des différences ou similitudes numériques, l'approche cognitive présente l'avantage de pouvoir faire des propositions explicatives relatives aux phénomènes observés. Elle permet une aide à la décision **explicite.**

L'aide à la décision est possible grâce à différentes méthodes (Degoulet & Fieschi, 1998). Ces auteurs distinguent quatre principales méthodes (tableau I.1) faisant appel à des modalités particulières du raisonnement qui seront explicitées plus en avant dans le chapitre.

Approche	**Raisonnement**	**Explications**	**Apprentissage**
Modèles mathématiques	Algorithmique	Non	Non
Statistique/probabilité	Inductif	Limitées	Automatique par induction
Systèmes experts	Déductif, abductif	Oui	Difficile, supervisé
Réseaux neuronaux	Inductif	Non	Supervisé ou automatique

Tableau I.1. : *Les approches de l'aide à la décision selon Degoulet & Fieschi (1998).*

Kaufman & Sutherland (1996), dans une approche plus spécifique à la locomotion, distinguent les systèmes à base de connaissances des réseaux de neurones. Les connaissances utilisées par les différentes approches sont, dans tous les cas, d'origines très variées et la taxonomie (classification de phénomènes) joue un rôle majeur (Degoulet & Fieschi, 1998).

En conclusion, l'approche cognitive comprend de nombreuses méthodes permettant une aide à la décision par des **propositions sémantiquement riches** qui vont au-delà des chiffres que peut apporter l'analyse objective. Ces propositions, concernant le plus souvent un domaine très ciblé, doivent être réévaluées par l'utilisateur dans le contexte de leur application mais peuvent être une aide conséquente à la prise de décision. La méthode la plus utilisée actuellement, ainsi que la plus prometteuse, est vraisemblablement celle intégrant majoritairement le fonctionnement à base de réseaux de neurones et à base de cas.

I.2.1.2. L'approche « extrapolative »

Parmi les trois types de mouvements générés virtuellement (animation, manipulation et simulation : Badler et al. 1993), la **simulation** est vraisemblablement la plus intéressante. Elle se définit comme la possibilité de « mesures et d'études consistant à remplacer un phénomène, un système à étudier, par un modèle plus simple mais ayant un comportement analogue » (Larousse). Dans le cadre de l'analyse du mouvement humain, l'intérêt majeur est de pouvoir "obtenir" la réalisation d'un mouvement en l'absence de l'acteur du mouvement. De nombreuses raisons peuvent en effet justifier de se passer de la prise de mesures sur l'acteur du mouvement :

- coût financier,
- milieu ou mouvement à risques pour l'intégrité physique de l'acteur du mouvement,
- décision forte de conséquence (par exemple, une opération chirurgicale, un investissement important pour une organisation matérielle ou encore une nouvelle technique sportive),
- formation professionnelle,
- fatigue, temps d'expérimentation.

La simulation ne nécessite pas forcément l'utilisation de l'outil informatique. Cependant, la complexité du mouvement humain nécessite l'utilisation de modèles, souvent complexes, pour l'obtention d'un « comportement analogue ». Ceci conduit donc à une quantité de calculs importante. Le recours à un modèle est incontournable mais sa complexité dépend des résultats escomptés.

Dans le cadre de l'analyse du mouvement, l'utilisation de la simulation est largement développée. La simulation est définie par Nigg & Van den Bogert (1994) comme « la prédiction du comportement de systèmes complexes par la répétition de l'application de principe simple ». Nigg & Van den Bogert (1994) attribuent à Riddle & Kane (1968) les

premiers travaux significatifs de simulation du mouvement humain. Ils simulaient les effets de mouvement du bras sur la réorientation d'astronautes dans l'espace à partir d'un modèle à trois segments. Hatze présente en 1976 un modèle simulant les mouvements humains pour en permettre l'optimisation. En 1987 a lieu le premier symposium international sur la simulation informatique en biomécanique. Actuellement, plusieurs logiciels de simulation du mouvement humain sont disponibles sur le marché tels que DADS, ADAMS, SPACAR Dynaman, Compamm/sport ou encore SDS (Nikravesh, 1984 ; Haug, 1989 ; Van Soest, 1992 ; Celigüeta, 1993 et 1996).

Nigg & Van den Bogert (1994) distinguent 3 intérêts majeurs à la simulation du mouvement humain qui sont :

- de comprendre le mode de fonctionnement d'un système, rendre possible la vérification d'hypothèses quant aux propriétés des structures qui gèrent le comportement (par exemple, Siegler et al. (1982) pour la marche humaine),
- de l'optimiser selon un ou des critères tels que le temps ou encore la distance (Pandy et al., 1990 ; Pandy & Zajac, 1991 ; Spagele et al., 1999 pour le saut vertical ou encore Dal monté, 1986 pour le geste du rameur),
- d'étudier les forces internes et leur dépendance aux paramètres du modèle.

En conclusion, l'intérêt essentiel de cette approche est de pouvoir générer le mouvement lorsque la réalisation effective de celui-ci porte à conséquence pour la personne qui l'effectue ou que les contraintes de son exécution sont importantes. Cependant, il ne faut pas oublier que cette approche n'est qu'une extrapolation de ce que **devrait** "logiquement" être le mouvement.

I.2.1.3. L'approche « objective »

Le principe de l'approche **objective** est d'utiliser, essentiellement, des méthodes statistiques permettant de comparer des paramètres entre eux, de les regrouper, de les hiérarchiser ou encore de déterminer les paramètres ou les instants les plus discriminants. Il n'y a pas d'utilisation de connaissances pour pondérer un paramètre ou en exclure un autre, avant d'avoir justifié numériquement cette intervention (par une matrice de corrélation par exemple). L'approche ne permet pas de réaliser des propositions ou des conclusions et n'apporte pas de sens aux différences ou aux points communs identifiés. L'interprétation reste totalement à la charge de l'utilisateur. Par contre, trouver les modes de présentation des résultats les plus pertinents, permettant de faciliter la lecture et l'interprétation des résultats fait partie intégrante de cette approche.

En conclusion, cette approche consiste en un traitement, puis une présentation adaptée de données numériques pour une aide à la décision **implicite**. L'utilisateur des résultats ne dispose pas de proposition concrète pour l'aider dans sa prise de décision ou encore de la possibilité de générer artificiellement du mouvement pour vérifier ses hypothèses.

Ainsi, les trois voies d'analyse du mouvement permettent une aide à la décision. Elles comprennent chacune des avantages spécifiques et leurs difficultés de mise en œuvre sont relativement équivalentes. L'approche objective a été choisie car elle semble être la plus à même, dans un premier temps, de montrer que l'analyse du mouvement humain peut contribuer efficacement à l'aide à la décision. Cependant, une proposition plus exhaustive intégrant les différentes approches sera réalisée dans le chapitre V. Quelle que soit l'approche privilégiée pour l'utilisation des résultats de l'analyse du mouvement humain, il est nécessaire de faire appel à des champs disciplinaires variés à toutes les étapes de l'analyse.

I.2.2. Des champs disciplinaires variés

La complexité de l'être humain nécessite, pour une analyse pertinente de ses mouvements, des connaissances générales et spécifiques dans de nombreuses disciplines scientifiques (figure I.1.).

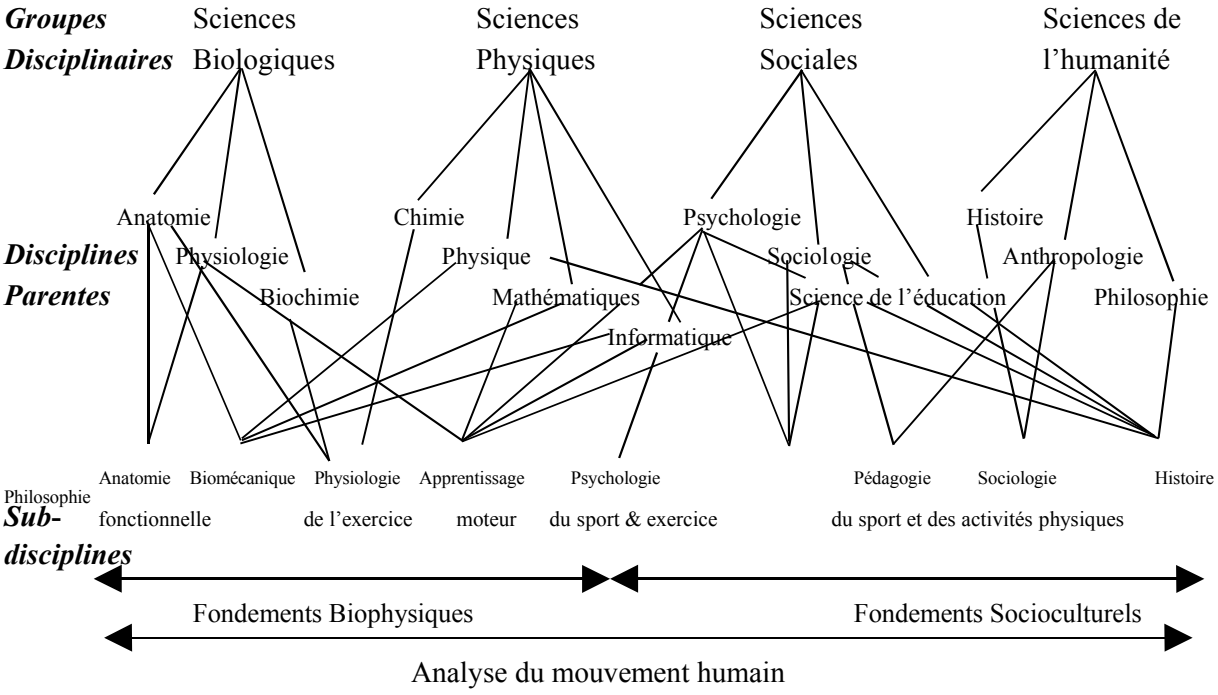


Figure I.1. : *Proposition de structuration des connaissances issues des différentes disciplines relatives à l'analyse du mouvement humain selon Abernethy et al. (1997).*

Quelle que soit la nature et la quantité d'informations recueillies, les résultats de l'analyse du mouvement doivent avoir une approche **multifactorielle**. En effet, le mouvement humain est le résultat de l'interaction de nombreux facteurs biomécaniques, physiologiques, psychologiques… (figure I.2.). Son étude nécessite de le replacer dans son contexte d'exécution dont il est **indissociable**.

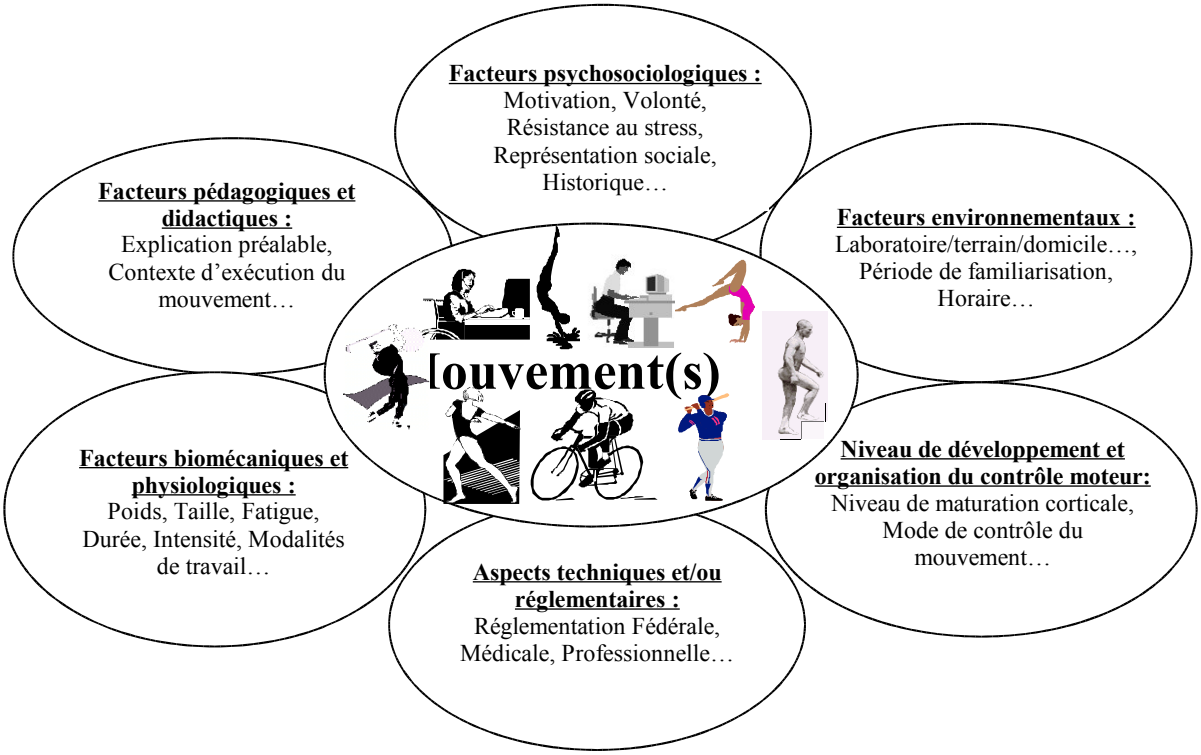


Figure I.2. : *Nécessité d'une approche multifactorielle du mouvement humain.*

Cette indispensable approche multifactorielle n'est pas sans conséquences sur l'organisation du travail pour une analyse pertinente du mouvement humain.

Le principal obstacle à cette approche multidisciplinaire est le haut niveau de **spécialisation** qui s'est développé, ces dernières décennies, pour l'analyse du mouvement dans chacun des domaines de recherche (Knudson & Morrisson, 1997). Le problème majeur est d'avoir une approche qui intègre les connaissances propres à chaque discipline, et non une variété d'approches unidisciplinaires. Le premier cas sous-tend des spécialistes de l'analyse du mouvement. Cette analyse du mouvement doit alors être considérée comme une discipline dont les spécialistes ont acquis l'ensemble des connaissances générales et spécifiques nécessaires à une analyse pertinente du mouvement. Le deuxième cas entraîne une fragmentation importante, dommageable à la qualité de l'analyse du mouvement, par la juxtaposition de différentes interprétations parcellaires et parfois contradictoires (Knudson & Morrisson, 1997). La multiplicité et la nécessaire coopération des différents spécialistes est, dans ce cas, un obstacle évident qui a pour conséquence des problèmes coutumiers de communication entre les différents spécialistes.

La "**barrière sémantique**" est un obstacle à cette pluridisciplinarité. Chaque champ disciplinaire possède souvent son propre vocabulaire et sa propre "approche" des problèmes rencontrés. Seule une explicitation terminologique et méthodologique précise permet une utilisation efficace des connaissances de chaque champ disciplinaire. Au sein d'une discipline, de nombreuses notions ne possèdent pas un vocabulaire standardisé, répondant à des définitions claires, précises, communément admises et utilisées. Ceci rend les observations, même médicales, « floues » (Degoulet & Fieschi, 1998). De même, au sein, comme entre différentes disciplines, de nombreux modes de raisonnement sont couramment employés par les différents spécialistes ; il est nécessaire de les connaître. Ces spécialistes de l'ensemble des disciplines utilisent à la fois des données qualitatives et quantitatives de façon plus ou moins prépondérante et des choix réfléchis sont nécessaires.

I.2.3. Choix du type de données : du qualitatif au quantitatif

L'analyse du mouvement peut être qualitative et/ou quantitative. Les deux approches ne sont pas antinomiques mais présentent des caractéristiques et des intérêts parfois spécifiques. La distinction vient de l'utilisation ou non d'une description numérique des mouvements du corps ou de l'un de ses segments (Kreighbaum & Barthel, 1996).

L'analyse **qualitative** d'un mouvement est le plus souvent destinée à une estimation "subjective" directe du geste, sans pour autant être désorganisée, vague ou arbitraire et nécessite des compétences dans de nombreuses disciplines (Knudson & Morrison, 1997). Ces auteurs définissent l'analyse qualitative du mouvement comme une observation **systématique** et **introspective** pour juger de la **qualité** d'un mouvement, dans l'objectif d'apporter l'intervention la plus appropriée, essentiellement pour en améliorer la performance. L'observation est ici utilisée dans un sens plus général que visuel et comprend des prises d'informations sensorielles très variées.

A l'inverse, pour Knudson & Morrisson (1997), analyse **quantitative** n'implique pas obligatoirement une approche purement objective ; en effet, il y a toujours une influence de l'emplacement du système de mesure, l'effet qu'il peut avoir sur l'acteur du mouvement, l'obligation qui peut lui être faite de réaliser le mouvement en laboratoire ou encore la précision même du système de mesure. La mesure, en elle-même, est objective mais ne quantifie pas forcément le phénomène que l'on souhaite mesurer. Sur ce point particulier réside une des spécificités de l'analyse du mouvement humain. En effet, "quantification" ne veut pas dire automatiquement mesure fiable, valide, précise et à l'inverse, le manque de mesures quantitatives n'entraîne pas automatiquement une approche moins valide ou moins sérieuse (Knudson & Morrisson, 1997).

De l'approche "hautement" qualitative à l'approche quantitative, une gradation peut être proposée (figure I.3).

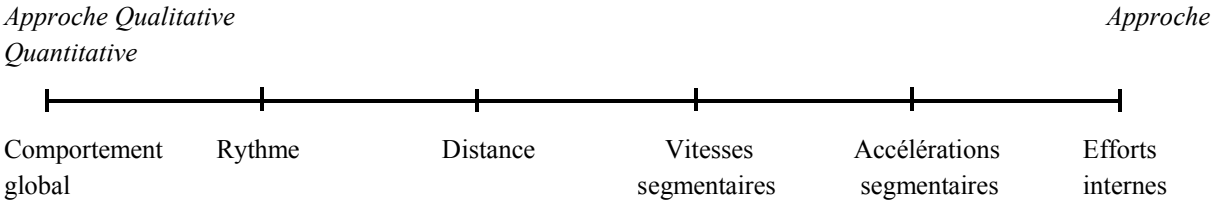


Figure I.3. *Continuum de l'analyse qualitative vers l'analyse quantitative proposé par Knudson & Morrisson (1997).*

La prise d'informations quantitatives est souvent relativement "lourde" et difficile à mettre en place. A l'inverse, la description du contexte de mesure, la prise en compte des facteurs psychosociologiques en particulier, mais aussi les éventuels événements inattendus ne peuvent parfois être appréciés que de façon qualitative. Les **deux types d'informations** doivent donc **cohabiter** pour une approche exhaustive du mouvement et être utilisés, sans a priori, lorsqu'ils sont les plus pertinents. De plus, cette variété d'informations permet de mieux répondre à la nécessité d'une approche multidisciplinaire. Ainsi, une analyse optimale passe par l'intégration d'informations de nature et d'origine diverses. Au sein d'une discipline et à fortiori entre les différentes disciplines, des modes de raisonnement variés sont utilisés. Pour faciliter la compréhension mutuelle, mais aussi pour optimiser la présentation des résultats, il est nécessaire de bien connaître ces modes de raisonnement.

I.2.4. D'une démarche multidisciplinaire à la prise de décision

I.2.4.1. Des modes de raisonnement variés

Une autre contrainte de l'analyse du mouvement est la multitude **des modes de raisonnement** humain. En effet, une analyse du mouvement est bien souvent réalisée dans le but de déboucher sur une prise de décision, qu'elle soit technique, tactique, clinique ou encore ergonomique. Cette prise de décision peut être schématisée en plusieurs étapes selon Degoulet & Fieschi, 1998 (figure I.4.) et doit permettre un "feed-back" vers le mouvement pour le rendre plus efficient.

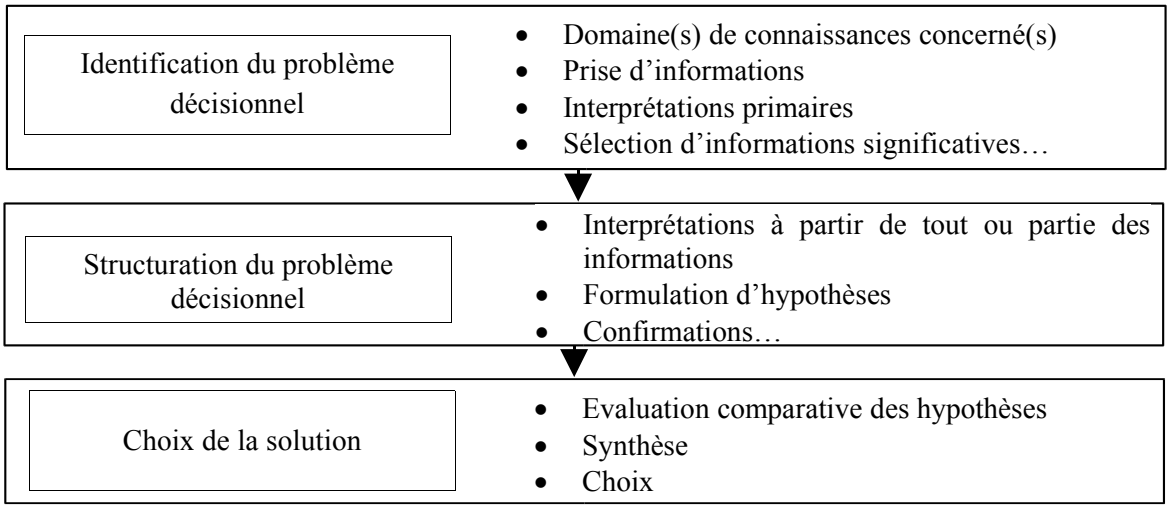


Figure I.4. : *Structuration du processus décisionnel (inspiré de Degoulet & Fieschi, 1998).*

La structuration du problème décisionnel fait appel à différents types de raisonnement mis en évidence par les travaux de psychologie cognitive. La base d'une inférence logique peut servir de prémices à une déduction ultérieure. Ainsi, si A entraîne B qui entraîne C, alors par transitivité A implique C (figure I.5.). Le raisonnement **déductif** suppose l'existence de règles logiques ou connaissances certaines permettant ainsi de relier entre elles des propositions (flèche avec point d'interrogation de la figure I.5.I.). Le raisonnement **inductif** permet, par généralisation, de passer de cas particuliers à une ou des loi(s) plus générale(s) (figure I.5.II.), alors que le raisonnement **abductif** part d'observations entre lesquelles on cherche à établir un lien de causalité (figure I.5.III.). Des hypothèses sont faites, et en les supposant vraies, il est alors possible d'inférer de nouveaux faits conséquents qui devront être confirmés par de nouvelles expérimentations.

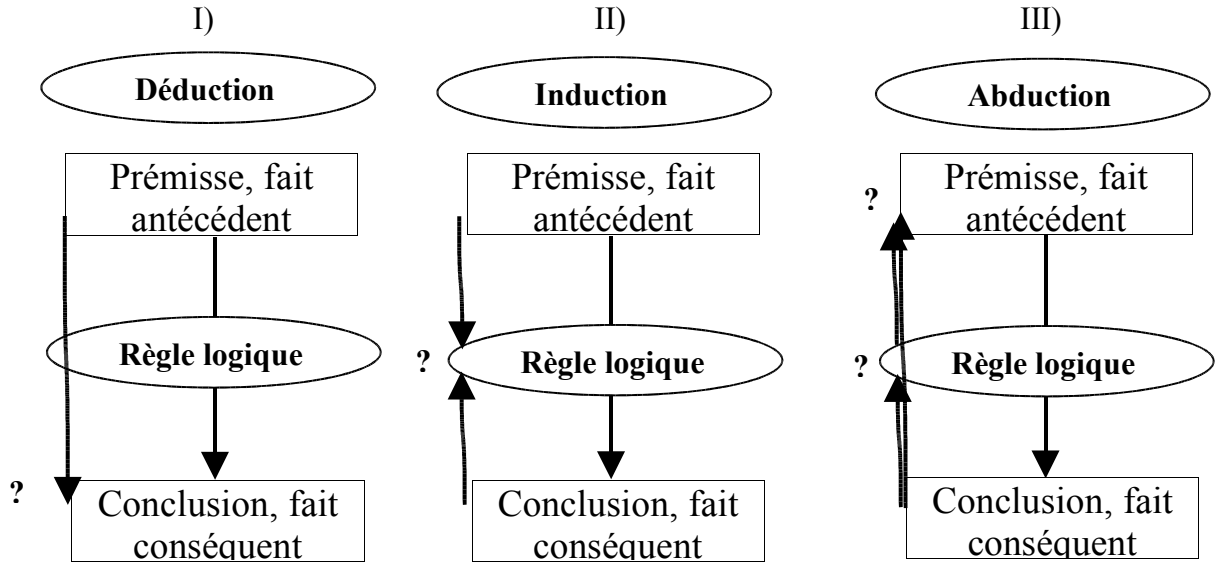


Figure I.5. : *Trois des différents types de raisonnement selon Degoulet & Fieschi (1998).*

Ces différents types de raisonnement peuvent être un enrichissement pour l'analyse du mouvement considéré mais, privilégié par tel ou tel spécialiste, ils peuvent également compliquer les discussions ou l'interprétation des résultats. Ils vont surtout influencer l'élaboration des protocoles de mesures. De même, le type de raisonnement privilégié dans la démarche d'analyse du mouvement **des différents interlocuteurs** doit être étudié (voir chapitre II). L'objectif de cette étude est essentiellement de pouvoir proposer une démarche d'analyse et de présentation des résultats similaires **à la stratégie des interlocuteurs** et non une démarche totalement extérieure à laquelle ils devront se conformer.

I.2.4.2. La notion de biais de jugement et son importance

Quels que soient les types de raisonnement des différents intervenants, qu'ils soient similaires ou non, il est courant que les prises de décisions soient différentes à partir des mêmes informations (Degoulet & Fieschi, 1998). En effet, le contexte de prise d'informations, les connaissances académiques et l'expérience jouent un rôle prépondérant (figure I.6).

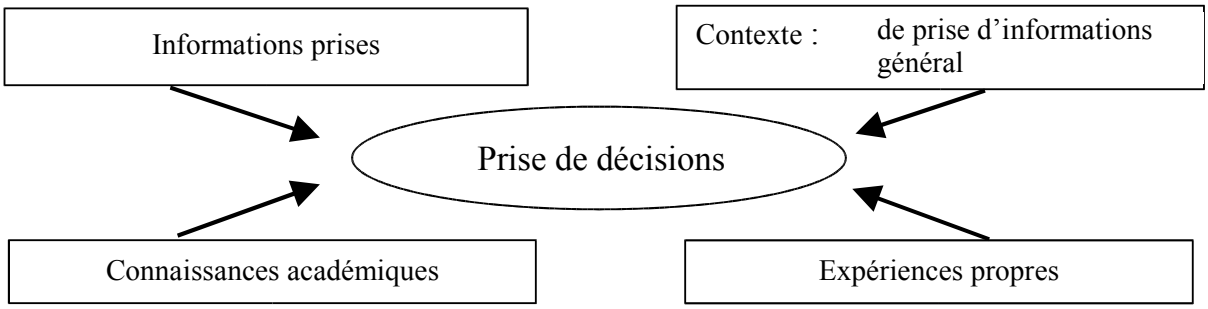


Figure I.6. : *Les principaux facteurs de la prise de décision selon Degoulet & Fieschi (1998).*

Ces différences de prise de décisions peuvent avoir des conséquences très variées. Des solutions distinctes peuvent parfois être apportées à un même problème, mais plutôt que d'estimer la solution la plus adaptée (ce qui n'est pas l'objet de ce travail), il est plus important d'essayer de réduire les erreurs de jugement. Pour cela, Degoulet & Fieschi (1998) utilisent une notion très importante : **les biais de jugement**. Ceux-ci doivent être connus car il est nécessaire d'en tenir compte à la fois pour l'élaboration des protocoles et pour la présentation des résultats.

Ces auteurs identifient six biais de jugement.

- Lors de l'acquisition des données, **l'ordre** de prise d'informations influence le jugement. Les premières informations fournies peuvent dominer les autres. Il est donc important de laisser l'utilisateur choisir l'ordre des informations pour ne pas l'influencer.
- Le jugement humain ne tient pas toujours suffisamment compte de la **fiabilité des données**, les sources de données étant souvent considérées comme parfaitement fiables. Il est donc important de présenter chaque information avec au minimum sa précision et la variabilité des mesures.
- La collecte des informations est basée sur une **attente** issue du contexte et de l'extrapolation qui en découle. Il est donc important de connaître les attentes de l'utilisateur, de maximiser les informations disponibles et de les replacer dans leur contexte.
- Le **conservatisme**, qui traduit la difficulté plus ou moins sévère à réviser une opinion. Il est donc important de disposer d'informations quantitatives précises et exhaustives pour un raisonnement objectif.
- **L'inconsistance** du jugement, qui traduit la contradiction plus ou moins régulière qui consiste à donner des avis différents sur des cas identiques. Il est donc important de disposer d'informations quantitatives variées et surtout de pouvoir mémoriser et rappeler facilement les cas déjà traités.
- La **justifiabilité**, qui conduit à appliquer une règle si l'on trouve une raison pour la justifier, même si ce n'est pas la plus appropriée. Il est donc important de joindre aux informations quantitatives variées les connaissances "académiques" qui y sont associées.

Quatre éléments ressortent davantage : **variété des données**, informations replacées dans leur **contexte**, **classement multiple** permettant de nombreux choix et **disponibilité de connaissances** associées aux différents paramètres présentés. Cependant, le raisonnement et la prise de décision sont des phénomènes très complexes. Ils ne sont pas encore totalement élucidés mais il convient cependant de les étudier, dans la situation considérée, si l'on veut apporter de façon objective, des informations pertinentes (Degoulet & Fieschi, 1998).

Indépendamment des difficultés liées à l'utilisateur, d'autres difficultés doivent êtres prises en compte, celles relatives aux systèmes de mesure.

I.3. DIFFICULTES LIEES AUX SYSTEMES DE MESURE

Il existe une variété d'outils pour l'analyse du mouvement humain. Deux catégories peuvent être distinguées : ceux dits « subjectifs » où l'être humain réalise la mesure à l'aide de ses sens et ceux dits « objectifs », c'est-à-dire dont les mesures sont faites par une machine, sans intervention du jugement humain. Après une rapide présentation de ces outils, l'accent est mis sur les systèmes optoélectroniques et les contraintes liées à leur utilisation ainsi que les précautions nécessaires qui en découlent pour une utilisation correcte.

I.3.1. Les outils dit « subjectifs »

Trois principaux outils sont décrits dans cette catégorie : l'observation, la verbalisation et l'évaluation de la perception de l'effort, de la difficulté ou encore de la douleur par des outils tels que l'échelle analogique visuelle.

L'observation peut être libre ou avec grille, avec ou sans support d'enregistrement comme la vidéographie. De nombreux mouvements en ergonomie, dans le domaine sportif ou en physiopathologie, par exemple, possèdent des grilles d'évaluation très précises avec des échelles de cotation (Persyn & Daly, 1982 ; Bakeman & Gottman, 1987 ; Delamotte, 1992 ; Piacenta, 1994 ; Hughes & Bell, 1994). Ces grilles nécessitent une familiarisation indispensable avec l'outil mais également de réelles compétences au niveau de la prise d'informations (souvent visuelles) avant de les retranscrire sur la grille. Tout ceci nécessite du temps et un apprentissage spécifique.

La **verbalisation** est l'outil dominant pour l'étude socioculturelle du mouvement. Elle existe sous de nombreuses formes telles que l'entretien ou le questionnaire posé à l'acteur du mouvement ou à son entourage (de Singley, 1992 ; Blanchet & Gotman, 1992 ; Sarfati, 1997 ; Roberts et al., 1999 ; Weinberg & Gould, 1999). Tout comme l'observation, les outils "entretien" et "questionnaire" nécessitent des compétences spécifiques et un réel apprentissage à l'utilisation

de ces outils au risque de réduire considérablement la quantité et la qualité des informations recueillies.

La **perception de l'effort**, de la difficulté ou encore de la douleur peut être réalisée par des échelles de cotation. Par exemple, l'échelle analogique visuelle est très utilisée pour évaluer la perception de la douleur. Elle consiste à placer un curseur entre deux bornes décrivant des états extrêmes et opposés d'absence et de présence intense de la douleur. Des échelles de niveaux, décrivant X états laissés au libre choix peuvent également être utilisées (Noble & Robertson, 1996 ; Borg, 1998 ; Caillet et al., 1998 ; Garcin, 1998 ;). Ces formes particulières de "questions" posées aux sujets sont relativement plus faciles d'utilisation que les outils précédents. Cependant, des protocoles très rigoureux sont également nécessaires afin de ne pas influencer le sujet.

En conclusion, de nombreux outils sont disponibles avec comme point commun un jugement **réalisé par l'homme**. Ces outils présentent l'avantage d'estimer des phénomènes qui ne peuvent parfois pas l'être à l'aide d'outils de mesure quantitatives. Ce type de mesures doit donc être intégré à l'analyse du mouvement. Cependant, il est des cas où des mesures plus "objectives" gagneraient à être utilisées. En effet, il est courant qu'à partir d'une même quantité d'informations, les prises de décision soient différentes avec la possibilité d'erreur d'appréciation d'un paramètre. Des données numériques prises par un système de mesures précis, fiable et reproductible peut donc permettre de limiter ces erreurs. Ces informations numériques sont ensuite à replacer dans leur contexte de mesures pour en apprécier pleinement la pertinence. A la suite des outils principalement utilisés pour l'étude des fondements socioculturels (figure I.1.), les outils davantage consacrés aux disciplines biophysiques vont être présentés et les systèmes d'analyse tridimensionnelle plus particulièrement.

I.3.2. Les outils dits « objectifs »

Les principaux outils utilisés pour l'analyse du mouvement humain sont, d'une part ceux qui mesurent les signaux physiologiques influencés par le mouvement, et d'autre part ceux qui mesurent le mouvement lui-même.

Les principales mesures physiologiques utilisées pour l'étude du mouvement sont la **fréquence respiratoire ou cardiaque** et les échanges **thermiques ou gazeux**. Des signaux électriques, indicateurs d'activité cellulaire, sont aussi couramment utilisés tels que l'**EMG** (électromyogramme : activité musculaire), l'**EOG** (électrooculogramme : activité des yeux) et l'**EEG** (électroencéphalogramme : activité corticale). Lorsque ces mesures sont utilisées sans système d'analyse du mouvement, il s'agit davantage d'évaluation et d'analyse de l'activité physique que d'analyse du mouvement proprement dit.

Parmi les principales mesures physiques utilisées pour l'analyse du mouvement, les outils les plus simples sont le **mètre** et le **chronomètre** mais ils ne renseignent que sur une petite

composante du mouvement. Dans un ordre croissant de complexité, il est possible d'utiliser des **contacteurs** (on/off) ou des **cellules photoélectriques**. Les **goniomètres** monoaxiaux peuvent être utilisés pour quantifier un angle planaire entre deux segments (Finley & Karpovich, 1964 ; Lamoureux, 1971). A la suite de ces systèmes monoaxiaux, des goniomètres multiaxiaux ont été développés. Des **accéléromètres** peuvent être utilisés pour mesurer l'accélération en un point (Liberson et al, 1962 ; Morris, 1973 ; Chao, 1980) ; ils peuvent, eux aussi, être uni ou multiaxiaux. Ces différents outils se limitent à des mesures en un point. Une analyse de tous les segments nécessite donc de nombreux systèmes. Pour une approche plus globale, la **vidéographie**, avec ou sans numérisation (Winter, 1990) est très largement utilisée. Il existe également des outils **d'analyse tridimensionnelle** du mouvement, plus complexes d'utilisation, mais aussi plus coûteux. Ils sont de trois types : acoustique (Quinn & Mote, 1990), magnétique (An et al., 1988) et optoélectronique. Ils utilisent des capteurs actifs (diode) pour les deux premiers, actifs ou passifs pour le troisième. Les mesures doivent alors être réalisées dans un espace défini et préalablement calibré.

De plus, couplés à ces outils d'analyse tridimensionnelle du mouvement, ou utilisés seuls, d'autres systèmes permettent de mesurer les efforts externes. Les plus courants sont les **plates-formes de forces** permettant de mesurer des forces et des moments appliqués sur ces dernières. Des **capteurs de forces** variés peuvent être utilisés pour fournir différentes forces dans une ou plusieurs directions. De même, des **capteurs de pression** permettent une étude de la répartition des pressions sur une surface.

L'utilisation de ces outils présente l'inconvénient d'un coût souvent beaucoup plus élevé que les outils dit subjectifs. Cependant, ils présentent de nombreux avantages, notamment **d'éviter une erreur** possible au niveau de la prise d'information visuelle. Ils permettent également le recueil d'informations **nombreuses** et **variées** mais aussi des informations déduites à partir de modèle et inobservables à l'œil nu. Lors d'un mouvement, les forces exercées sur le sol, un niveau d'activation musculaire ou encore la répartition des pressions à l'interface de deux éléments ne sont pas accessibles sans "outil". L'estimation d'une vitesse ou d'une accélération angulaire, voire l'amplitude d'une articulation lors d'un mouvement complexe sont difficiles à estimer. Couplé à un ordinateur, ces outils permettent facilement un **stockage** des données, une **comparaison** de deux séries de mesures ou encore un **envoi** rapide d'informations par réseau informatique.

Notre travail de thèse étant focalisé sur les systèmes d'analyse tridimensionnelle du mouvement, les principales caractéristiques de ce type de matériel sont décrites dans le paragraphe suivant.

I.3.3. Les systèmes optoélectroniques d'analyse tridimensionnelle du mouvement

Ces dernières décennies, l'utilisation des systèmes optoélectroniques d'analyse du mouvement **automatisée** s'est largement développée dans des domaines aussi variés que la clinique, l'ergonomie ou encore le geste sportif (Kaufman & Sutherland, 1996).

I.3.3.1. L'acquisition en deux dimensions

Des capteurs passifs, le plus souvent de formes sphériques ou semi-sphériques, recouverts d'une matière spéciale (le scotch-lit), sont placés sur un sujet ; leurs déplacements sont détectés et les "coordonnées-images" sont calculées, en temps réel, à l'aide de cartes spécialisées. La définition de la matrice sensible de la caméra est variable selon les modèles et se situe autour de 659*494 points (pour le Vicon Vx, d'Oxford Metrics Inc, par exemple). Le nombre de points de cette matrice conditionne le nombre de points identifiant le marqueur et donc la précision de sa localisation. Les différentes caméras sont synchronisées et leur fréquence d'acquisition varie entre 50 et 200 Hz pour une vitesse d'obturateur électronique de 1/200e à 1/1000e de seconde. La vitesse la plus élevée des différents segments pour l'ensemble du mouvement conditionne la fréquence d'acquisition nécessaire afin d'obtenir une décomposition suffisante des différentes phases du mouvement étudié. La vitesse d'obturateur permet, lorsqu'elle est élevée, de figer l'image et d'éviter les effets de traîne. La linéarisation des caméras est nécessaire afin de corriger les distorsions optiques des objectifs et ainsi augmenter la précision de la position 2D des marqueurs.

I.3.3.2. Le passage en trois dimensions

L'acquisition réalisée, la seconde étape consiste à passer des coordonnées bidimentionnelles d'un marqueur à ses coordonnées tridimensionnelles. Différentes approches sont possibles. La plus couramment utilisée est basée sur la méthode DLT (Direct Linear Transformation : Abdel-Aziz & Karaza, 1971 ; Marzan & Karara, 1975 ; plusieurs fois améliorée depuis, par exemple par Hatze, 1988). Cependant, cette méthode nécessite une calibration préalable du volume de mesure à l'aide d'un cube ou d'une grille. La précision de la localisation des marqueurs ainsi positionnés et leur nombre, conditionnent la précision de la calibration, qui elle-même conditionne la précision des mesures ultérieures. La figure I.7. synthétise l'effet de propagation de l'erreur de mesure au cours de la chaîne de reconstruction des coordonnées tridimensionnelles du mouvement.

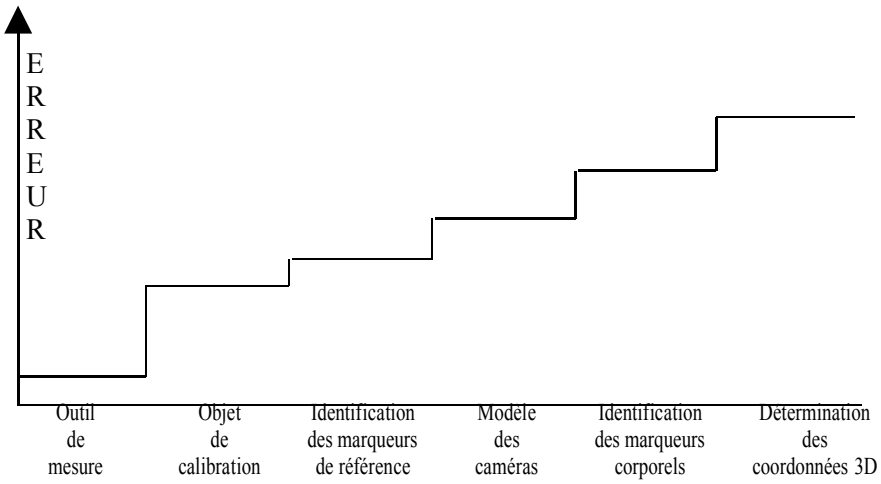


Figure I.7. *: Propagation de l'erreur commise en fonction des différentes étapes permettant l'obtention de coordonnées tridimensionnelles corporelles (Allard et al., 1995).*

L'erreur commise pour l'obtention de coordonnées tridimensionnelles s'amplifie tout au long de la chaîne d'obtention des résultats. Cependant, l'optimisation de la précision des mesures ne constitue pas l'objet de ce travail mais il est nécessaire de bien connaître les éléments qui la conditionnent afin de pouvoir se placer dans les conditions optimales de prise de mesures.

Une variété de signaux externes peuvent être associés aux coordonnées spatiales tridimensionnelles. De la même façon, afin de pouvoir interpréter correctement les mesures, il est nécessaire d'en connaître la précision.

I.3.3.3. Précision des principaux systèmes d'analyse tridimensionnelle

L'expansion de l'utilisation des systèmes optoélectroniques a conduit à la commercialisation progressive de plusieurs systèmes de mesure aux fonctionnalités relativement similaires. Récemment des études comparatives des principaux systèmes actuellement disponibles sur le marché ont été publiées (par exemple, Richards, 1998). Cette dernière, compare entre eux les principaux systèmes à marqueurs passifs :

- Ariel Inc.,
- Motion Analysis Inc. (HiRes system),
- Peak Performance Inc. (Motus system),
- Qualisys' Inc. (ProReflex system),
- Vicon Inc. (370 d'Oxford Metrics),

et actifs :

- Northern Digital's Optotrack,
- Charnwood Dynamic's CODA,
- Skill Technology's 6D.

Les principales caractéristiques de ces systèmes sont présentées dans le tableau I.2.

Compagnie	Ariel[a]	Charnwood[g]	Motion Analysis[b]	Northern Digital[f]	Peak[c] Performance	Qualisis[d]	Skill[h] Technologie	Vicon[e]
Système	APAS	CODA	HiRes	Optotrak	Motus	ProReflex	Imperial	370
Informatique	PC	PC	PC/Sun/SGI	PC	PC	PC/Mac	PC	PC
Précision	-	0.1 mm	0.1 mm	0.2 mm	0.3 mm	0.6 mm	15mm	-
Maximum caméras	9	6 Codas	16	8	6	32	32	7
Maximum marqueurs	256	28	400	256	500	150	N/A	Sans limite
Calibration	Planaire	Successive	Cube ou dynamique	Successive	Dynamique	Dynamique ou planaire	Successive	Dynamique ou planaire
Fréquence (Hz)	60-240	200 pour 28 marqueurs	60-240	600/nombre marqueurs	15-180	60-1000	120	60-240

Tableau I.2. : *Principales caractéristiques "constructeurs" des systèmes d'analyse tridimensionnelle les plus courants selon Richards (1998).*

Seuls les résultats des quatre systèmes les plus "puissants" seront présentés (Motion, Peak, Qualisys et Vicon). Richards (1998) a, par exemple, étudié la capacité des systèmes à mesurer une distance entre deux marqueurs éloignés de 50 cm (tableau I.3.) et l'effet du rapprochement de marqueurs distant de 5 à 0 cm sur la précision de la mesure (tableau I.4.).

Mesures / **Systèmes**	Longueur du volume de mesure (m)	Distance moyenne mesurée (cm)	RMS de l'erreur (cm)	Erreur maximum (cm)
Motion	4.00	49.795	0.060	0.183
Peak	4.60	49.942	0.091	0.259
Qualisys	2.50	49.906	0.080	0.198
Vicon	2.00	49.953	0.060	0.183

Tableau I.3. : *Précision des mesures pour une distance connue de 50 cm entre deux marqueurs (Extrait de Richards, 1998).*

Dans les conditions considérées, l'imprécision maximale peut être considérée égale à 2,5 mm. Elle peut être considérée comme l'erreur admise en dessous de laquelle on ne peut pas descendre sans jouer sur les paramètres présentés à la figure I.7.

RMS / **Distances**	Motion	Peak	Qualysis	Vicon
5 cm	0.095	0.125	0.054	0.047
4 cm	0.090	0.117	0.048	0.072
3 cm	0.078	0.155	0.052	0.068
2 cm	0.072	0.256	0.054	0.083
1 cm	0.077	0.320	0.062	0.122
0 cm	0.108	0.282	0.299	0.183

Tableau I.4. : *Effet du rapprochement des marqueurs sur la précision de la mesure de la distance qui les sépare, exprimé en RMS de l'erreur (Extrait de Richards, 1998).*

L'auteur a également étudié la précision de la mesure d'un angle de 95.8° entre trois marqueurs situés sur un plateau motorisé en rotation (tableau I.5.)

Mesures / ***Systèmes***	Angle moyen mesuré (°)	RMS de l'erreur (°)	Erreur maximum (°)
Motion	95.912	1.778	7.010
Peak	96.500	3.772	12.666
Qualisys	94.389	4.498	19.256
Vicon	94.543	1.421	4.632

Tableau I.5. : *Mesure d'un angle de 95.8° entre trois marqueurs situés sur un plateau en mouvement (Extrait de Richards, 1998).*

Les principaux systèmes, dans les conditions de mesures testées permettent d'obtenir des distances et des angles avec une précision de l'ordre de quelques degrés et de quelques mm mais avec une erreur maximale qui est de 5 à 20% de la valeur selon les systèmes. Pour une distance de 50 cm, l'erreur maximale n'est plus que de 0.4 à 0.5% de la mesure soit 1,8 à 2,6 mm. Il est également important de constater que la RMS de l'erreur augmente avec le **rapprochement des marqueurs**. Au regard des résultats et de la discussion qui en est faite par l'auteur, trois catégories de systèmes sont à distinguer. Les deux systèmes d'analyse du mouvement les plus performants sont Vicon et Motion, suivies de Peak et Qualysis et enfin tous les autres.

Les erreurs commises par les systèmes optoélectroniques rapportées aux grandeurs qu'ils doivent mesurer ne sont donc pas négligeables. Comme préalable à chaque étude, il est donc nécessaire d'étudier la précision des mesures, dans les conditions expérimentales, afin de pouvoir apprécier les résultats de l'analyse du mouvement aux regards de cette imprécision.

Suite à ce descriptif des principaux outils de mesure pour l'analyse du mouvement et des systèmes optoélectroniques plus particulièrement, les principales variables que fournissent ces derniers et leur signification vont être présentées.

I.3.4. Les principales variables recueillies

Les systèmes d'analyses tridimensionnelles du mouvement ont en commun de fournir des coordonnées de points dans l'espace et permettent donc d'obtenir des informations variées sur le mouvement. Ces informations sont de trois types : 1) les données brutes, 2) les données sans utilisation de modèle, 3) les données avec utilisation de modèles. Les données les plus couramment employées de ces trois catégories sont successivement présentées.

I.3.4.1. Les mesures brutes

Les mesures brutes du système d'analyse tridimensionnelle du mouvement proprement dit sont des coordonnées de marqueurs en fonction du temps. Ces coordonnées peuvent être en deux dimensions (plan de la caméra) ou en trois dimensions, dans un repère préalablement défini. On dispose ainsi de la **position** de point(s) dans l'espace, deux ou trois dimensions, en fonction du temps.

Les mesures externes enregistrées de façon synchronisée avec les coordonnées de points fournissent comme mesures brutes des **forces**, des **moments**, les coordonnées du **point d'application des forces**, des **pressions**, ou encore un **niveau d'activation musculaire**, en fonction du temps.

Des calculs plus ou moins complexes permettent de définir d'autres variables au contenu informationnel très divers.

I.3.4.2. Les principales mesures sans utilisation de modèle

Par projection et propriétés trigonométriques, on peut calculer les coordonnées d'un point dans un **autre plan**, **projeter des segments** dans un plan fixe ou variable, calculer des **angles** entre au moins deux segments, trois points, un segment et un plan ou encore deux plans. Par dérivation successive d'une coordonnée ou d'un angle en fonction du temps, on peut en obtenir la **vitesse** puis **l'accélération** linéaire ou angulaire. Cependant, il ne faut pas oublier que la simple dérivation d'un signal entraîne une augmentation du rapport signal/bruit et donc de l'erreur de mesure. L'erreur continue ainsi à se propager à chaque étape de calcul comme présenté à la figure I.7. Ces données relativement simples peuvent être complétées par des données plus complexes à condition d'utiliser des modèles anthropomorphes.

I.3.4.3. La modélisation biomécanique : une étape nécessaire ?

I.3.4.3.1. Le mouvement humain : une mécanique très complexe

La réalisation d'un mouvement humain volontaire, même d'apparence simple, est d'une **complexité considérable**. Schématiquement, de nombreuses structures nerveuses permettent de faire des choix décisionnels et/ou réflexes puis « définissent » et « contrôlent » le mouvement, grâce à des influx nerveux destinés à l'appareil locomoteur. Celui-ci se définit comme « l'ensemble des muscles, os et articulations intéressés par le déplacement mais également les nerfs moteurs, les motoneurones » (Larousse Médical, 1990). C'est ainsi la mise en jeu de plus de 600 muscles, 200 os rigidifiant plus de 70 segments allant de quelque cm^3 à plusieurs milliers de cm^3 par l'intermédiaire de plus de 100 articulations ; l'ensemble autorise

ainsi plus de 100 degrés de liberté. La complexité du système et la quantité « d'informations » à gérer sont donc considérables. L'étude simultanée de l'ensemble de ces mécanismes est actuellement impossible, des solutions doivent donc être trouvées.

La complexité de ce système réel contraint à faire appel à des **modèles simplificateurs**. Pour Perrin cité par Durey (1997) « Modéliser, c'est remplacer du visible compliqué par de l'invisible plus simple ». Il faut cependant éviter l'excès inverse car, toujours pour le même auteur, « tout ce qui est simple est faux, tout ce qui est compliqué est inutilisable ». Il s'agit ainsi de définir le bon compromis et de tenir compte des limites des modèles dans l'interprétation des résultats qu'ils fournissent. Des modèles au niveau de complexité très divers sont en effet utilisables.

I.3.4.3.2. Des modèles de complexité variée pour l'analyse du mouvement

Andriacchi & Alexander (1999) attribuent à Borelli (1680) les premières utilisations de modèles mécaniques pour expliquer le mouvement. Il est le premier à appliquer des lois physiques pour analyser tant les mouvements de l'homme que ceux des animaux.

La complexité du modèle nécessaire est fonction des finalités de l'analyse mais aussi de la nature de l'approche : cinématique ou cinétique. La **cinématique** concerne l'analyse du mouvement alors que la **cinétique** étudie les forces qui en sont à l'origine ou qui en découlent (par exemple, la réaction du sol lors de la marche). Différents modèles peuvent être envisagés allant du corps humain représenté par son centre de gravité, jusqu'au modèle intégrant à la fois la commande motrice et une modélisation musculo-squelettique du corps humain.

L'approche « **balistique** » constitue le premier niveau de complexité en caractérisant le corps humain par son centre de gravité. Dans le cas du saut en longueur, par exemple, une fois que l'athlète a quitté la planche d'appel, lors de la phase aérienne, c'est essentiellement la force de gravité qui détermine la trajectoire du saut (l'effet de forces extérieures telles que le vent ou les forces de frottements est souvent négligé).

La modélisation « **squelettique** » consiste à représenter le corps par un certain nombre de segments (souvent considérés indéformables pour simplifier les calculs). Le nombre et la forme des segments considérés pour modéliser le corps sont très variable. Par exemple, Winter (1979) propose un modèle formé de 14 segments, 15 pour Jensen & Nassas (1988), 16 pour Zatziorski & Seluyanov (1983), 17 pour Hatze (1980) ou encore 18 pour McConville et al. (1980). Les segments peuvent être considérés comme des formes géométriques telles que cylindres (Winter, 1979), cônes tronqués (Hanavan, 1964), ellipsoïdes de révolution (Hanavan, 1964), forme pyramidale (pour le pied : Vaughan et al., 1992) ou encore une succession d'ellipsoïdes de 2 cm d'épaisseur pour Jensen (1986). A partir d'études anthropométriques (v. la revue de Pearsall & Reid, 1994) il est possible d'estimer les

propriétés inertielles des segments corporels à partir de mesures externes (poids, taille, longueur de la jambe, par exemple).

L'articulation, zone de jonction entre deux segments, peut aussi être modélisée (Nigg & Van den Bogert, 1994). En effet, il existe différents types d'articulations qui sont mobiles (diarthrose), semi-mobiles (amphiarthrose) et considérées immobiles (synarthrose). Les articulations possèdent souvent plusieurs degrés de liberté avec, à la fois, des rotations et des translations (Kapandji, 1994). L'articulation du genou ou de la cheville ne se comportent pas comme des "charnières" et réalisent en plus des mouvements de rotation, des mouvements de translation non négligeables (Kapandji, 1994). La plupart des études s'intéressent aux mouvements de rotations articulaires mais plus récemment des modèles à six degrés de liberté ont étés publiés (étudiant à la fois les rotations et les translations : Buczek et al., 1994 ; Liu et al., 1997). Pour la marche par exemple, Buczek et al. (1994) lors d'une étude sur la cheville, arrivent à la conclusion que les puissances musculaires en translation dans l'étude des mécanismes de transfert d'énergie, doivent être analysées ; ils insistent sur leur importance en particulier lors d'études qui évaluent le stockage d'énergie pour l'élaboration de prothèses, l'étude de la puissance totale développée au niveau de l'articulation ou lors d'études d'une pathologie qui déforme la géométrie de l'articulation. Ces auteurs ont montré, pour la cheville, que si la génération de puissance la plus importante reste sur un mouvement de rotation dans le plan sagittal, la deuxième génération la plus importante est en translation. De même, les articulations sont souvent considérées comme parfaites, c'est-à-dire sans frottement mais ceux-ci peuvent également être intégrés dans des modèles plus complexes simulant également la capsule articulaire ou encore les ligaments (Nigg & Herzog, 1994).

La modélisation « **musculaire** » consiste à modéliser le muscle, avec ou sans ses tendons, considérés le plus souvent comme une composante élastique à viscosité négligeable. Ils génèrent une force limitant l'écartement des points d'insertions, appliquée à la ligne d'action. Les principales entrées des équations de modèles musculaires sont la longueur, le niveau de contraction, la vitesse de raccourcissement, le type de muscle. La modélisation permet d'obtenir, en sortie, la force de rapprochement des points d'insertion qui s'applique sur la ligne d'action du muscle (Nigg & Van den Bogert, 1994).

La modélisation du « **contrôle moteur** » (Patla, 1991 &1996) consiste à représenter les patterns d'activation des muscles (réflexe et/ou volontaire) et les phénomènes qui en sont à l'origine. Deux niveaux peuvent être distingués. Le premier modélise la commande du mouvement, les structures qui activent les muscles et contrôlent le mouvement. Le deuxième intègre également les mécanismes décisionnels.

Il est ainsi possible de distinguer quatre grandes catégories de modèles de complexité diverse. Au niveau de complexité qui suit le modèle balistique, la réalisation, la validation puis l'utilisation à bon escient d'un modèle pour l'analyse du mouvement est longue et relativement complexe. Ces différents niveaux de modélisation anthropomorphe sont schématisés à la figure I.8. ; leur utilisation permet d'obtenir de nouvelles informations dont les principales sont présentées dans la partie suivante.

I.3.4.4. Les principales mesures déduites des modèles

Pour être plus précis au niveau du calcul des angles, on peut utiliser des modèles articulaires qui permettent de déduire la position du **centre de rotation** d'une articulation à partir de marqueurs externes. **L'angle** n'est alors plus calculé à "la périphérie" mais au centre articulaire pour des segments reliant les différents centres articulaires entre eux. L'avantage est de se rapprocher de la valeur réelle du phénomène que l'on souhaite mesurer, l'inconvénient est d'augmenter le nombre de marqueurs et/ou de mesures externes ainsi que les calculs. L'angle se présente le plus souvent en **degrés** (°).

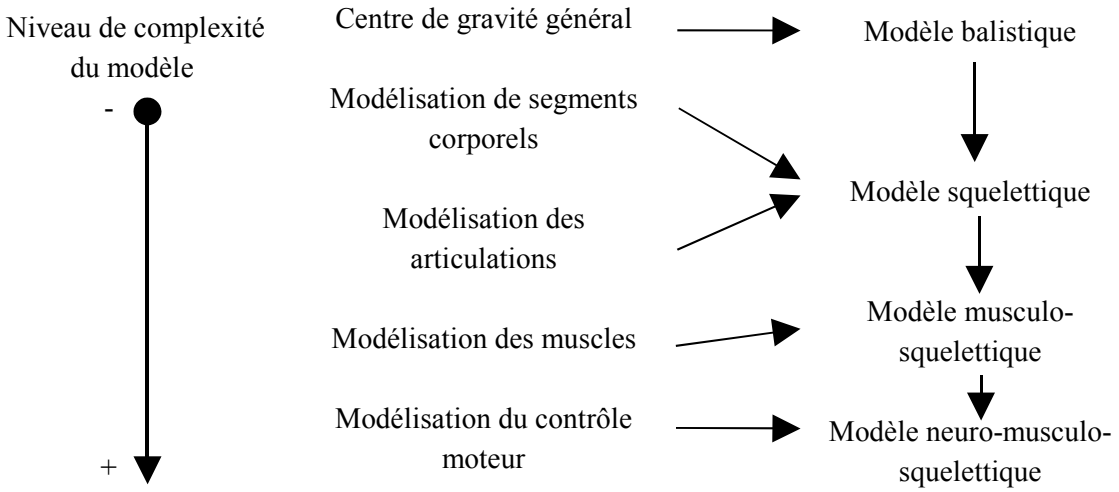


Figure I.8. : *Les différents niveaux de complexité de modélisation.*

A partir d'un modèle anthropométrique permettant d'estimer les propriétés inertielles des segments et des forces externes mesurées à l'aide de capteurs spécifiques, il est possible de réaliser le calcul de nombreux autres paramètres. Les forces articulaires et les moments musculaires peuvent être calculés grâce aux algorithmes de la dynamique inverse, ceux-ci reposant sur les lois de Newton et d'Euler. Il est ainsi possible de calculer au niveau de chaque articulation les **moments musculaires** qui correspondent entre autre à l'action de rotation exercée par un groupe musculaire sur le segment corporel où ils s'insèrent (Buisset & Maton, 1995). Ces valeurs de moments peuvent être normalisées par rapport au poids de corps et s'expriment ainsi en **$N.m.kg^{-1}$.** Il est également possible de calculer les **puissances musculaires** qui correspondent au produit des moments par la vitesse angulaire (Winter, 1990 & 1991).

Les paramètres décrits ci-dessus, sont ceux les plus couramment utilisés pour l'analyse du mouvement. Une approche énergétique (énergie potentielle, cinétique ou totale) peut également être réalisée par le théorème de l'énergie cinétique (Dubois et al., 1994). D'autres paramètres tels que les forces de frottements, l'impulsion ou encore les forces d'impacts peuvent également être utiles pour l'analyse du mouvement (Allard et al., 1996). La richesse potentielle des informations disponibles nécessite de **sélectionner** celles qui offrent le

meilleur compromis entre la difficulté du protocole expérimental nécessaire pour leur obtention et la réponse aux attentes et aux besoins de l'utilisateur.

I.3.5. Conclusion

L'analyse tridimensionnelle du mouvement permet d'obtenir une multitude d'informations de complexité variable. Elles peuvent être de trois types : données brutes, données calculées sans modèle et données obtenues avec l'utilisation de modèle(s). Ces modèles permettent d'augmenter le nombre de paramètres disponibles pour analyser le mouvement et surtout d'apporter des informations inaccessibles. Cependant, l'erreur commise sur les données brutes s'amplifie à chaque niveau de complexité des mesures, les données avec utilisation de modèles constituent le niveau où l'imprécision est la plus importante. Il est donc nécessaire de bien connaître l'effet de l'utilisation de ces modèles sur la précision des mesures, afin de pouvoir les replacer dans leur contexte et ainsi en tenir compte lors de l'exploitation des résultats.

La diversité des difficultés de l'analyse du mouvement humain tant au niveau des utilisateurs que des outils de mesures n'en cache pas moins des contraintes et des finalités communes. Ces dernières constituent l'objet de la partie suivante.

I.4. CONTRAINTES ET FINALITES COMMUNES A L'ANALYSE DES MOUVEMENTS HUMAINS

I.4.1. Les contraintes des systèmes d'analyse tridimensionnelle du mouvement

Les contraintes liées aux systèmes de mesures sont variées. Quel que soit le système d'analyse tridimensionnel utilisé, il est nécessaire de **calibrer** l'espace de mesure. La précision des mesures se dégrade à mesure que l'on **s'éloigne de ce volume**. Mesures et calibration doivent impérativement être faites **sans déplacer** les caméras. Pour les systèmes à lumière infrarouge le local où se réalise les mesures doit avoir des conditions d'exposition lumineuse faible en **lumière infrarouge** et absente de matière réfléchissant ce type de lumière.

Si l'étude de la cinématique d'un point matériel nécessite uniquement la connaissance de ses trois coordonnées spatiales, il n'en est pas de même pour un corps solide. En effet ses rotations et translations ne pourront être quantifiées que si celui-ci est défini par trois points. Il est donc nécessaire de connaître la position d'au moins **trois points par segment** pour une étude complète de ses mouvements. Ces trois points peuvent être des marqueurs **réels** ou des points **recalculés** à partir de marqueurs situé sur le sujet.

Pour calculer les coordonnées tridimensionnelles d'un marqueur, il est nécessaire que celui-ci soit visible par **au moins deux caméras** simultanément. Celles-ci doivent donc être judicieusement placées. Durant toute l'exécution du mouvement, chaque marqueur doit donc être visible par au moins deux caméras. Les systèmes d'analyse du mouvement sont souvent limités en **nombre de marqueurs** identifiables en temps réel et en **nombre de caméras**. De même, le rapport entre la taille du marqueur et le volume de mesure ne doit pas dépasser une valeur limite. En dessous de celle-ci, la définition de la caméra devient alors insuffisante pour assurer une détection suffisante des marqueurs et l'imprécision de leurs coordonnées 2D augmente alors rapidement.

Comme cela a été présenté dans la partie précédente, l'analyse du mouvement nécessite souvent l'utilisation de **modèle(s)** plus ou moins complexes dont il est nécessaire de connaître précisément les propriétés et les limites. Enfin, la quantité de calculs augmentant avec l'automatisation des tâches (suivi de trajectoire, calcul coordonnées 3D) et le nombre de données déduites à partir de modèles (cinématique, dynamique inverse, énergétique) impose l'utilisation d'**ordinateurs** toujours plus puissants.

Ainsi l'analyse tridimensionnelle du mouvement n'est pas sans contraintes tant au niveau du mouvement lui-même qu'au niveau du système d'analyse. Ces contraintes doivent être connues et maîtrisées afin de réaliser une analyse pertinente du mouvement humain. Après avoir présenté les contraintes liées à l'analyse des mouvements la partie suivante développe leurs finalités communes.

I.4.2. Les finalités de l'analyse du mouvement

L'évaluation du mouvement n'est pas une fin en soi. L'évaluation et plus généralement l'analyse se fait dans un but précis. Deux grandes catégories se distinguent, d'une part une approche liée à la notion de performance et d'autre part une approche qualifiée de "clinique".

I.4.2.1. L'approche "performance"

Les objectifs de l'analyse du mouvement humain dans le but de l'analyse de la performance peut prendre différentes formes relatives à : 1) l'efficacité, 2) le rendement 3) le modèle du geste ou norme.

Ainsi, si l'on prend l'exemple d'un lanceur de poids, la quantité d'énergie dépensée importe peu, pourvu que le poids aille loin. Au 100 m en athlétisme, un sprinter peut avoir une foulée ou une dépense énergétique moins importante que celle d'un autre concurrent il lui faudra

néanmoins arriver le premier. Dans ces deux exemples, l'**efficacité** est l'objectif final quels que soient les moyens, tant qu'ils restent en accord avec le règlement et/ou la législation.

Lors de gestes répétitifs de longue ou très longue durée, sur une chaîne de montage par exemple, le **rendement** devient primordial dans un souci économique (mais aussi prophylactique). En effet, pour un geste répété huit heures par jour, le rapport entre la performance et la dépense énergétique ou les éventuelles conséquences traumatologiques devient primordial.

Enfin, l'analyse du mouvement peut être fortement conditionnée par un modèle de mouvement ou une **norme,** qu'il soit social, technique ou voulu par le sujet. Pour la locomotion par exemple, retrouver une marche "normale" (sans stigmate d'une pathologie) est un objectif prioritaire pour le sujet pathologique, souvent juste après la fonctionnalité de celle-ci. En gymnastique ou en patinage artistique, il existe des figures imposées qui nécessitent de se rapprocher d'une norme. A l'inverse, l'écart par rapport à cette ou ces norme(s) peut être recherché en tant que symptôme pathologique ou même, sans encore être pathologique, comme facteur prédictif d'un événement ou d'un trouble futur (dépistage, détection sportive).

Il est ainsi possible de distinguer trois critères autour de la notion de performance qui sont la **maximalisation** (de la vitesse ou de la distance pour le premier exemple), **le rendement** dans le second exemple et la **minimalisation** ou la réduction de la différence dans le troisième exemple. Une seconde approche des finalités de l'analyse du mouvement sur des bases "cliniques" permet de distinguer quatre critères.

I.4.2.2. L'approche "clinique"

Dans la première approche, axée sur la performance, le critère principal reste très souvent le même, quels que soient les résultats de l'analyse du mouvement (rentabilité du geste, dans une moindre mesure les risques pour le sujet…). A l'inverse, dans l'approche axée sur la "clinique", le critère principal peut changer selon les résultats. Dans tous les cas, le point de départ de l'analyse du mouvement est une situation, qui entraîne ou renseigne sur un phénomène particulier ; les conséquences du mouvement doivent être intégrées et/ou acceptées par l'acteur du mouvement. Par exemple, un mouvement qui conduit à un choc musculaire, peut entraîner une altération qui à pour conséquence l'impossibilité des mouvements propres à ce muscle et conduit à un handicap. Le niveau d'intervention **préventif** consiste à protéger ou modifier le mouvement pour éviter le choc ; le niveau **curatif** consiste à traiter ou « guérir » le muscle ; l'action **palliative** consiste à suppléer la fonction du muscle, alors que le niveau **de soutien** consiste, par exemple, à modifier le geste pour que ses objectifs soient atteints malgré l'altération musculaire (figure I.9.). Dans l'exemple précèdent, l'analyse du mouvement après le choc peut, selon le niveau d'altération, conduire à une prise de

décision curative ou de soutien. Lors de l'analyse d'un mouvement, il s'agit de bien définir préalablement le ou les niveaux d'intervention visés ainsi que leur pertinence.

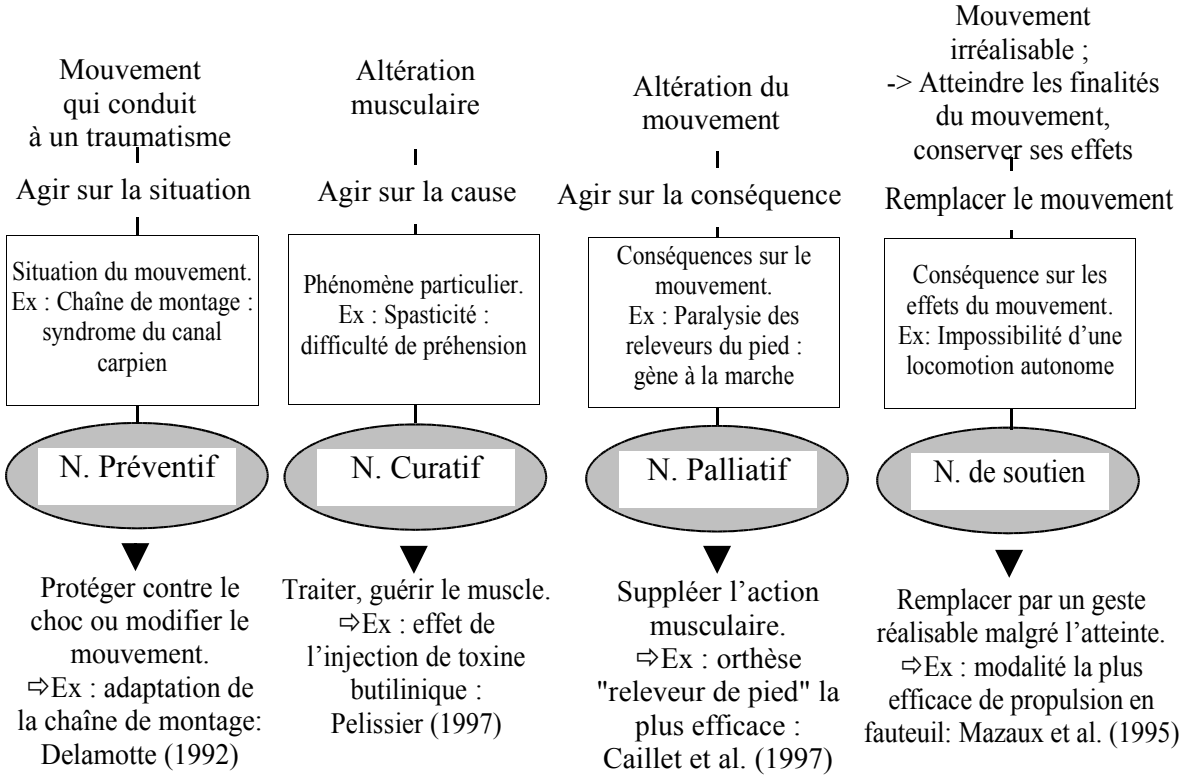


Figure I.9. : *Exemples (Ex) de différents niveaux (N) d'intervention possibles sur le mouvement.*

En conclusion, les utilisateurs de l'analyse du mouvement humain peuvent avoir des **préoccupations** très diverses. Il est nécessaire de bien les identifier car ces préoccupations différentes conduisent forcément à des **attentes** différentes. Le type de résultats, leur modalité de présentation et de classement seront vraisemblablement différents. Seule une étude précise des contraintes, attentes et besoins des utilisateurs peut permettre la création d'interface graphique adaptée.

D'une manière plus générale, les contraintes et les finalités communes de l'analyse du mouvement ont été décrites. La notion de « styles » différents pour un même geste technique (saut en hauteur, crawl…) bien connue du milieu sportif, peut laisser présager qu'il n'existe pas forcément une seul norme pour un mouvement donné mais peut être différentes normes correspondant chacune à un style différent. Cependant, il est également possible que ces styles (ou encore classes de comportement) ne soient pas toujours suffisamment différents pour être identifiés par l'analyse du mouvement. Enfin, il est surtout nécessaire de s'interroger sur l'intérêt de la recherche de ces styles éventuels lors de l'analyse d'un mouvement. Ceci constitue l'objet de la partie suivante.

I.4.3. "Style" ou "classes de comportements" et analyse du mouvement

Dans le cadre du mouvement sportif, il est communément admis la notion de style ou d'adaptation ou d'individualisation de la technique sportive par un ou plusieurs athlètes pour optimiser la performance (Kreighbaum & Barthels, 1996). Ces adaptations sont souvent imperceptibles pour le néophyte. D'autres mouvements humains, même généralisés et automatisés comme la marche, présentent des styles différents aussi appelés "classe de comportements" (Barbier, 1994 ; Vardaxis et al., 1998). Quel que soit le mouvement étudié, il est donc nécessaire de s'interroger sur la possible existence de différents styles ou classes de comportement. Il n'existerait alors pas une mais des normes.

Outre l'intérêt "performance" pour l'étude du mouvement sportif, l'identification de styles présente également de nombreux avantages. En effet, le corps humain avec ses nombreux degrés de liberté autorise, pour un mouvement finalisé X, des combinaisons de mouvements segmentaires variés. Pour un style donné, les paramètres sont souvent dépendants. Ainsi, si l'on prend l'exemple de la marche, dans le plan sagittal, un sujet ou un groupe de sujets, peuvent utiliser davantage la cheville et moins la hanche et le genou pendant que d'autres sujets utiliseront plus le genou et la hanche et moins la cheville pour des caractéristiques spatio-temporelles identiques (vitesse, cadence, longueur du pas…). Un exemple caractéristique est présenté à la figure I.10. La méthodologie qui a permis d'obtenir ces résultats, ainsi que ceux de la figure suivante, est présentée dans les chapitres II et III. Un premier style de marche est présenté en trait pleins et un second en traits pointillés, pour les mouvements de flexion/extension de la cheville.

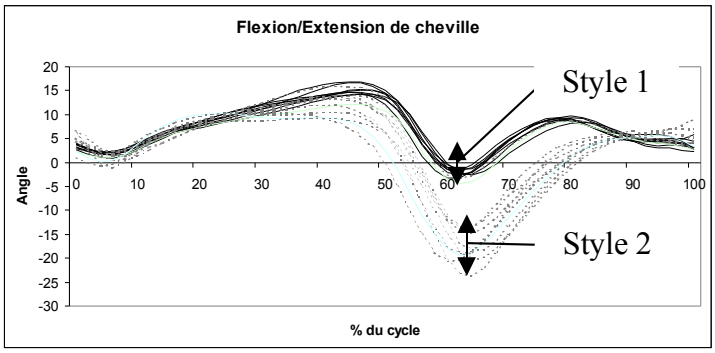


Figure I.10. : *Exemple caractéristique de l'angle de flexion extension de la cheville en fonction du pourcentage du cycle de marche lorsque seul deux styles de marche sont conservés (traits pleins et pointillés).*

La mise en évidence statistique de ces styles permet **d'identifier**, puis de **caractériser** et enfin de **comprendre et d'expliquer** les différentes stratégies employées par les groupes de sujets. La prise en compte simultanée de l'ensemble des paramètres caractérisant la marche semble indispensable compte tenu des variations parfois faibles pour un de ces paramètres s'il est considéré seul. Au niveau de chaque paramètre, l'identification effective de styles peut présenter dans d'autre cas l'avantage de réduire la dispersion des mesures (figure I.11.). Ainsi,

ils permettent d'étudier plus finement l'évolution du comportement d'un sujet et diminuent la possibilité de voir ses valeurs confondues dans l'écart type d'un seul comportement "normal" qui n'est en fait la "norme" de personne.

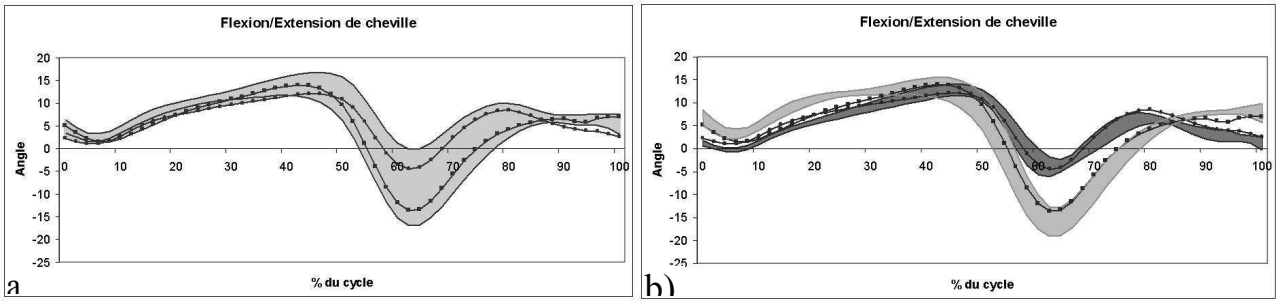


Figure I.11. : *Exemple quelconque de deux tracés d'un même sujet, dans deux conditions différentes, rapportées à un (a) ou deux (b) style(s) de marche. Dans le cas d'une norme unique les deux tracés à étudier sont confondus dans l'écart type ; dans le cas de deux styles, quel que soit le style d'appartenance du sujet étudié, ses résultats se situent une fois très proches, une fois très éloignés de son style d'appartenance.*

La notion de style de mouvement est donc importante pour une analyse détaillée. D'une manière plus générale, il est indispensable d'identifier précisément les caractéristiques (anatomiques, fonctionnelles ou encore les activités de la vie quotidienne) de la population étudiée avant de s'intéresser au cas individuel.

I.5. CONCLUSION

Ce chapitre a décrit successivement les difficultés à franchir tant au niveau humain qu'au niveau matériel dans le but de contribuer à l'analyse du mouvement dans le cadre de l'aide à la décision. Il s'est ensuite attaché à mettre en évidence les contraintes et les finalités communes à l'analyse du mouvement. Il ressort de ce chapitre que trois approches de l'analyse du mouvement se distinguent, qu'elles impliquent une démarche multidisciplinaire, le recueil d'informations qualitatives comme quantitatives et reposent sur des modes de raisonnement variés. Les choix méthodologiques doivent donc prendre en compte l'ensemble de ces paramètres mais aussi les éléments connus comme étant des biais de jugement c'est-à-dire pouvant être à l'origine ou contribuant à des erreurs de jugement. De même, les difficultés matérielles qui ressortent sont essentiellement liées aux choix et à la précision des outils de mesures : pour l'analyse tridimensionnelle du mouvement, il s'agit essentiellement de la prise en compte de la propagation de l'erreur au cours de la chaîne de calculs. Enfin, des contraintes et des finalités communes à l'analyse du mouvement, il ressort essentiellement la nécessité de bien identifier et circonscrire celles du mouvement considéré. Elle permettront de répondre aux attentes des utilisateurs et de rechercher l'existence éventuelle de style de mouvement.

D'une manière plus générale, il est nécessaire, avant d'utiliser les systèmes d'analyse tridimensionnelle du mouvement, de bien répondre à un certain nombre de questions. Elles sont essentiellement au nombre de quatre : 1) **que faut-il mesurer**, 2) **comment** et **dans quelles conditions** mesurer, 3) **quelle est la précision de chacune des mesures**, 4) **comment exprimer les résultats** au regard des utilisateurs potentiels et quel(les) doit(vent) être **la ou les normes** prises pour référence. L'objet du deuxième chapitre est de réinvestir la réflexion engendrée lors du premier chapitre dans la proposition d'une méthodologie générale d'analyse du mouvement permettant une aide effective à la prise de décisions.

Deuxième Chapitre :

Proposition d'une méthodologie d'analyse du mouvement humain

Chapitre II. : Proposition d'une méthodologie d'analyse du mouvement

II.1. INTRODUCTION

L'analyse tridimensionnelle du mouvement permet d'obtenir une multitude d'informations numériques. Cependant, cette grande quantité d'informations est très difficile à exploiter du fait même de sa quantité, de la nécessité d'extraire les informations pertinentes, de l'absence initiale de hiérarchisation des informations mais aussi de la nécessité de les replacer dans leur contexte de mesure. La variété des mouvements humains, des modalités d'analyse et des raisons de leur étude n'en cache pas moins des préoccupations communes qui confirment la possibilité de définir une méthodologie d'analyse spécifique. De plus, l'analyse du mouvement fait intervenir quatre interlocuteurs privilégiés :

1) **L'expert du mouvement** qui se définit comme quelqu'un de hautement spécialisé dans l'analyse du mouvement considéré et dont les compétences sont connues et reconnues par ses pairs, par exemple un entraîneur de haut niveau pour un geste sportif. A cet expert peut se substituer parfois un spécialiste qui est, lui aussi, "spécialisé" mais dans un champ d'analyse plus large, mais dont le niveau de compétences et de reconnaissance est moins important.

2) **L'utilisateur des résultats** qui joue un rôle prépondérant car c'est à lui qu'est destiné l'ensemble du travail, par exemple le kinésithérapeute pour un mouvement pathologique. Ce travail doit donc répondre à ses contraintes, ses besoins et ses attentes. Une collaboration avec l'utilisateur des résultats est commune à la réalisation de n'importe quel outil ou série de mesures et va fortement conditionner le type de mesures et leurs modalités de présentation.

3) **L'acteur du mouvement** avec qui il peut y avoir des niveaux de coopération divers. Des sujet aussi différents que peuvent l'être un sujet aphasique et un sujet psychomotricien, par exemple, conduit à des contributions potentiellement très inégales. Dans tous les cas, l'acteur du mouvement ne doit pas être confondu avec un robot qui se contenterait d'exécuter machinalement le mouvement demandé.

4) **Le spécialiste de l'analyse du mouvement** se définit comme l'expert du recueil d'informations qualitatives et quantitatives et joue un double rôle. Il est à la fois : i) le **cogniticien** qui se charge de l'extraction de connaissances auprès des autres interlocuteurs puis de la modélisation de ces connaissances ; ii) l'ingénieur qui réalise la quantification des indicateurs qualifiés préalablement identifiés et de l'élaboration de la remise des résultats. Un **indicateur qualifié** représente une information élémentaire, sémantiquement significative pour l'utilisateur des résultats, ainsi que toutes les informations contextuelles qui lui sont associées.

L'ensemble de ces informations enrichit la **base de connaissances** indispensable. On entend plus généralement par base de connaissances, l'ensemble des informations relatives à une

bonne quantification (qualitative ou quantitative) des paramètres pertinents caractérisant le mouvement, ainsi que tout ce qui concerne le classement, la représentation, l'utilisation et l'interprétation de ces paramètres. Ce premier temps d'analyse bibliographique donne un premier élément de réponse qui s'avère, le plus souvent, insuffisant. Dans un deuxième temps, une extraction de connaissances auprès des interlocuteurs de l'analyse du mouvement considéré est donc nécessaire.

Quel que soit le mouvement étudié, le point de départ est nécessairement l'élaboration de cette base de connaissances, suivi de l'identification précise des éléments pertinents à mesurer (indicateurs qualifiés), des modalités de leurs mesures, des étapes de pré-traitement et de mise en forme nécessaires, puis de leur présentation (figure II.1.).

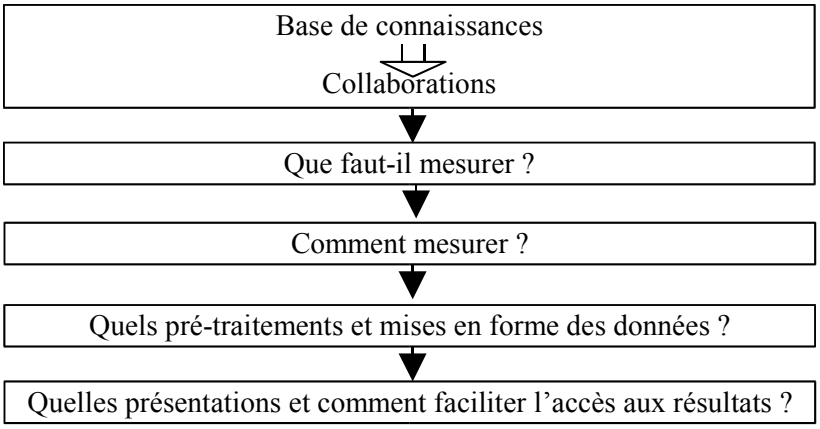


Figure II.1. : *Les étapes de l'analyse du mouvement.*

Chacune de ces parties sera développée dans ce chapitre et débouchera sur un diagramme intermédiaire. La finalité est de proposer une démarche permettant d'obtenir une présentation d'informations pertinentes, hiérarchisées et replacées dans leur contexte général pour faciliter l'interprétation des résultats quel que soit le mouvement étudié. Cette proposition méthodologique peut ensuite s'appliquer à l'élaboration d'interfaces graphiques d'aide à l'interprétation des résultats de l'analyse tridimensionnelle du mouvement. A la différence d'un système expert, il ne s'agit pas de proposer une interprétation des résultats, l'utilisateur restant le seul à les formuler, mais bien de permettre l'accès rapide à l'ensemble des informations pertinentes pour faciliter la prise de décision.

II.2. ELABORATION DE LA BASE DE CONNAISSANCES

Les deux principales sources d'informations pour l'élaboration de la base de connaissances sont les recherches bibliographiques et l'extraction des connaissances à partir des interlocuteurs impliqués dans l'analyse du mouvement.

II.2.1. La recherche bibliographique

L'approche bibliographique au sens large (documents scientifiques, techniques et de divulgation) est indispensable. Elle doit être axée sur plusieurs champs qui sont relatifs aux connaissances propres à (aux) :

- **l'acteur(s) du mouvement** (le sportif, le patient, le travailleur),
- **l'expert(s)**, ses outils, sa formation, la spécificité de son travail,
- **l'utilisateur(s) des résultats**, ses contraintes, ses besoins, ses attentes (l'entraîneur, le médecin, l'ergonome, le sportif),
- **méthodes d'extraction de connaissances** déjà utilisées chez ce type d'interlocuteur ou ce type de mouvement ainsi que les résultats obtenus,
- **outil(s) de mesure** (système d'analyse tridimensionnelle du mouvement associé à : plates-formes de force, contacteur, accéléromètre),
- **protocole**(s) de mesures existant(s),
- **indicateur(s)** de l'analyse du mouvement considéré ayant déjà été identifié(s) et qualifié (s) ainsi que les modes de classement éventuels de ces derniers,
- **modalités de traitement** des informations issues de l'analyse du mouvement considéré ou de mouvements proches.

Une fois ces informations recueillies et structurées, elles permettront d'aborder l'extraction de connaissances auprès d'acteur(s) du mouvement, d'expert(s) et d'utilisateur(s) des résultats avec une bonne connaissance du domaine.

II.2.2. L'extraction de connaissances

L'extraction de connaissances nécessite une collaboration suivie dans le temps entre les différents interlocuteurs de l'analyse du mouvement. Pour ce transfert d'expertise, deux méthodes sont plus particulièrement adaptées : l'observation en situation et l'entretien semi-dirigé. Les modalités d'utilisation de ces deux méthodes vont être explicitées ci-dessous, pour chacun des interlocuteurs.

II.2.2.1. Des collaborations suivies dans le temps : une nécessité

La finalité de l'analyse du mouvement est sa quantification, qu'elle soit à visée descriptive, explicative ou pour en améliorer la performance. Dans tous les cas, le spécialiste de l'analyse du mouvement doit apporter les informations dont a besoin l'utilisateur des résultats, conformément aux contraintes induites par l'acteur du mouvement. Ceci ne peut se faire en une seule fois et nécessite **une collaboration suivie dans le temps**, c'est-à-dire des réflexions communes régulières, à chaque étape de l'analyse. Ceci permet de s'assurer de la pertinence de ce qui est proposé et d'aller toujours plus loin dans la quantification et la présentation des

résultats afin d'en faciliter l'analyse. En effet, les premières propositions faites à l'utilisateur peuvent lui ouvrir de nouvelles perspectives qui nécessitent des "réajustements" et/ou des compléments. Le modèle en spirale, emprunté au génie logiciel pour décrire les étapes de développement d'un logiciel, synthétise bien ce principe. Chaque étape, ici de 0 à 3, correspond à une ou des séances de travail en commun (figure II.2.). Cette méthode est basée sur le principe de développement incrémental où, à chaque incrément, des corrections peuvent être apportées et des fonctionnalités supplémentaires ajoutées. Chaque boucle comprend les mêmes étapes et aboutit à l'élaboration d'un prototype ou ici, à une étape de la démarche d'analyse du mouvement.

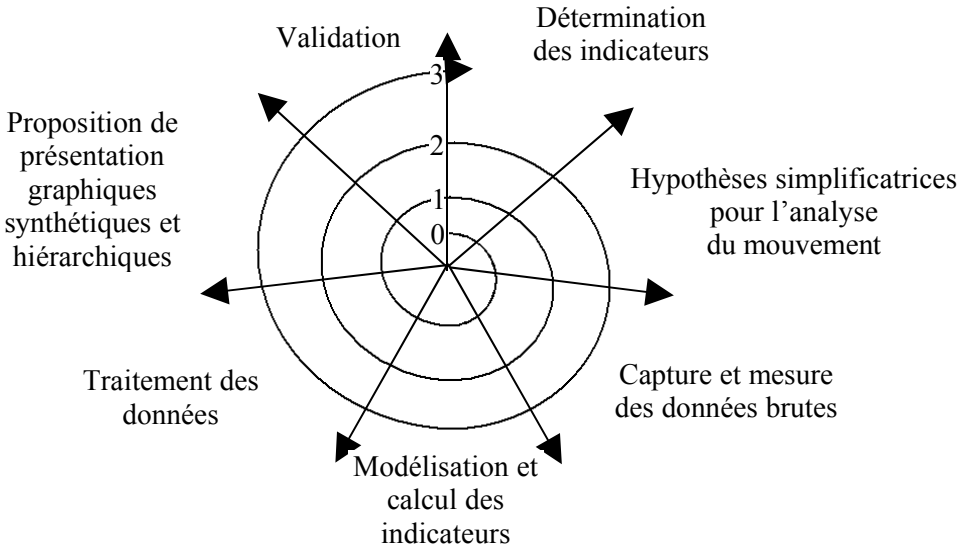


Figure II.2. : *Modèle d'analyse du mouvement "en spirale" où chaque boucle correspond à une étape du travail et à une ou des concertations entre les différents interlocuteurs.*

Cette étroite collaboration, suivie dans le temps, fait intervenir l'expert, l'utilisateur des résultats, l'acteur et le spécialiste de l'analyse du mouvement (figure II.3.). La complexité de l'analyse du mouvement impose à cette démarche d'être itérative jusqu'à répondre aux contraintes, besoins et attentes des utilisateurs. L'intervention de ces interlocuteurs principaux et incontournables n'exclut pas le recours ponctuel à un (des) spécialiste(s) d'une (des) discipline(s) impliqué(s) dans l'analyse du mouvement (chapitre I). De même, il est possible de partager les tâches, par exemple deux spécialistes de l'analyse du mouvement dont un s'occupe du travail de cogniticien et l'autre de la quantification numérique.

Grâce à ces collaborations, le spécialiste de l'analyse du mouvement peut réaliser son travail de cogniticien. Celui-ci consiste en une extraction de connaissances permettant de répondre aux contraintes, besoins et attentes des utilisateurs des résultats.

II.2.2.2. Le transfert d'expertise

Le processus d'acquisition des connaissances relève totalement ou partiellement d'une approche empirique réalisée par le spécialiste de l'analyse du mouvement ou plus

spécifiquement par le cogniticien. Il vise le transfert d'expertise par une transformation de connaissances exprimées ou observées en modèles "exécutables" (Duribreux-Cocquebert, 1995). De nombreuses méthodes d'extraction de connaissances peuvent être utilisées pour enrichir la base de connaissances indispensables à l'analyse d'un mouvement (Galloüin, 1988 ; Wilson & Corlet, 1990 ; Cookke, 1994) tels que : le tri conceptuel, l'étude du mouvement des yeux, l'entretien, le questionnaire, l'observation en situation.

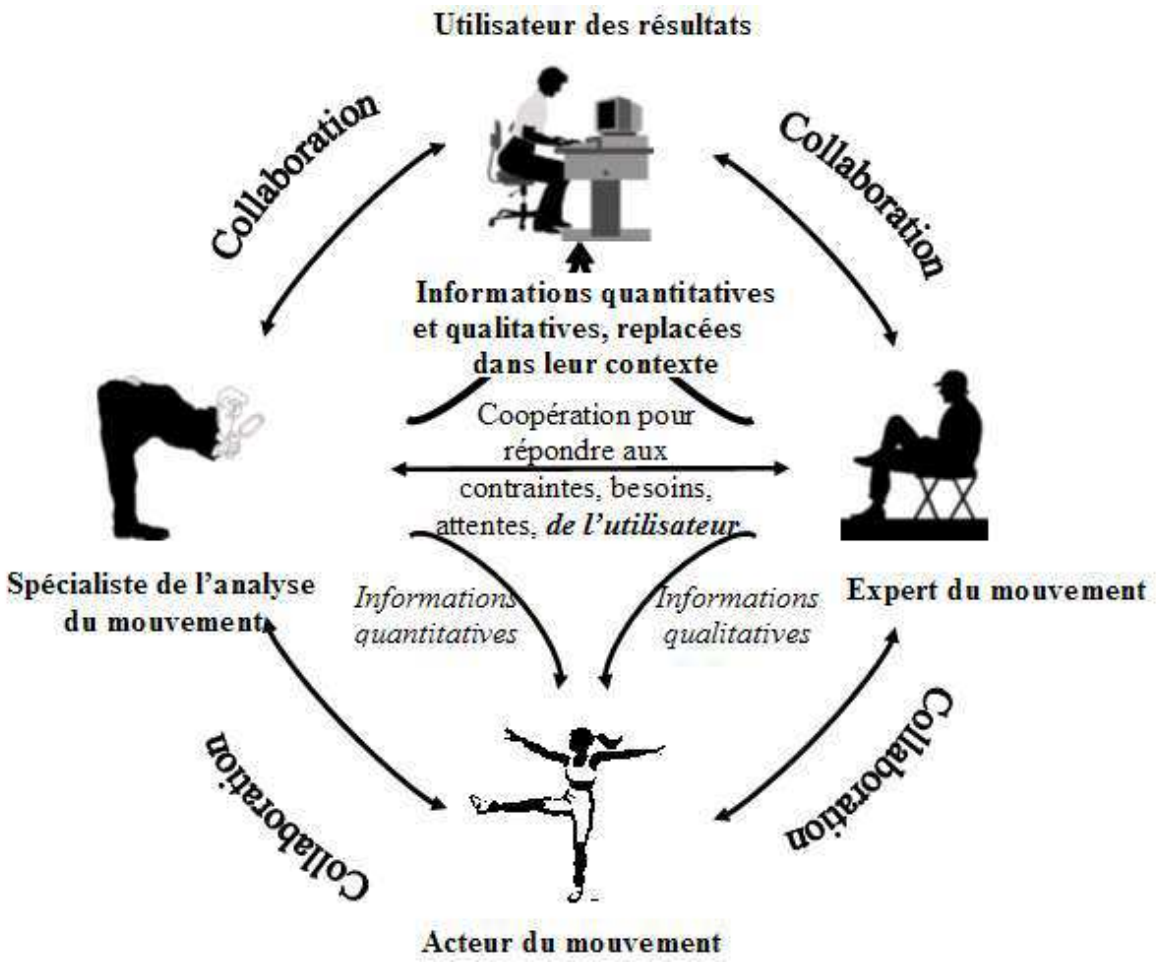


Figure II.3. : *Présentation des collaborations nécessaires à une analyse pertinente du mouvement.*

Parmi celles-ci, deux méthodes semblent plus particulièrement adaptées de par leur facilité de mise en œuvre, rapportée aux résultats fournis c'est-à-dire la stratégie d'analyse, les informations pertinentes, les modalités de classement, les contraintes, les besoins, les attentes de l'utilisateur des résultats (Galloüin, 1988 ; Wilson & Corlet, 1990 ; Duribreux-Cocquebert, 1995). La première méthode est **l'observation en situations** réelles ou simulées, la seconde est **l'entretien**. Il est cependant important de minimiser les biais éventuels liés aux principes mêmes de l'extraction de connaissances qui placent l'acteur, l'expert ou l'utilisateur dans une situation "délicate" (Galloüin, 1988 ; Cookke, 1994). En effet, l'extraction de connaissances est souvent une expérience nouvelle, la verbalisation d'automatismes est difficile, elle dévoile une méthode professionnelle personnelle, expose à la "concurrence" d'un système de mesure ainsi qu'à une possible mise en évidence d'erreurs ou d'incohérences.

L'extraction de connaissances doit se faire au minimum auprès d'un expert, d'un utilisateur des résultats et d'un acteur du mouvement, de préférence sur leur lieu d'intervention. Il est possible qu'une même personne joue plusieurs rôles. Par exemple, dans le cas d'une performance sportive exceptionnelle, réalisée par un nombre très réduit ou par un seul athlète, l'acteur et l'utilisateur voire l'expert peuvent être la même personne. A l'inverse, dans le cadre de l'analyse du mouvement pathologique, plusieurs professions sont concernées : médecins, kinésithérapeutes, chirurgiens. Il est ainsi nécessaire de réaliser une extraction de connaissances auprès de plusieurs spécialistes et utilisateurs des résultats de l'analyse du mouvement (multi-expertise).

Les deux méthodes d'extraction de connaissances sélectionnées sont présentées ci-dessous. Pour chacune d'elles, les principes de base ainsi que l'application plus spécifique à chaque type d'interlocuteur sont présentés. Les limites de chaque méthode sont ensuite discutées.

II.2.2.2.1. L'observation en situation

Deux catégories d'observations en situation sont distinguées : les observations **directes** et **indirectes** (Wilson & Corlett, 1990). L'observation directe consiste à analyser, sur le lieu d'exécution du mouvement, le geste réalisé ; l'observation indirecte correspond à l'analyse au travers d'outils de mesure ou d'un intermédiaire. Les deux méthodes doivent être associées afin de permettre une pleine exploitation du temps consacré par l'interlocuteur ainsi qu'une approche exhaustive et objective des phénomènes à étudier. Deux niveaux de précision de l'observation sont classiquement distingués : l'approche **libre** et l'approche **synthétique** (Guérin et al., 1997). La première consiste en un recueil très large d'informations, alors que la seconde se focalise sur un des aspects de la tâche (Guérin et al., 1997). Les informations recueillies peuvent être utilisables comme **indicateur direct** de ce que l'on veut décrire ou quantifier et/ou comme **indicateur indirect** de la stratégie d'intervention de l'interlocuteur observé. De nombreuses méthodologies d'observation du "travail humain" issues de l'ergonomie sont disponibles (Drury 1990). Une démarche rigoureuse est nécessaire car l'observation puis la description implique de faire des choix, de faire abstraction de certains éléments car tout ne peut pas être décrit et quantifié dans le détail. Plusieurs observations sont nécessaires et permettent également d'estimer la variabilité des éléments observés d'une fois sur l'autre. Les grandes lignes de l'observation en situation seront décrites successivement pour l'expert, l'acteur du mouvement et l'utilisateur des résultats.

* OBSERVATION DE L'EXPERT EN SITUATION

Le premier travail avec l'expert consiste à l'observer lors de son analyse du mouvement et/ou à lui demander de raisonner à « voix haute » sur différents cas. Plusieurs situations sont envisageables :

- le temps réel ou différé (cassette vidéo, par exemple),
- l'observation en situation d'intervention ou dans un lieu différent.

Toutes les combinaisons restent possibles. Le principal intérêt de la situation réelle est sa pertinence ; l'enregistrement vidéo présente l'intérêt de permettre de visualiser autant de fois que souhaité les séquences enregistrées. Dans le premier cas, le mouvement présente comme inconvénient majeur d'être temporaire ; dans le second cas, tous les inconvénients de la vidéo sont à prendre en considération (selon Carr et al., 1991 : deux dimensions, définition et taille de l'image, fréquence d'échantillonnage, angle de vue). Enfin, il est intéressant de pouvoir simuler des situations à partir de plusieurs cas observés. Il peut également être fructueux d'introduire volontairement des énoncés de situations incomplètes ou entachées d'erreurs et ainsi permettre l'apparition d'indicateurs ou de processus de raisonnement qui différent de ceux observés lors de cas "courants" (Galloüin, 1998). Enfin, tous les outils de mesure ou d'analyses utilisés par l'expert doivent être considérés comme des sources d'informations potentielles.

* OBSERVATION DE L'UTILISATEUR DES RESULTATS EN SITUATION

L'observation en situation de l'utilisateur des résultats permet d'analyser son activité. Cette analyse est indispensable à la conception d'un système d'aide. Elle correspond au travail effectivement réalisé, à un moment donné, dans des conditions spécifiques alors que l'analyse du travail correspond à une étude des « déterminants » (raisons de l'intérêt pour telle ou telle information) et de ses conséquences en dehors de la réalisation effective de l'activité. Ce deuxième point sera essentiellement abordé lors des entretiens. Il est possible que l'utilisateur dispose déjà d'un système d'aide. Trois situations sont distinguées par Stammers et al., 1990 (figure II.4). Si l'utilisateur des résultats dispose déjà d'un système, son étude est un préalable indispensable.

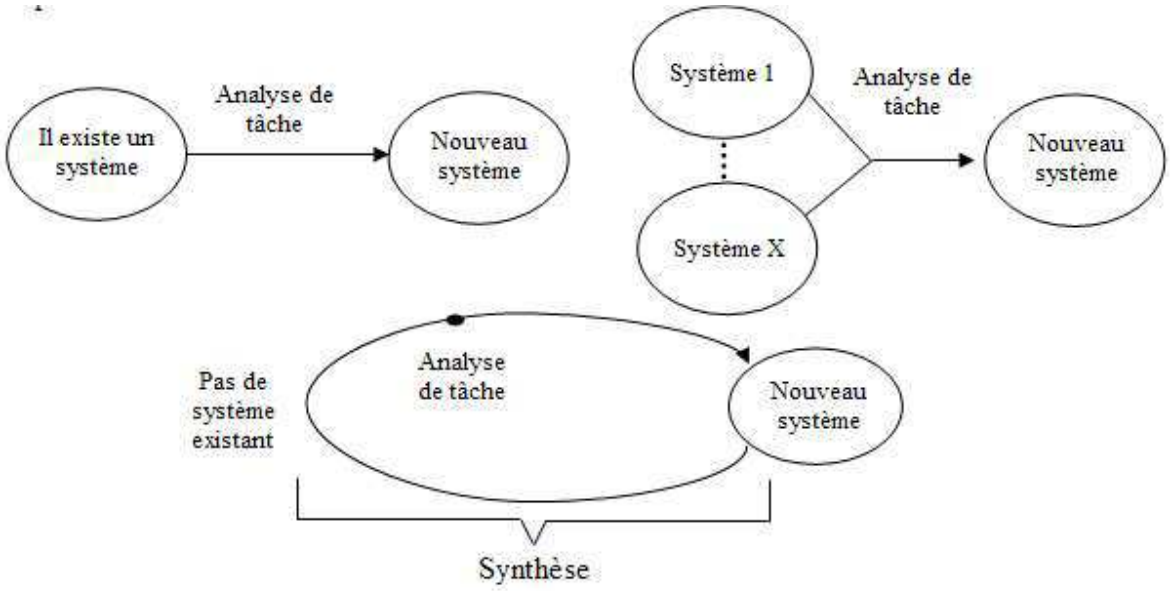


Figure II.4. : *Application de l'analyse de la tâche pour la conception de système selon Stammers et al. (1990).*

L'observation en situation se fait en deux temps (Guérin et al., 1997) : une approche globale correspondant à une description la plus élémentaire possible (contexte et gestes élémentaires) puis une description plus synthétique (en terme d'action finalisée, de prise d'informations, d'occurrence des événements). D'une manière générale, trois types d'informations sont à obtenir de l'utilisateur des résultats : ses **contraintes** (temps imparti pour l'analyse, caractéristiques du site de mesures, contraintes du mouvement ou de l'acteur), ses **besoins actuels** (informations souhaitées et leurs précisions) et ses **attentes** (gain de temps, augmentation du nombre de variables accessibles, mesures actuellement non disponibles, facilités de stockage, simplification des procédures). Pour plus de détails, de nombreux ouvrages sont disponibles, notamment en ergonomie, tel que celui de Wilson & Corlett (1990) ou de Guérin et al. (1997). Ces derniers proposent, par exemple, un découpage de l'observation en différentes catégories d'informations qui sont : déplacements, gestes, direction du regard, communication, postures, utilisation d'outils ou d'équipements, dimension collective (autres individus), organisation spatiale des lieux et temporelle des actions.

* OBSERVATION DE L'ACTEUR DU MOUVEMENT

L'observation de l'acteur du mouvement en situation a pour principal objectif d'assurer l'adéquation entre les conditions d'exécution du mouvement induites par le protocole expérimental et son exécution en situation réelle.

Différents éléments sont à identifier précisément afin de recréer des conditions de mesures qui ne dénaturent pas le geste en l'éloignant des conditions d'exécution en situation réelle :

1) Les **contraintes** (intervention extérieure telle qu'un entraîneur ou un contre maître, objet à manipuler, partenaire, adversaire, équipement).
2) Les **conditions spatiales** (espace disponible, environnement).
3) Les **conditions temporelles** (déclenchement du mouvement libre ou imposé, contrainte de temps d'exécution, temps de préparation).
4) L'**environnement** (température, bruit, vent, public).

Drury (1990) propose une analyse à 5 niveaux, davantage axée sur le mouvement lui-même :

1) les différentes **séquences** du mouvement principal, la succession des mouvements élémentaires réalisés,
2) la **durée** du mouvement principal et sa variabilité,
3) la **fréquence** de chaque événement : mouvement principal et mouvement élémentaire,
4) la **fraction de temps** passé dans chacun des mouvements élémentaires qui composent le mouvement principal,

5) l'utilisation de **l'espace** faite par l'acteur du mouvement.

Des mesures de paramètres physiologiques (par exemple, la fréquence cardiaque ou la lactatémie) ou psychologiques (par exemple la demande attentionnelle ou la perception de l'effort) peuvent être réalisées à la fois en situation réelle et lors de l'analyse du mouvement pour estimer la similitude des deux situations (avec ou sans analyse tridimensionnelle du mouvement).

Deux grands types de limites à l'observation de l'activité sont distinguées par Guérin et al. (1997) ; elles sont d'ordre pratique, liées aux techniques mises en œuvre ou liées aux fondements même de l'observation. La variabilité constitue une de ces principales limites. Des facteurs liés à l'individu ou à son environnement, identifiés ou aléatoires, peuvent perturber l'activité ; le simple fait de se savoir observé en fait partie. Ainsi, plusieurs observations successives peuvent donner des résultats différents et il est difficile de définir le nombre d'observations nécessaires pour circonscrire l'analyse de la situation. La capacité même de l'observateur humain à analyser des gestes rapides et/ou répétitifs ainsi qu'à stocker et restituer les informations recueillies, font également partie des limites de l'observation. La vidéographie est un outil très utile dans de nombreuses circonstances.

Cependant, l'observation peut être considérée comme un moyen irréfutable d'accès à des connaissances sur l'activité réelle, mais elle s'avère souvent insuffisante pour comprendre les motifs de cette activité, les raisonnements et les connaissances qui la sous-tendent. L'entretien permet d'aller plus loin et de mieux appréhender ces éléments en s'appuyant sur les événements et les actions effectivement constatées par l'observateur et vécus par l'interlocuteur.

II.2.2.2.2. L'entretien : moyen privilégié de verbalisation

L'entretien fait le plus souvent suite à l'observation sur laquelle il peut ainsi s'appuyer. C'est un moment privilégié, mais non exclusif, de verbalisation pour l'interlocuteur. En effet, après plusieurs observations, le recours à la verbalisation peut être fait directement lors de l'observation en situation. L'entretien, le plus souvent semi-dirigé, a de nombreux objectifs. Les quatre principaux vont être explicités, d'une manière globale, puis repris plus spécifiquement pour chacun des interlocuteurs de l'analyse du mouvement :

- permettre la mise au point sémantique,
- affiner la stratégie de raisonnement ou d'analyse,
- étoffer le pool d'indicateurs et identifier leurs caractéristiques,
- réévaluer les propositions faites par le cogniticien.

La **mise au point sémantique** consiste à définir précisément le contenu, le sens de chaque terme spécifique utilisé, pour éviter tout malentendu provenant essentiellement des formations et des vécus différents.

Selon Motta et al. (1990), la définition des **stratégies d'analyse** (définition de modèles conceptuels) peut être abordée de deux façons (figure II.5.). La « top-down method » (méthode descendante) consiste à choisir, parmi une bibliothèque de modèles, un modèle de base dont les éléments doivent ensuite être identifiés (instanciation). Il doit également être complété (raffinement) et enfin validé (Rademakers & Vanwelkenkeysen, 1993). Le « bottom-up method » consiste à recueillir le maximum de connaissances, de la façon la plus exhaustive possible, sans en influencer le recueil (Motta et al., 1991). Les données verbales, sont ensuite extraites pour identifier les fragments de connaissances qui, une fois conceptualisées constitueront le modèle (stratégies d'analyse du mouvement).

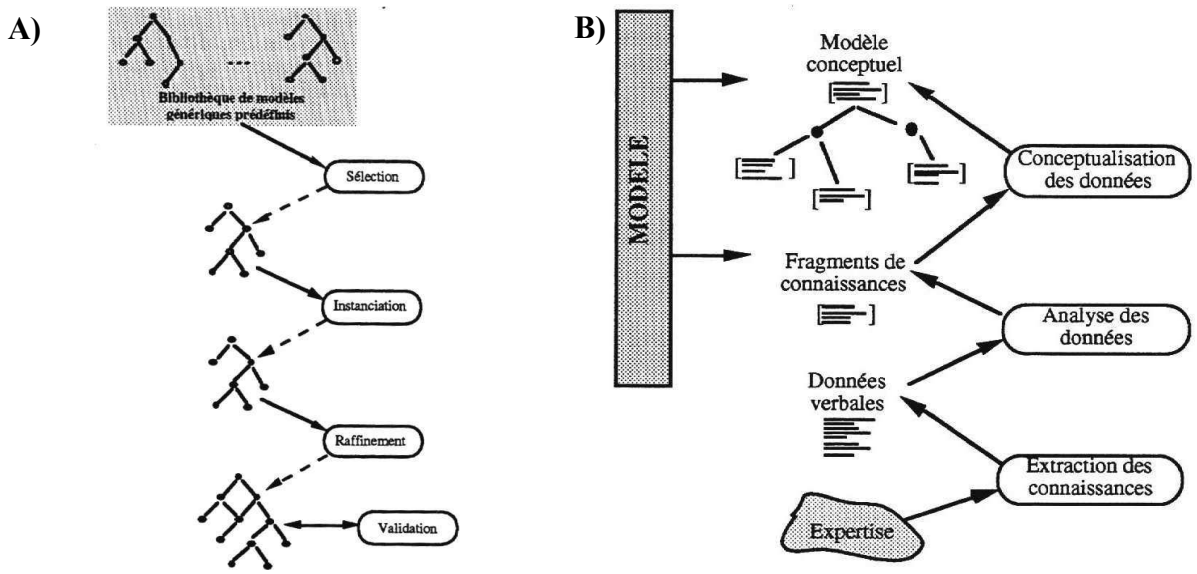


Figure II.5. : *Approche descendante (A) et ascendante (B) d'élaboration de modèles conceptuels selon Duribreux-Cocquebert (1995).*

La « bottom-up method » reste, malgré sa difficulté de mise en application, la plus pertinente pour l'analyse du mouvement. Quelle que soit la méthode choisie, de nombreux outils permettent la réalisation de cette modélisation. Il est par exemple possible de partir d'un cas concret puis demander de raisonner à voie haute ou encore de rechercher des classes d'informations pour un raisonnement plus global. Dans ces cas, c'est l'interlocuteur qui propose. Il est souvent difficile pour celui-ci de verbaliser des mécanismes dont il n'est pas conscient. D'autres outils consistent à proposer un raisonnement extérieur, pour en discuter la pertinence. Il est également possible de reprendre une ou plusieurs situations, vécues lors de l'observation en situation, pour approfondir l'analyse, identifier les constantes, les particularités et s'acheminer vers une approche de la logique de raisonnement.

Etoffer le **pool d'indicateurs** consiste à qualifier les indicateurs. Ceux-ci ont été préalablement identifiés lors de l'observation et extraits de la recherche bibliographique. De

nouveaux indicateurs vont émerger au cours de l'entretien, ils devront également être qualifiés.

Réévaluer les propositions faites par le cogniticien consiste à confirmer avec l'interlocuteur, le recueil et la modélisation des informations recueillies, avant leur utilisation pour l'application.

* L'ENTRETIEN AVEC L'EXPERT

L'entretien avec l'expert permet d'apporter les connaissances spécifiques d'analyse du mouvement considéré. Si l'expert est différent de l'utilisateur des résultats, une confrontation des connaissances acquises est indispensable. Il s'agit en priorité de répondre aux attentes et aux besoins de l'utilisateur conformément à ses contraintes.

La **mise au point sémantique** consiste à faire définir par l'expert, de façon plus ou moins directe, chaque terme particulier au domaine, ce qui le caractérise, et ce qu'il implique lors de son utilisation.

L'identification de **stratégie(s) d'analyse(s)** du mouvement consiste à définir les étapes du raisonnement de l'expert, les connaissances et les informations qu'il utilise pour cela.

La partie concernant les **indicateurs qualifiés** est certainement la plus longue et la plus difficile. Elle nécessite de définir ou de confirmer avec l'expert, toutes les caractéristiques de chaque indicateur : caractéristiques spatiale(s), temporelle(s), événementielle(s), mais aussi ses origine(s) possible(s), ses conséquence(s) directes et indirectes, la (ou les) catégorie(s) à laquelle il pourrait se rattacher, les moyens actuels d'estimation ainsi que les possibilités de mesures, de calcul et de représentation qui peuvent lui être associés. Enfin il est nécessaire de déterminer le **seuil de significativité pratique** d'une différence numérique pour cet indicateur. Il s'agit de définir "à partir de combien" une différence numérique présente un intérêt, pour l'utilisateur des résultats, dans l'analyse du mouvement considéré.

Pour chacun de ces trois niveaux de l'extraction de connaissances (mise au point sémantique, identification des stratégies d'analyse et définition des indicateurs qualifiés), le cogniticien doit **réévaluer avec l'expert** la pertinence de son travail. Des propositions volontaires légèrement divergentes des phénomènes identifiés peuvent faciliter la verbalisation de l'expert et confirmer la pertinence des éléments réellement identifiés. Cependant, elles ne doivent pas être trop importantes, ni régulières, au risque d'exaspérer l'expert et/ou de discréditer le cogniticien.

* L'ENTRETIEN AVEC L'UTILISATEUR DES RESULTATS

Si l'expert apporte des connaissances qui sont davantage d'ordre « académique » et « théorique », celles de l'utilisateur des résultats sont souvent plus « pratiques » et non « conventionnelles ». Cependant, tout le travail doit être orienté vers l'utilisateur des résultats

afin de répondre à ses contraintes, ses besoins et ses attentes. En effet, il est peu probable que l'utilisateur des résultats maîtrise l'ensemble des connaissances de l'expert et en éprouve le besoin dans sa pratique quotidienne. De même, il est peu probable que la stratégie d'analyse ou démarche de raisonnement de l'utilisateur des résultats soit identique à celle de l'expert. Un travail similaire à celui réalisé auprès de l'expert est donc nécessaire.

La **mise au point sémantique** doit également être réalisée ainsi que l'identification des **stratégies d'analyse** du mouvement. Les **indicateurs qualifiés**, définis avec l'expert doivent être réexaminés et éventuellement ajustés. Enfin, l'ensemble du travail de cogniticien doit être **réévalué** avec l'utilisateur des résultats. Ceci permet de lui apporter les informations dont il a besoin, avec un vocabulaire qu'il connaît et selon une démarche qui se rapproche de sa propre démarche d'analyse et non de celle de l'expert ou du spécialiste de l'analyse du mouvement. Enfin, les contraintes, besoins et attentes spécifiques, recherchés lors de l'observation, devront être méthodiquement définis.

* L'ENTRETIEN AVEC L'ACTEUR DU MOUVEMENT

A la différence des deux interlocuteurs précédents, le travail avec l'acteur du mouvement se place davantage pendant ou après l'élaboration du protocole de mesures. Ces principaux objectifs sont au nombre de quatre :

1) S'assurer que le mouvement évalué, dans les conditions de mesure, n'est pas fondamentalement différent des **conditions réelles** et définir les écarts.
2) Identifier, puis définir les modalités de quantification du "**ressenti" de l'exécution** (perception) du mouvement (facilité, lassitude, fatigue).
3) Identifier, les éléments du protocole expérimental susceptible **de perturber l'exécution habituelle** du mouvement, ainsi que les éventuels moyens de remédier aux perturbations.
4) Identifier les éléments extérieurs au protocole susceptibles **d'influencer ponctuellement l'exécution** du mouvement, ainsi qu'en définir les moyens de détection (insuffisance technique, tactique, motivation, douleur, perturbation quelconque).

Lorsque cela est possible, une collaboration avec un spécialiste de l'exécution du mouvement étudié peut être bénéfique (par exemple, un sportif de haut niveau pour un geste sportif). Les résultats de ce travail sont à exploiter avec l'expert et l'utilisateur des résultats pour être intégré dans le protocole de mesure final.

L'utilisation de l'outil entretien présente cependant quelques limites. Pour chacun des interlocuteurs, l'ensemble du travail d'extraction de connaissances peut difficilement se faire en une seule fois. Il nécessite **plusieurs séances de travail**, de courte durée (environ 1 heure), préférables à un nombre moins important de longues séances. Comme pour l'observation en situation, **l'enregistrement** est d'un apport considérable et permet une pleine exploitation des

résultats a posteriori. Il permet également de se consacrer totalement à la discussion avec l'interlocuteur, le temps dont il dispose étant très souvent limité.

En effet, les principales limites de l'entretien sont le faible **temps imparti** et **l'implication** de l'interlocuteur ainsi que le **savoir-faire du cogniticien**. A ceci s'ajoute une tendance, plus ou moins volontaire, de l'interlocuteur à décrire **ce qu'il pense être correct** ou ce que l'on est susceptible d'attendre de lui au détriment de sa pratique ou de sa stratégie réelle d'analyse. Le niveau d'automatisme des processus cognitifs impliqués ainsi que l'ancienneté des connaissances utilisées constituent également un frein à l'acquisition des connaissances car tous deux sont proportionnels à la difficulté de verbalisation. Enfin, certaines dimensions de l'activité ne se prêtent pas facilement à la verbalisation, c'est le cas par exemple des sensations kinesthésiques ou tactiles.

II.2.3. Conclusion

L'extraction et la modélisation des connaissances sont des travaux longs et difficiles dont le spécialiste est appelé cogniticien. Elles permettent d'enrichir considérablement la base de connaissances nécessaires à l'élaboration des indicateurs qualifiés. Elles permettent également de définir les modalités de présentation et de classement des indicateurs conformément aux contraintes, aux besoins et aux attentes de l'utilisateur. Elles nécessitent plusieurs séances de travail et une coopération active de l'expert, de l'utilisateur des résultats et de l'acteur du mouvement (figure II.6.).

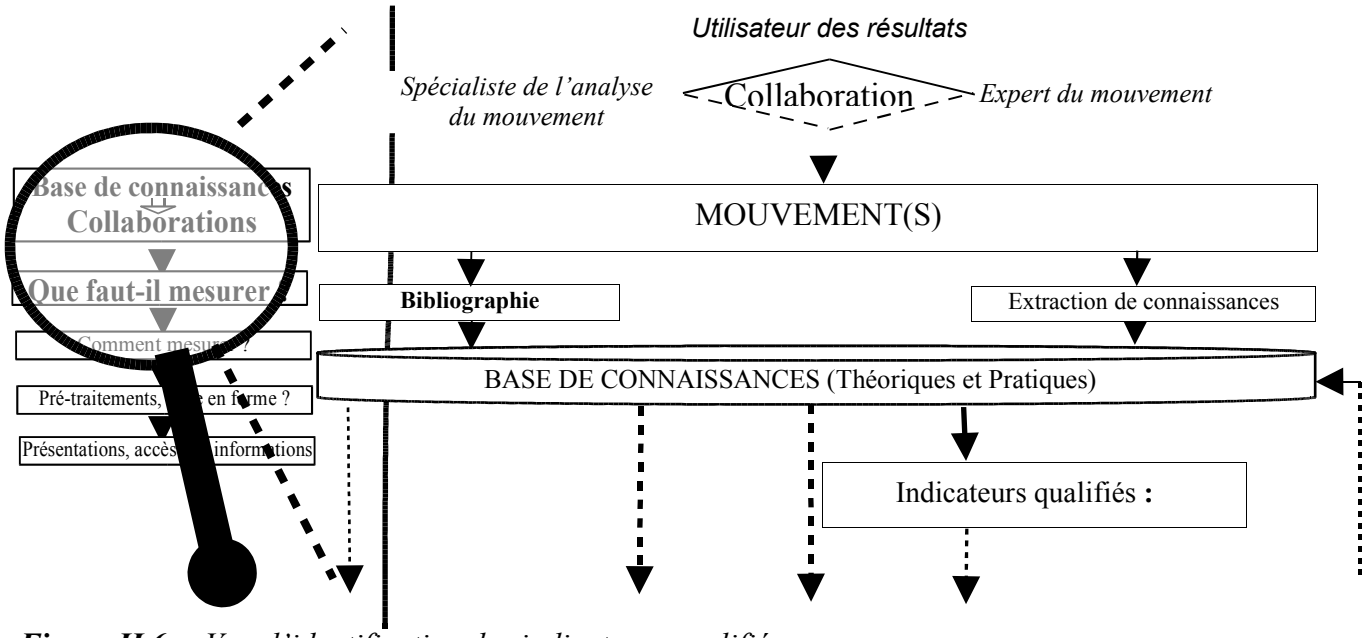


Figure II.6. : *Vers l'identification des indicateurs qualifiés.*

Après avoir établi une base de connaissances spécifiques à l'analyse du mouvement considéré, puis caractérisé les indicateurs qualifiés, il est possible de répondre à la question « que faut-il mesurer » ainsi que d'identifier des modalités de présentation des résultats adaptées. Une partie conséquente des informations nécessaires à l'élaboration des protocoles de mesure est

déjà disponible et doit être ajustée et mise en application pour répondre à la question « comment mesurer », objet de la partie suivante de ce chapitre.

II.3. VERS LA MESURE DES INDICATEURS QUALIFIES

Sur la base de l'étude de la (des) stratégie(s) d'analyse des experts, l'élaboration du protocole expérimental de mesures nécessite un ensemble de prorogatifs qui vont être successivement développés.

II.3.1. Stratégies d'analyse des experts : un guide pour l'élaboration des protocoles

L'observation de l'expert en situation de travail, puis l'analyse des informations recueillies lors de l'entretien permettent d'orienter l'élaboration des protocoles de mesure. En effet, l'extraction de connaissances a permis de sélectionner, parmi la grande quantité d'informations disponibles, les informations pertinentes c'est-à-dire les indicateurs qualifiés. Les informations ont également été structurées pour pouvoir en faciliter l'accès.

Néanmoins, certains indicateurs qualifiés peuvent ne pas être mesurables. Les plus importants aux yeux de l'expert et de l'utilisateur des résultats devront alors être privilégiés. De même, il est primordial de maximiser la précision des mesures pour ces indicateurs.

Ainsi, lors de la phase d'élaboration du protocole de mesures, le placement initial des caméras est conditionné par l'optimisation de la précision de la mesure. Dans un deuxième temps, sans détériorer la précision, elles pourront être positionnées selon un angle de vue habituel pour l'expert afin de permettre une revisualisation optimale de la scène. De plus, pour effectuer son jugement, l'expert peut avoir recours au questionnement ou il peut demander au sujet de réaliser une variante du mouvement. Ses demandes, ses observations, les nouvelles contraintes qu'il introduit doivent être intégrées dans le protocole expérimental afin que des mesures soient effectuées dans chacune des situations.

Ces informations, associées aux indicateurs qualifiés, permettent d'élaborer de façon éclairée les dispositifs expérimentaux.

II.3.2. Elaboration des dispositifs expérimentaux

L'élaboration du protocole expérimental ne peut se faire sans une série de **mesures préliminaires**. L'analyse tridimensionnelle du mouvement implique une calibration préalable du volume de mesure. De même, il est nécessaire de connaître la précision globale du système utilisé, la variabilité du mouvement considéré et la pertinence des simplifications utilisées. En effet, celles-ci vont déterminer les seuils de signification des informations recueillies lors de la phase d'analyse et de modélisation des indicateurs qualifiés.

II.3.2.1. La calibration

Pour tous les systèmes actuels d'analyse tridimensionnelle du mouvement, la qualité de la calibration conditionne la qualité des résultats. De même, la précision est plus importante dans le volume de calibration et diminue à mesure que l'on s'en éloigne. La calibration ne dispense pas de vérifications supplémentaires. Par exemple, on peut déplacer dans tout le volume une tige rigide sur laquelle deux marqueurs sont fixés. La variation de distance entre ces deux marqueurs constitue un bon moyen d'évaluation de la qualité de la calibration. Pour les systèmes d'analyse du mouvement en trois dimensions il existe, le plus souvent, différentes possibilités de calibrage (grilles, cubes avec ou sans calibration dynamique) qui devront être testées pour définir la meilleure solution, dans les conditions imposées par le protocole de mesure.

II.3.2.2. La précision du système de mesure

Une fois qu'une approximation du protocole expérimental est définie et que la calibration est optimisée (minimiser l'imprécision), il est nécessaire de s'intéresser à la précision du système de mesure, pour les conditions expérimentales. En effet, celles-ci peuvent influencer la précision du système d'acquisition (angle des caméras, éclairages, rapport entre le diamètre du marqueur et la diagonale du volume de mesure). La précision de chaque source d'information, paramètres des équations utilisées ultérieurement, doit être estimée. Ceci se fait à partir de paramètres fixes et/ou connus (distances, angles, vitesses). En effet, ces données caractérisant **l'imprécision**, ajoutées à celles de la **variabilité du geste** étudié, vont ensuite être rapprochées des données mesurées lors de l'analyse du mouvement pour fixer les seuils de différences significatives entre deux mesures. Ces différences significatives doivent être rapprochées des seuils de significativité pratique pour une interprétation pertinente des résultats.

II.3.2.3. Variabilité du geste étudié

Gremy (1987) propose un modèle de la variabilité à trois niveaux (figure II.7.). Avant de pouvoir apprécier un mouvement, il est important de rapprocher les résultats de la variabilité des mesures lors de mouvements répétés. L'estimation des différentes variabilités permet également de déceler d'éventuels problèmes méthodologiques, conduisant à une dispersion intermédiaire importante (par exemple, variabilité expérimentale : effet de la pose des marqueurs). La variabilité entre différents mouvements réalisés lors d'une même série de prise de mesures (intra-session) doit être évaluée. De même, la variabilité entre différentes séries de prise de mesures (à différents jours par exemple) est également à considérer (inter-session). Enfin, si l'expérimentateur n'est pas toujours le même, l'effet du changement d'expérimentateur doit être évalué (inter-expérimentateur).

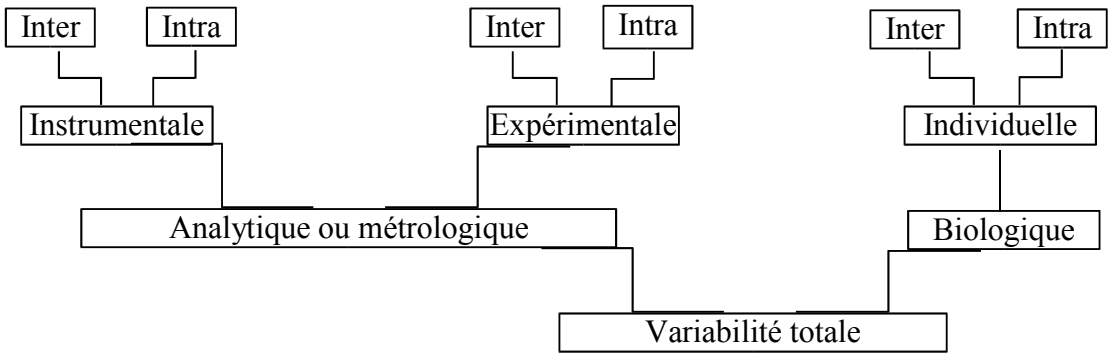


Figure II.7. : *Modèle de la variabilité selon Gremy (1987).*

Une fois ces précautions prises, il est important de s'intéresser à l'effet des hypothèses simplificatrices sur la précision des mesures du mouvement ; c'est-à-dire à la différence entre ce que l'on mesure et le phénomène à mesurer.

II.3.2.4. Modèle(s) et hypothèse(s) simplificatrice(s)

La complexité du corps humain ainsi que l'inaccessibilité de certains paramètres, impliquent d'utiliser des hypothèses simplificatrices et/ou des modèles. Il est par exemple difficile d'obtenir de manière physique les propriétés inertielles d'un segment, pourtant indispensables aux codes de calculs des efforts articulaires. Des modèles anthropométriques ont donc été proposés sur la base d'études cadavériques ou à partir d'imageries médicales. Ils permettent, à partir de mesures externes (poids, taille, dimensions des segments), d'estimer la masse, le centre de masse, l'inertie et le rayon de giration des segments corporels. Ces modèles, réalisés à partir de populations particulières ne sont pas forcément adaptés au(x) sujet(s) étudié(s). De même, les modèles articulaires utilisés simplifient souvent l'articulation. Si l'on prend l'exemple du genou, comme beaucoup d'autres articulations, ce dernier ne se limite pas à des rotations (flexion/extension, abduction/adduction, rotation interne/externe) mais réalise également des translations, notamment des glissements, dans le plan sagittal, du fémur par rapport au tibia (Kapandji, 1994). Très peu de modèles tiennent compte de ces translations mais est-il acceptable de les négliger dans le cadre du mouvement considéré ? Les modèles à six degrés de liberté (Buczek et al. 1994 ; Liu et al. 1997) sont très certainement amenés à se développer. D'une manière générale, toutes les hypothèses simplificatrices utilisées doivent être étudiées afin de quantifier leur effet sur les mesures.

Après avoir étudié la calibration, la précision, une première estimation de la variabilité des mesures ainsi que l'acceptabilité des modèles et des hypothèses simplificatrices, il est possible de définir le protocole de mesure expérimental du mouvement humain.

II.3.2.5. Le protocole expérimental

Le protocole expérimental doit permettre d'estimer chaque paramètre des indicateurs qualifiés retenus en perturbant le moins possible le mouvement mesuré. En effet, la pose de marqueurs, le lieu de réalisation du mouvement, la tenue vestimentaire de l'acteur du mouvement qui se sent observé, sont autant de phénomènes qui peuvent perturber la réalisation du mouvement. Le spécialiste de l'analyse du mouvement ne connaît pas forcément tous ces éléments parfois très discrets.

Pour limiter ces biais de mesures, l'expérience montre qu'il est enrichissant de faire assister l'expert du mouvement et l'utilisateur des résultats aux essais permettant l'élaboration du protocole expérimental. Leur **venue sur le site de mesures**, leurs observations des conditions réelles de l'acquisition d'informations et même leur passage **en tant qu'acteur** du mouvement sont bénéfiques à l'amélioration du protocole.

Un autre élément majeur de l'élaboration du protocole est la **contrainte temporelle**. Les expérimentations ne doivent pas entraîner de fatigue physiologique, ni psychologique. Il est nécessaire de s'assurer que les conditions expérimentales ne dénaturent pas le mouvement étudié. Il n'est pas possible de donner des grandeurs valables pour tous les mouvements, chaque cas étant particulier. Par exemple, dans le cas de l'analyse de la marche pathologique de sujets hémiplégiques, une session d'environ une heure entrecoupée de périodes de récupération semble un maximum.

Les conditions expérimentales, plus ou moins éloignées des conditions réelles du mouvement, nécessitent une période de **familiarisation**. Les premiers mouvements sont perturbés par la situation expérimentale : après quelques répétitions successives, l'acteur exécute le mouvement en se rapprochant progressivement de son exécution dans les conditions naturelles.

II.3.2.6. Conclusion

A partir de ces différentes séries de mesures, il est possible d'arrêter de façon rigoureuse le protocole de mesure du mouvement. Ces précautions permettent d'estimer ou de quantifier de façon précise les indicateurs qualifiés propres à un nouvel individu. On appelle "nouvel individu" l'ensemble des informations recueillies lors d'expérimentation(s). Il s'agit à la fois de données **quantitatives et/ou qualitatives** auxquelles s'ajoutent les **commentaires libres** (ou texte) sur l'individu mais aussi le **contexte** de mesure (Degoulet & Fieschi, 1998).

II.3.3. Définition d'un nouvel individu

II.3.3.1. Informations qualitatives

Les informations qualitatives sur le mouvement complètent les informations quantitatives prises avec les appareils de mesure. Elles sont de deux types : **définis** (informations recueillies

systématiquement) et **libres** (commentaires). Les informations qualitatives concernent essentiellement la facilité d'exécution, la motivation, la perturbation éventuelle par un élément inattendu ou inhabituel. Les conditions dans lesquelles ont été réalisées les mesures (heure, lieu, date, activité des jours précédents) sont susceptibles d'influencer les résultats. C'est ainsi tout le contexte de mesure qui doit être recueilli. Ces informations pourront être nécessaires, a posteriori, pour contribuer à expliquer un paramètre. Les commentaires libres sont également très importants, même s'ils sont, le plus souvent, négligés au cours de l'expérimentation.

II.3.3.2. Informations quantitatives

Les informations quantitatives à recueillir sont toutes celles permettant la qualification des indicateurs. Il s'agit essentiellement de coordonnées tridimensionnelles de marqueurs positionnés sur le corps. Le nombre de marqueurs est conditionné par la capacité d'acquisition et d'identification, a posteriori, du système de mesure utilisé, ainsi que des indicateurs qualifiés retenus. A ces données cinématiques s'ajoutent souvent des données dynamiques telles que des forces, moments, pressions mesurées par des capteurs spécifiques synchronisés avec l'analyse cinématique du mouvement. Avant d'analyser ou de présenter une ou plusieurs données quantitatives, il est souvent indispensable de réaliser un pré-traitement du signal brut.

II.3.3.3. Pré-traitements

De nombreux artefacts de mesure peuvent s'ajouter aux valeurs réelles, que ce soit des données cinématiques (coordonnées tridimensionnelles) ou analogiques (capteurs de force, pressions, contacteurs…). Des algorithmes variés peuvent être utilisés pour corriger le signal brut tels que :

- le filtrage (par exemple, filtres passe bas et butterworth, Winter, 1990 ; Allard et al., 1990),
- le lissage (par exemple, les méthodes à base de splines ou de polynômes : Allard et al., 1990 ; Ismail & Asfour, 1999 ; Wahba, 1975 ; Woltring, 1985),
- la correction locale (solidification triangulaire, Cheze et al. 1995) ou globale de l'ensemble des trajectoires des marqueurs (Lu & O'Connor, 1999).

De plus, il arrive que certaines données soient manquantes comme un marqueur caché par une main. Dans ce cas, il est possible d'utiliser des techniques **d'extrapolation** qui consistent à estimer ce que devraient logiquement être les valeurs manquantes. Ces techniques sont cependant à utiliser avec la plus grande prudence. En effet, la valeur calculée est cohérente avec les valeurs adjacentes mais elle peut néanmoins être loin de la valeur réelle. La fréquence d'acquisition ou le nombre de points utilisés sont des paramètres qui conditionnent la pertinence de l'extrapolation des données manquantes.

Corrigées ou non, les données brutes doivent, le plus souvent, subir un "**découpage**". Ce découpage peut se faire de façon automatique par l'identification d'un point de passage obligatoire (pédale haute dans le cas du cyclisme, par exemple). Des algorithmes qui recherchent la reproduction de séquences au sein du signal peuvent également être utilisés (Stroke et al. 1997). Les séquences obtenues à partir de ces découpages possèdent, le plus souvent, un nombre de points différents dû à une durée de réalisation variable. Il est alors nécessaire d'interpoler les points de la courbe de façon à éliminer un éventuel déphasage. De même, certains paramètres doivent être **normalisés**. Lors de la marche par exemple, la durée de la phase d'appui (pied en contact avec le sol) et de la phase oscillante (phase aérienne du pied en progression) sont souvent exprimées en pourcentage de la durée totale du cycle.

De nombreuses combinaisons des méthodes précitées sont possibles selon le type de mouvement étudié et des besoins spécifiques.

II.3.4. Conclusion

L'analyse d'un mouvement nécessite de définir différents protocoles expérimentaux qui permettent une calibration optimale (minimiser l'imprécision), une connaissance de la précision des systèmes dans les conditions de mesure, une première approximation de la variabilité du mouvement étudié et l'effet des modèles et des hypothèses simplificatrices. L'ensemble interagit sur la réalisation du protocole expérimental spécifique au mouvement. Après avoir recueilli les informations d'un nouvel individu, des pré-traitements (filtrage, lissage, correction, interpolation, découpage, normalisation) sont souvent nécessaires avant d'effectuer l'analyse des indicateurs qualifiés retenus (figure II.8.).

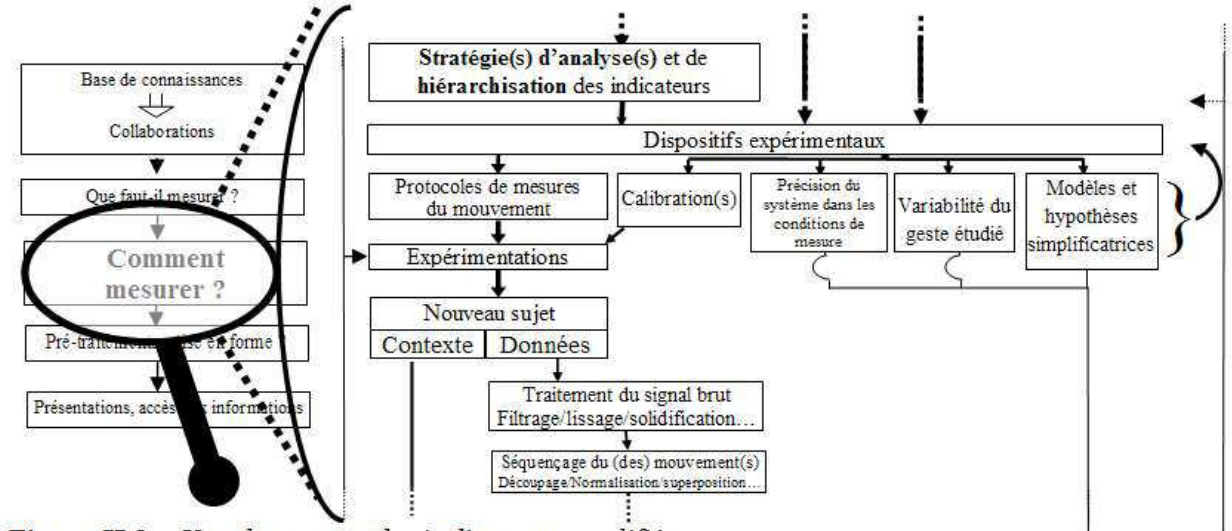


Figure II.8. : *Vers la mesure des indicateurs qualifiés.*

Après avoir recueilli les données relatives à un sujet et réalisé les pré-traitements inhérents à l'analyse tridimensionnelle, il est nécessaire de passer aux traitements des données permettant la caractérisation des indicateurs qualifiés, leur classement, leur présentation. Les paramètres discriminants pourront alors être rapidement étudiés.

II.4. VERS LA MESURE DES INDICES DISCRIMINANTS D'UN SUJET

L'analyse tridimensionnelle du mouvement apporte comme information de base, les coordonnées de marqueurs dans l'espace en fonction du temps. Trois marqueurs suffisent pour calculer des angles inter-segmentaires et par dérivation réaliser le calcul des vitesses et des accélérations angulaires ou linéaires. En enregistrant simultanément des efforts externes, il est possible de calculer des efforts articulaires internes (couples, moments, puissances). La quantité d'informations quantitatives disponibles pour l'étude d'un mouvement est très importante et nécessite donc une analyse de données élaborée. L'extraction de connaissances permet d'identifier des indicateurs qualifiés qui vont limiter le nombre d'informations. Cependant, un indicateur qualifié ne correspond pas forcément à un seul paramètre (une coordonnée ou un angle par exemple). En effet, il peut être estimé à partir de plusieurs paramètres et le nombre d'indicateurs, pour certains mouvements, peut être important.

Pour structurer et estimer cette grande quantité d'informations, il est possible de partir d'une vue globale du sujet, prenant en compte tous les paramètres du sujet et accéder ensuite à des indicateurs de plus en plus localisés (Barbier, 1994). Les choix d'indicateurs ou de paramètres, étudiés après cette vue globale, peuvent être guidés par la distance qui sépare le cas étudié de la "référence". Pour cela, il est nécessaire de définir une "référence". Pour la marche par exemple, des travaux ont montré que cette référence n'est pas unique. Barbier (1994) ou Vardaxis et al. (1998) ont montré que l'on pouvait distinguer différentes « classes de comportement », ici des styles de marche, comme on peut observer différents styles de course ou de saut pour un même geste sportif (Kreighbaum & Barthel, 1996). Une fois identifié, le sujet pourra être comparé globalement ou analytiquement à la ou aux différentes classes préalablement identifiées. D'autres modes de classement "sémantique" des informations sont envisageables sur la base de leur nature, des raisons de leur intérêt ou encore du contexte de l'étude.

Cette partie de chapitre a pour objet de décrire les différentes étapes conduisant à cette démarche.

II.4.1. Position du problème

Cette démarche d'analyse peut se faire en trois étapes et nécessite de définir : **le sujet**, la "**référence**" puis des **indices de distances** entre le sujet et la "référence". Un mouvement est caractérisé par un grand nombre de paramètres dont certains peuvent être regroupés pour former des indicateurs plus généraux. Ces paramètres sont très souvent interdépendants et la caractérisation d'un nouvel individu passe par la prise en compte de **l'ensemble de ses données**. Pour cela, l'approche statistique multidimensionnelle permet de considérer simultanément tous les paramètres. Cependant, les paramètres ou indicateurs qualifiés peuvent être de **nature différente** [un ou plusieurs angle(s), distance(s), vitesse(s), accélération(s),

force(s)] mais aussi de **durée différente**. La **fréquence d'acquisition** peut aussi être différents. Une plate-forme de forces est souvent utilisée à des fréquences supérieures à celle d'un système optoélectronique. De plus, l'indicateur qualifié ne se mesure pas forcément sur la totalité du cycle. Par exemple, un indicateur de la qualité de l'impulsion d'un saut en hauteur ne concernera qu'une petite partie de l'ensemble du geste sportif comprenant la prise d'élan, l'impulsion et le franchissement. Il est donc nécessaire d'homogénéiser les données avant de pouvoir définir une métrique de distance entre les signaux.

A partir de ces distances séparant les séries de valeurs caractérisant chaque sujet (distances inter-sujets), il est alors possible de rechercher d'éventuels regroupements ou styles de mouvement. Différentes méthodes de classification sont disponibles (Bouroche & Saporta, 1994). Parmi celles-ci, les méthodes de classifications hiérarchiques ascendantes semblent les plus adaptées (Rouanet & Leroux, 1993). Chaque sujet est associé à un autre ou à un groupe de sujets, sur la base d'un indice d'agrégation, réalisé à partir des distances qui séparent les sujets. Un arbre hiérarchique, résultat de la classification ascendante peut ainsi être réalisé (figure II.9.). L'étude de l'indice d'agrégation (h sur la figure), permet de définir la significativité statistique du regroupement. Plusieurs classes de comportement peuvent ainsi être éventuellement définies et constituent la "référence".

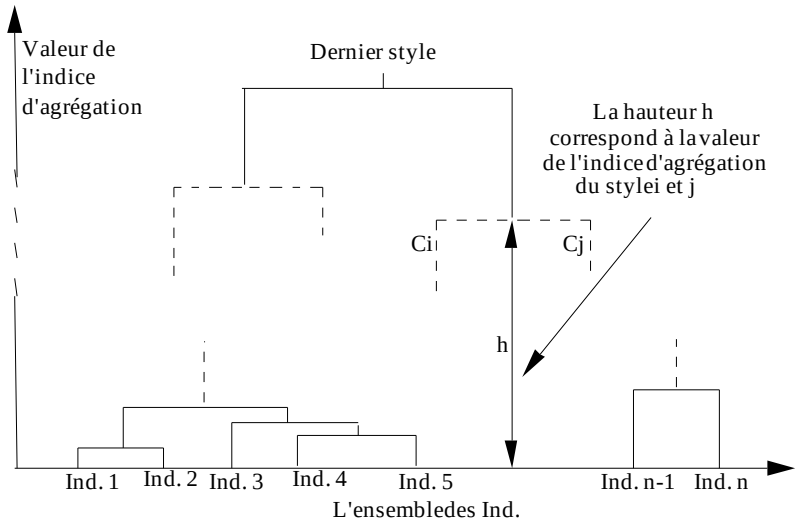


Figure II.9 : *Arbre hiérarchique, résultat de la classification ascendante (Ind = individu, C = classe, h = indice d'agrégation)*

Une fois cette "référence" définie, chaque sujet pourra être comparé à celle-ci à partir d'indices de la distance qui séparent ses paramètres de ceux de la "référence"

II.4.2. Homogénéisation des données caractérisant le sujet

L'approche statistique multidimensionnelle permet de caractériser chaque individu par un signal composé d'un certain nombre de paramètres. Pour comparer des signaux entre eux, il est nécessaire d'homogénéiser les données qui peuvent être de nature et/ou de durée très différente(s). De plus, il est nécessaire de définir la fréquence d'acquisition ou d'échantillonnage optimal des données c'est-à-dire n'entraînant pas de perte du contenu informationnel. Pour la déterminer, une étude fréquentielle du signal doit être réalisée. Elle conduit à décomposer le signal étudié en série de Fourrier. Le terme de plus haute fréquence est alors recherché. Cette fréquence multipliée par deux, définit selon le théorème de Shannon, la fréquence minimale pour laquelle le signal est correctement acquis. Néanmoins, il est prudent de multiplier cette fréquence par quatre ou cinq, voir dix si cela est possible, afin d'avoir un échantillonnage assurant de ne pas perdre d'information.

Pour la marche, Winter (1982), Chao & Loughman (1983) ou Laassel (1992) ont montré qu'un signal de marche non pathologique pouvait être résumé à 25 points de mesure par cycle de marche. Les X valeurs d'un paramètre d'un mouvement peuvent être obtenues par la division du signal en X fenêtres triangulaires se superposant (Loslever & Barbier, 1998). Chaque valeur est le résultat du calcul de la moyenne pondérée des points de mesure se trouvant dans la fenêtre temporelle considérée (figure II.10.).

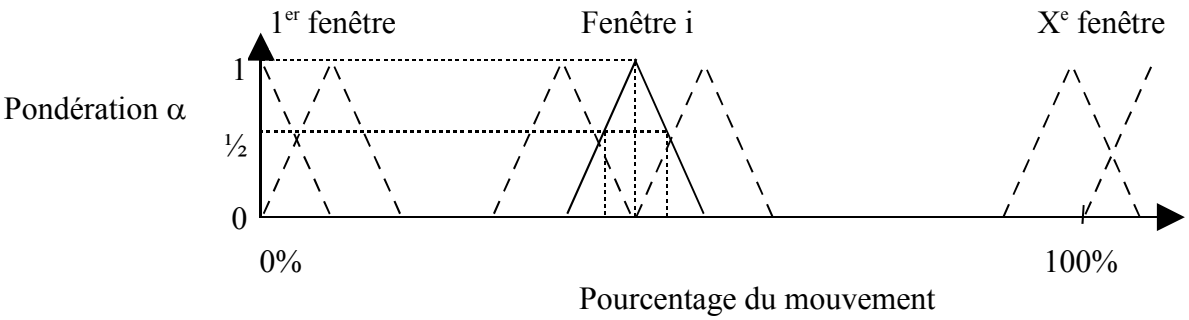


Figure II.10 : *Les fenêtres temporelles. La valeur de la fenêtre i correspond à la moyenne pondérée des x_i valeurs du signal pour la fenêtre i.*

Ce travail permet de synchroniser les différentes prises de mesures et de les réduire sans perte d'informations.

Les signaux étant de nature et d'amplitude différentes, il est nécessaire de les homogénéiser. Cette correction a également pour effet de corriger une erreur potentielle qui vient perturber les paramètres et qui se manifeste sous la forme d'un décalage (ou offset). Ce décalage peut, par exemple, venir d'une erreur de positionnement des marqueurs (Barbier, 1994). Ces signaux étant de nature et d'amplitude différentes, il est nécessaire de les homogénéiser avant de pouvoir les analyser. Le traitement classique consiste à centrer le signal (supprimer le offset : figure II.11) puis à le réduire (rendre les échelles comparables : figure II.12). Pour

centrer le signal il est possible de lui soustraire sa moyenne et pour le réduire entre –1 et 1 de le diviser par la demie amplitude.

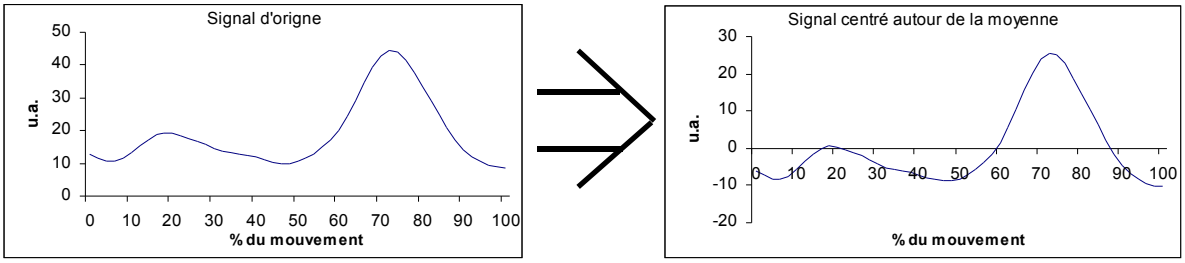


Figure II.11. : *Centrage d'une courbe quelconque autour de sa moyenne (u.a. unité arbitraire).*

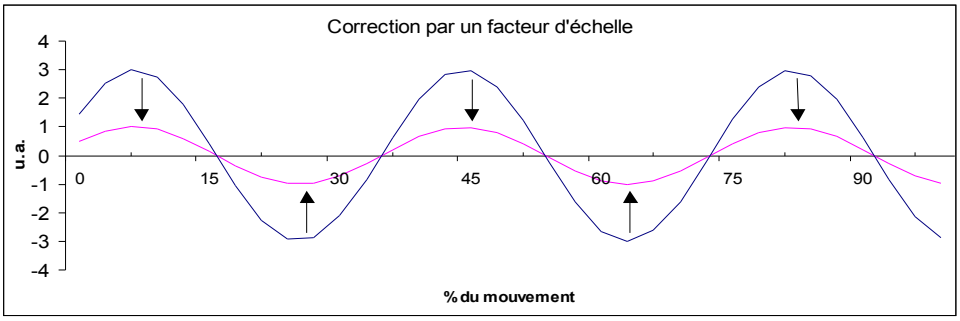


Figure II.12. : *Correction par un facteur d'échelle de l'amplitude d'une courbe quelconque.*

De plus, une fois tous les paramètres homogénéisés, il est nécessaire de rechercher d'éventuelles corrélations entre les signaux ou les indicateurs. Une matrice de corrélation classique permet d'identifier les paramètres corrélés et de n'en conserver qu'un lors de regroupement ultérieur. Une fois ce travail réalisé, il est possible de s'intéresser à l'élaboration de la "référence".

II.4.3. Définition de la "référence" : classification des signaux

A partir des signaux qui ne sont pas corrélés, il est possible de calculer une distance euclidienne classique correspondant, par exemple, à la moyenne des valeurs efficaces du "signal différence" pour chaque fenêtre et pour chaque paramètre du signal (Laassel, 1992). Un indice d'agrégation d'un groupe d'individus peut être déterminé à partir des distances entre les signaux de chacun de ces individus. Les regroupements successifs sur la base de cette valeur d'agrégation permettent d'arriver progressivement à un style unique. Différentes méthodes de classification hiérarchique ascendante, dont la démarche générale a été décrite ci-dessus, sont disponibles. La plus utilisée est la méthode de "Ward". Celle-ci consiste à

regrouper les individus avec comme critères de distance, la perte d'inertie que l'on encourt en les regroupant et qui doit être minimale (Ward, 1963).

L'étude de l'indice d'agrégation des différents regroupements permet d'en définir la significativité statistique. Le critère de Hartigan (v. par exemple Winters et al., 1997) et le R Ratio (v. par exemple Vardaxis et al., 1998) sont les deux indices les plus utilisés pour déterminer le nombre optimum de groupes sur la base de leur "homogénéité". Cependant, pour que deux classes puissent être considérées comme différentes, il faut que l'écart entre les signaux qui caractérisent chacune des classes soit supérieur au double de l'erreur de mesure ainsi qu'à la variabilité intra-sujet.

La classification hiérarchique ascendante, et plus particulièrement l'analyse en cluster, a déjà été utilisée avec succès dans de nombreuses études biomécaniques ou biomédicales : marche normale (Vardaxis et al., 1998), marche pathologique (Barbier, 1994 ; O'Byrne et al., 1998), course (Cardoso et al., 1994), dysfonctionnement d'épaule (Winters et al., 1997), douleur chronique (Sanders & Brena, 1993), essoufflement chez des sujets atteints de troubles cardio-pulmonaires (Mahler et al., 1996). Une fois la "référence" définie, il faut la caractériser par un signal afin de pouvoir définir des distances entre un individu et celle-ci.

II.4.4. Calcul de distances entre un individu et la "référence"

Le calcul des distances entre un nouvel individu et la "référence" se fait en deux temps. Le premier consiste à définir un signal multidimensionnel caractérisant la (les) référence(s). Le deuxième consiste à définir des indices de distance qui séparent le sujet de cette (ces) référence(s). Pour caractériser le signal de "référence", on peut par exemple prendre le signal moyen (mais qui physiquement ne représente personne) ou encore le signal réel de l'individu le plus proche de ce signal moyen. Quelle que soit la méthode choisie, quatre types d'indices de distance sont à distinguer en fonction de leur niveau de "globalité" (regroupement de différents paramètres), et donc du nombre de paramètres à partir desquels ils sont calculés :

- le paramètre retenu (angle X, distance Y) : **indice local**,
- l'indicateur qualifié (un ou plusieurs paramètres: équilibre, rythme) : **indice d'indicateur**,
- le regroupement d'indicateurs réalisé par l'utilisateur (indicateurs du bras ou de rendement par exemple) : **indice semi-global**,
  - l'ensemble des indicateurs d'un sujet : **indice global**.

Chaque paramètre doit donc faire l'objet du calcul d'un indice local. Les trois autres niveaux de comparaison correspondent à une moyenne d'indices locaux avec ou sans pondération (Barbier, 1994 ; Loslever & Barbier, 1998).

Enfin, le dernier niveau d'analyse consiste à rechercher les fenêtres temporelles les plus discriminantes. Une analyse factorielle des correspondances multiples permet de définir les fenêtres temporelles les plus discriminantes ainsi que les relations entre ces fenêtres (Laassel, 1992). En d'autres termes, cela permet essentiellement de définir à quel moment du mouvement les écarts sont les plus discriminants et s'il y a des relations entre les différents instants. En effet, pour un paramètre donné, seule une partie de la courbe peut être très distante de la courbe de référence (figure II.13). De même, pour tous les paramètres, une grande distance peut être observée sur un intervalle de temps particulier (par exemple entre 55 et 65% du cycle). Si c'est le cas, une pondération des fenêtres temporelles les plus discriminantes peut être envisagée pour éviter que la distance importante mais de courte durée ne soit "masquée" par la partie peu discriminante de la courbe.

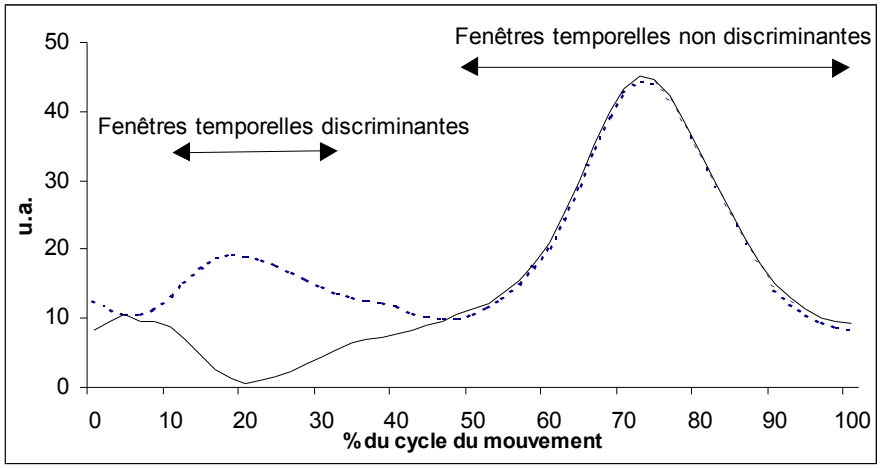


Figure II.13 : *Illustration de deux types de fenêtres temporelles au pouvoir discriminant différent (à partir de deux courbes quelconques, en trait plein, la courbe étudiée et en trait discontinu, la courbe de référence)*

II.4.5. Conclusion

Une méthodologie de comparaison d'indices (figure II.14.) applicable à tout mouvement, a été proposée et permet de faire ressortir les indices les plus discriminants. La démarche est ensuite replacée dans celle plus générale d'analyse du mouvement proposée (figure II.15).

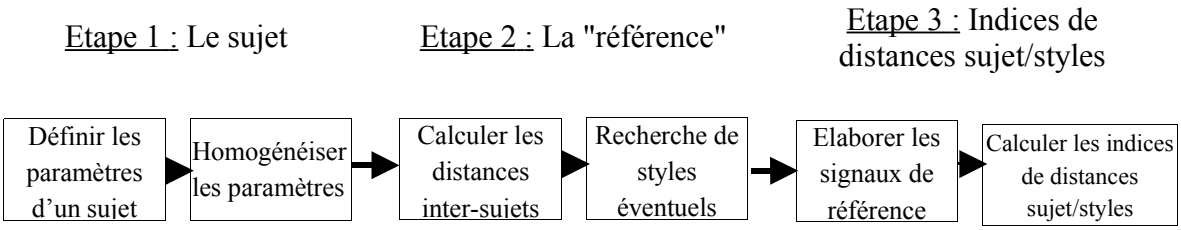


Figure II.14. : *Les différentes étapes de l'analyse de données.*

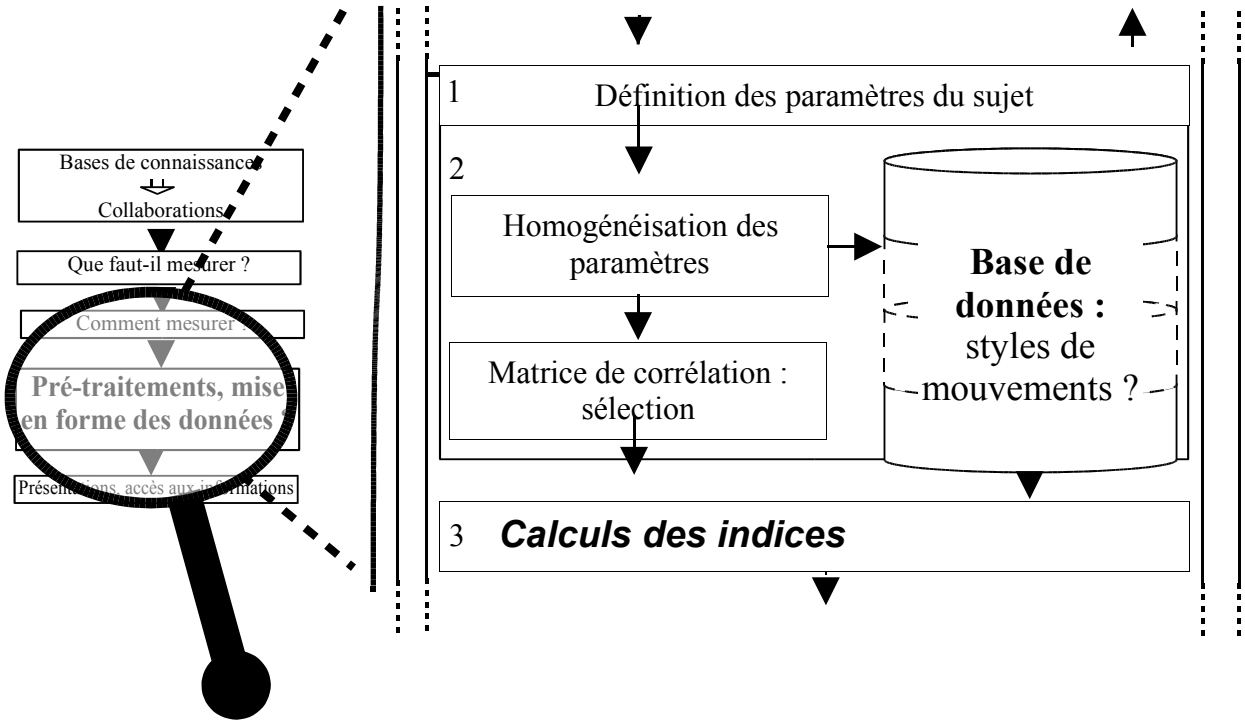


Figure II.15 : *Vers la mesure des indices discriminants d'un sujet.*

Une fois les indices définis, il est nécessaire d'en faire une présentation structurée, hiérarchique, synthétique et ergonomique. L'objectif est en effet de permettre à l'utilisateur des résultats un accès, une comparaison et une interprétation rapides. La présentation doit par exemple permettre à l'utilisateur de distinguer rapidement une valeur éloignée de la norme, conséquence directe d'un phénomène pathologique, d'une valeur éloignée de la norme correspondant à un phénomène de compensation d'un autre phénomène pathologique (asymétrie par exemple).

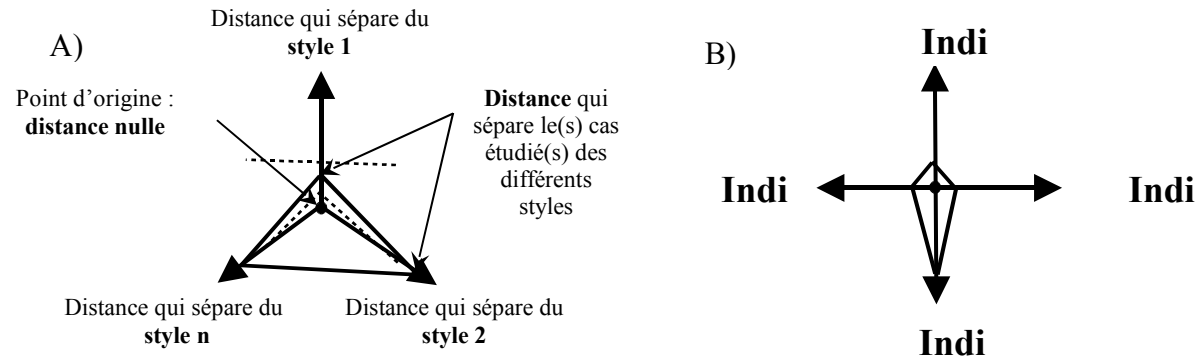
II.5. PRESENTATION ET ACCES AUX INFORMATIONS

Les modalités d'accès aux informations (différents indices) jouent un rôle majeur. En effet, l'ordre d'accès aux informations influence la prise de décision (Degoulet & Fieschi, 1998) et le temps d'accès aux informations doit être minimisé. Pour cela, un simple listing alphabétique n'est pas suffisant mais de multiples modalités de classement des informations doivent permettre une présentation adaptable des résultats. Les informations de base sont des variables numériques exprimées en fonction du temps ; cependant des formes synthétiques de présentation des indices peuvent être préférables. Pour faciliter la prise de décision, les informations synthétiques ou brutes doivent être replacées dans leur contexte. Les résultats doivent être rapportés au contexte de mesure mais aussi aux caractéristiques et aux spécificités du mouvement étudié.

II.5.1. Présentation des indices

La représentation de paramètres en fonction du temps ne pose pas de difficultés particulières et se résume à un problème d'organisation de la feuille de résultats. La présentation des différents indices n'est pas aussi facile (Loslever, 1994). Une représentation graphique en "vue étoile" est proposée par Tabarin (1989) pour le suivi de fonctionnement de procédés industriels ou encore par Barbier (1994) pour le suivi de rééducation. Cette représentation synthétique permet une lecture et une discrimination rapides des états anormaux (Kolski, 1997). Le principe de présentation en vue étoile (figure II.16.) indique la distance qui sépare l'ensemble des paramètres d'un individu (indice global) des différentes styles en A). Une fois le style d'appartenance identifié, la distance qui sépare les différents indices sélectionnés de ce style peuvent être présentés comme en B (indice local, d'indicateur ou semi-global). Plus le tracé est éloigné du centre de l'étoile et plus la distance qui sépare le(s) paramètre(s) étudié(s) du paramètre de la branche correspondante est importante (numériquement différent), au centre de l'étoile la distance est nulle.

Figure II.16. : *Principes de présentation en vue étoile des distances entre*



- *A : un indice global et n styles de mouvements,*
- *B : n indices pour un même style.*

Dans cet exemple, le cas étudié appartiendrait au premier style et l'indice trois est très différent des valeurs du style sélectionné. Cependant, ce type de présentation n'indique pas si la différence et cliniquement ou statistiquement significative.

II.5.2. Accès aux informations

Deux catégories de classement permettant un accès rapide et sélectif aux informations souhaitées peuvent être envisagées : numérique et sémantique.

II.5.2.1. Classements numériques

Barbier (1994) propose un accès global et synthétique des informations (indice global) suivi d'un accès plus détaillé aux indices localisés. Cette démarche permet d'avoir une vue générale du sujet à partir de laquelle les choix ultérieurs d'informations consultées sont guidés par la distance qui les séparent de la "référence". Cette approche peut être généralisée à n'importe

quel mouvement et différentes modalités d'accès aux informations peuvent s'y ajouter, par exemple, en fonction de la proximité ou de l'éloignement de la "référence" ou du type d'indice (local, d'indicateur, semi-global ou global).

A ces modes de classement basés sur les données numériques peuvent s'ajouter des modalités de classement "sémantique".

II.5.2.2. Classements sémantiques

De nombreux autres modes de classement qualifiés de "sémantiques" peuvent être utilisés. L'extraction de connaissances doit permettre de dégager, par un travail en commun avec les interlocuteurs de l'analyse du mouvement, un voire plusieurs modes de classement des indicateurs. Une approche **anatomique** de classement des informations est envisageable. De même, des classements sur la base des **raisons de l'utilisation** de l'information ou encore des **conséquences du ou des indicateurs(s)** étudiés peuvent être développés. Si une multi-expertise a été réalisée, il est possible de proposer un classement des informations en fonction de la **fréquence d'utilisation** par les interlocuteurs.
C'est ainsi que différents modes de classement de ces informations doivent être proposés (figure II.17).

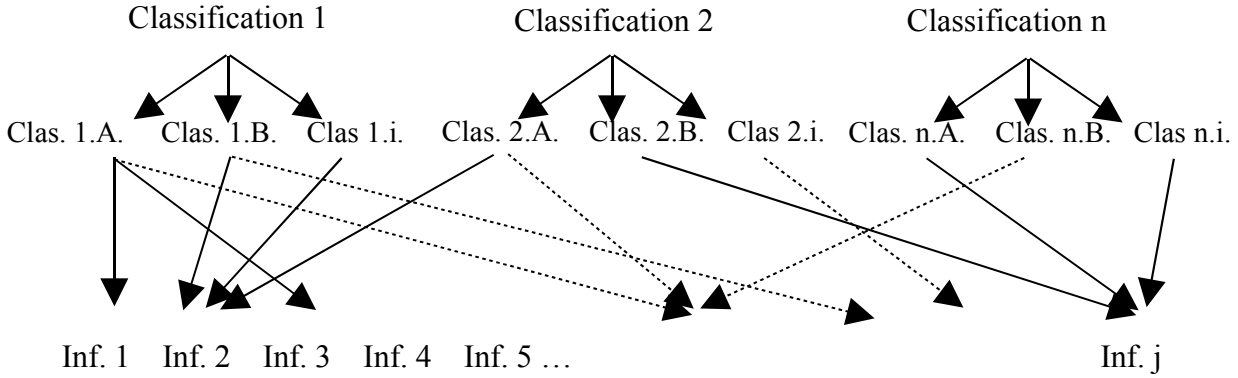


Figure II.17. : *De multiples modalités d'accès aux informations (Inf) par des classifications (Clas.) variées.*

Ces différents modes de classement doivent pouvoir se combiner. L'objectif est de permettre l'accès rapide à l'information par des modalités suffisamment variées pour ne pas influencer l'utilisateur et ainsi être au plus proche de sa démarche de raisonnement, sans que cette présentation lui soit imposée "de l'extérieur".

II.5.3. Contextualisation des informations

Que les informations présentées soient des indices ou des données brutes, leur interprétation nécessite de les replacer dans leur contexte. Ce contexte comprend à la fois le contexte de mesure (précision du système, variabilité des mesures, effet des hypothèses simplificatrices, protocole de mesure) ainsi que les caractéristiques et les spécificités du mouvement étudié.

II.5.3.1. Le contexte de mesure

Chaque information présentée doit pouvoir être replacée dans son **contexte de mesure**. Celui-ci comprend les résultats des protocoles de mesure qui ont permis l'élaboration du protocole expérimental c'est-à-dire :

- La précision des mesures, dans les conditions expérimentales : par exemple, l'angle mesuré est exact à ±2°.
- La variabilité des mesures, dans les conditions expérimentales : par exemple, pour 10 mesures successives du même geste, l'angle considéré varie de ±4°.
- L'effet des hypothèses simplificatrices : par exemple, l'angle considéré est calculé à partir de marqueurs externes posés sur la peau, cependant lors d'études radiographiques, l'écart entre l'angle mesuré et l'angle réel est de 2 à 5° selon la plage articulaire considérée.
- Le seuil de significativité pratique d'une différence, c'est-à-dire la valeur minimale de la différence entre deux mesures qui présente un intérêt clinique, ergonomique, technique ou encore pédagogique.
- Les conditions dans lesquelles ont été réalisées les mesures telles que l'heure ou la durée de l'expérimentation ainsi que toutes les informations qualitatives et les commentaires libres recueillis lors de l'expérimentation ["ressenti" (perception de l'action) de l'acteur du mouvement, motivation, fatigue, difficulté].

De même, les modalités de calcul des informations apportées doivent être d'un accès rapide.

II.5.3.2. Caractéristiques et spécificités de l'information présentée pour le mouvement étudié

Les informations recueillies doivent aussi être rapprochées des caractéristiques et des spécificités du mouvement étudié afin de permettre à l'utilisateur de les consulter et ainsi de faciliter sa prise de décisions.

Les informations numériques ne sont pas toujours faciles à représenter. La possibilité d'afficher une **animation globale** sous la forme d'un personnage simplifié ou d'une image vidéo est indispensable. Une **définition** claire et précise de l'information présentée doit être directement accessible, ainsi que **l'intérêt de son étude**. Doivent également être associés les principaux **facteurs qui l'influencent** ou qui sont directement liés à l'évolution de cette information ainsi que ses **conséquences prévisibles** sur l'exécution du mouvement. Enfin, on peut envisager, pour plus de détails, d'associer des **images ou des animations caractéristiques** de l'information étudiée ainsi que des **références de document** permettant d'aller plus loin dans les connaissances ou dans l'analyse.

II.5.4. Conclusion

Les informations numériques présentées, après analyse de données, peuvent être de deux types : indices et paramètres bruts. Dans les deux cas, les informations doivent être

hiérarchisées et de multiples modes d'accès aux mêmes informations, doivent être proposés. Ils doivent permettre un accès rapide aux informations, sans influencer l'utilisateur dans ses choix. Quelle que soit l'information, il est nécessaire de la replacer dans son contexte de mesure mais aussi dans le contexte général de l'analyse du mouvement considéré (figure II.18).

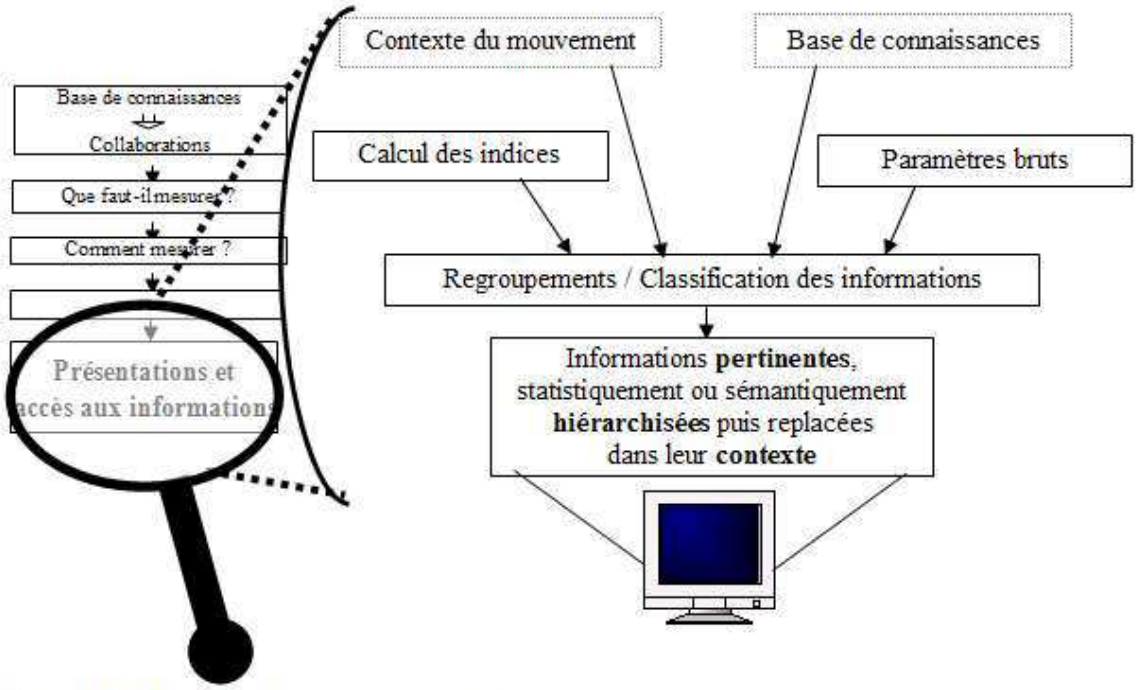


Figure II.18. : *Présentation et accès aux informations. Les cadres en pointillés correspondent aux étapes définies précédemment.*

II.6. CONCLUSION

La variété des mouvements humains et des raisons de leur étude n'en cache pas moins la possibilité de définir une méthodologie commune permettant une analyse rigoureuse, contextuelle et hiérarchisée. Le travail d'extraction de connaissances est une étape longue et fastidieuse mais indispensable pour extraire de la grande quantité d'informations que peuvent fournir les systèmes d'analyse du mouvement, un nombre réduit d'indicateurs qualifiés sémantiquement significatifs pour l'utilisateur. Cette extraction de connaissances, précédée d'une recherche bibliographique, contribue également à la définition des protocoles de mesure, indispensables à une interprétation fiable des résultats. Ces protocoles doivent permettre d'estimer :

- la précision du système de mesure dans ses conditions d'utilisations,
- l'erreur potentiellement commise lors de l'utilisation de modèles et/ou d'hypothèses simplificatrices,
- la variabilité du mouvement étudié,
- le seuil de significativité pratique des informations présentées,

qui sont des préalables indispensables à une utilisation courante du protocole de mesure.

Les paramètres bruts subissent d'abord des pré-traitements puis un traitement statistique permettant de définir d'éventuelles classes de mouvements constituant la "référence". Chaque nouveau mouvement étudié pourra ensuite être comparé à ces "références". L'ensemble des informations (connaissances académiques, informations quantitatives et qualitatives) doivent être mises en relation et regroupées sur des feuilles communes. Sur la base de ces différences numériques ou du contenu sémantique des informations, de nombreuses modalités de classification permettent à l'utilisateur des résultats d'accéder rapidement à des informations hiérarchisées et contextualisées. Le schéma global de cette démarche est présenté à la figure II.19.

Le chapitre suivant a pour objet de développer notre contribution à l'analyse de la marche du sujet hémiplégique en application de cette méthodologie.

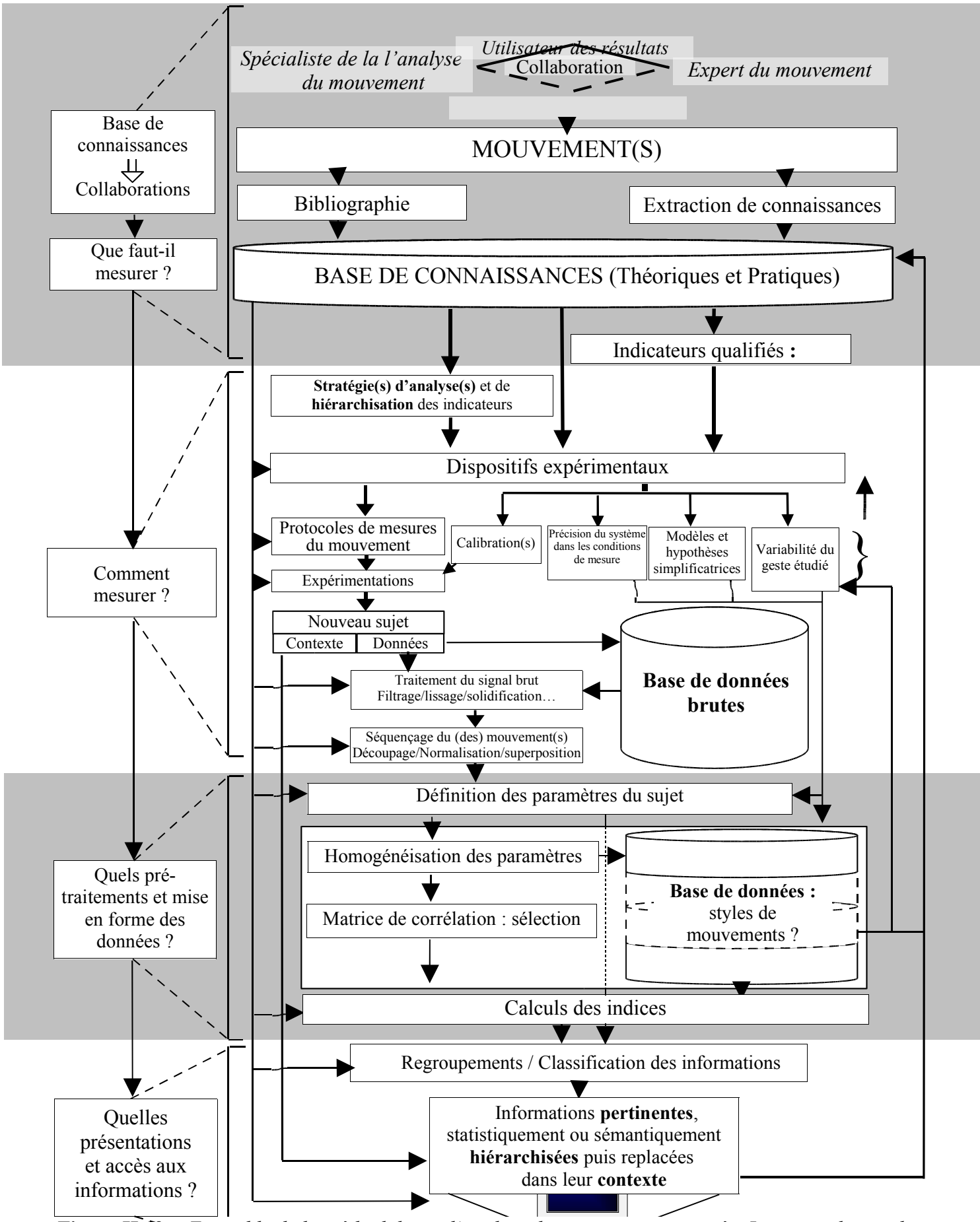


Figure II.19. *: Ensemble de la méthodologie d'analyse du mouvement proposée. La partie de gauche reprend la figure II.1. ; la partie de droite synthétise la démarche proposée dans ce chapitre.*

Troisième Chapitre :

Contribution à l'analyse de la marche du sujet hémiplégique : Application de la méthodologie proposée.

Chapitre III. : Contribution à l'analyse de la marche du sujet hémiplégique : Application de la méthodologie proposée.

III.1. INTRODUCTION

Le chapitre II propose une méthodologie générale d'analyse tridimensionnelle du mouvement. L'objet de ce chapitre est de l'appliquer à l'analyse d'un mouvement pour en apprécier la pertinence. Le mouvement choisi est **la marche du sujet hémiplégique**. Les expérimentations réalisées s'inscrivent dans le cadre de l'amélioration de l'évaluation fonctionnelle de la marche (EFM) du sujet hémiplégique. Ce mouvement nécessite au préalable une rapide mise au point sur les principales caractéristiques de cette pathologie et de ses conséquences sur la marche de ces sujets. La description des grands principes de cette pathologie implique l'utilisation d'un vocabulaire médical spécifique *(en italique)* ; une définition de chacun de ces termes est donnée dans le glossaire en annexe.

En se référant à la figure II.1., cette partie a pour principal objet de contribuer à la constitution de la "base de connaissances" et de "que faut-il mesurer".

L'EFM du patient hémiplégique présente des caractéristiques très différentes selon qu'elle est réalisée de façon clinique ou avec l'utilisation d'un système optoélectronique.

Les principales caractéristiques de l'évaluation clinique de la marche (figure III.1.) sont :

- l'évaluation d'une **marche spontanée**, rarement sous contrainte,
- l'évaluation en **terrain plat** le plus souvent,
- l'observation successive sous **différents angles** de vue,
- la nécessité de **plusieurs passages**,
- un lieu d'examen **non spécifique**,
- l'estimation visuelle de **quelques paramètres**,
- une difficulté **à conserver des informations**,
- une durée d'examen de **quelques minutes**.

Figure III.1. : *Photographie présentant l'EFM visuelle comme elle est classiquement réalisée en pratique clinique.*

Cette démarche d'analyse est réalisée à partir de plusieurs observations sous différents angles de vue et permet une vision globale de la marche ainsi que l'estimation de quelques paramètres. Elle est parfois guidée par une grille d'évaluation plus ou moins détaillée qui la rend alors plus longue et plus stéréotypée (Albert, 1980 ; Hughes & Bell, 1994 ; Holden et al., 1986 ; Perry, 1992 Reimers, 1972 ; Robinson & Smidt, 1981 ; Rodriquez et al., 1996 ; Wolfson et al., 1990).

La démarche d'EFM avec un système optoélectronique est très différente et ses principales caractéristiques sont les suivantes (figure III.2).

- la nécessité de **poser des capteurs** réfléchissants,
- **un passage** suffit pour évaluer tous les paramètres, en dehors de la variabilité,
- la possibilité d'obtenir des informations **quantitatives** très nombreuses et variées,
- la possibilité de visualiser simultanément différents angles de vue et de **revisualiser** à volonté,
- la nécessité d'un **site aménagé,**
- la possibilité de stocker **toutes les informations,**
- une durée d'examen de **30 à 40 minutes**.

Figure III.2. *: Photographie présentant l'EFM réalisée en laboratoire d'analyse du mouvement.*

Pour améliorer l'analyse automatisée de la marche, il est primordial de bien connaître l'analyse clinique. Cette connaissance passe par une étroite collaboration avec les différents interlocuteurs de l'analyse de ce mouvement. Il est nécessaire d'identifier les indicateurs qualifiés indispensables, leurs modalités de classement ainsi que les stratégies d'analyse des résultats développés par les experts mais aussi les utilisateurs de ces résultats. De même, les contraintes, besoins et attentes de ces interlocuteurs doivent être identifiés. Pour cela, une extraction de connaissances doit être réalisée auprès de ces derniers. Conformément à la figure II.1., cette partie permettra d'enrichir considérablement la "base de connaissances" nécessaire à l'analyse pertinente d'un mouvement. Elle permettra également de définir "ce qu'il faut mesurer" et en partie "comment le mesurer" mais aussi "quelles présentations, comment faciliter l'accès aux résultats".

Cependant, devant l'impossibilité de faire marcher différents sujets autant de fois que de spécialistes étudiés ou encore de les faire marcher devant tous les spécialistes réunis, des films vidéographiques ont été réalisés pour "mimer" la démarche clinique des spécialistes (voir Méthodologie, III.3.2.). Une fois les indicateurs **qualifiés identifiés**, il est nécessaire de savoir dans quelles **limites il est possible de les quantifier**.

La quantification par des systèmes de mesure des éléments recueillis lors de l'extraction de connaissances nécessite au préalable de s'affranchir de plusieurs biais éventuels. Pour cela, la littérature fournit de nombreux éléments de réponses mais ils sont souvent spécifiques aux conditions expérimentales ou aux populations étudiées. A notre connaissance, la pertinence des **modèles anthropométriques**, issus de l'étude de sujets sains, pour l'estimation des propriétés inertielles des segments de sujets hémiplégiques n'a jamais été étudiée. De même, il est nécessaire de connaître la précision et la variabilité des mesures, dans nos conditions expérimentales, et pour le mouvement étudié. Une fois les limites de l'interprétation des résultats identifiés, il est nécessaire de s'intéresser à la "norme" ou "référence" à laquelle ils pourront être comparés.

Comme cela a été mis en évidence pour la marche de sujets jeunes sains, il est nécessaire de rechercher d'éventuels styles de marche chez le sujet âgé, caractéristiques de cette pathologie. Ces éventuels styles de marche permettront de définir la ou les normes afin de faciliter la présentation des résultats, d'aider à l'interprétation des données et de faciliter le processus de prise de décision.

Ainsi, ce chapitre présente les résultats de différentes études permettant de répondre à ces interrogations. Une discussion en est faite afin de pouvoir les utiliser directement dans le chapitre IV. Celui-ci a pour objet de présenter les modalités de fonctionnement d'une interface graphique spécialement conçue pour l'étude de la marche du sujet hémiplégique.

III.2. L'HEMIPLEGIE ACQUISE DE L'ADULTE

III.2.1. Introduction et physiopathologie

La physiopathologie est l'étude des troubles qui perturbent les fonctions physiologiques et sont responsables des signes pathologiques. Dans le terme hémiplégie, on retrouve étymologiquement « héminus » moitié en grec et « plessein », frapper. Il s'agit d'une interruption plus ou moins complète du faisceau pyramidal en un point quelconque de son trajet (presque toujours encéphalique). Son étiologie est tripartite, Accidents Vasculaires Cérébraux (AVC), *néoformation* ou traumatique (Bariety et al., 1990). D'un point de vue moteur, il s'agit principalement d'une atteinte d'un hémi-corps. Du point de vue de l'individu, les conséquences peuvent être multiples : motrices, sensorielles, intellectuelles, conséquences sur les fonctions de communication, destruction de l'espace, perte d'identité corporelle… La figure III.3. présente les conséquences anatomiques visibles sur une coupe encéphalique frontale d'une hémorragie récente volumineuse et le tableau III.1. décrit les trois catégories d'AVC selon Bariety et al. (1990).

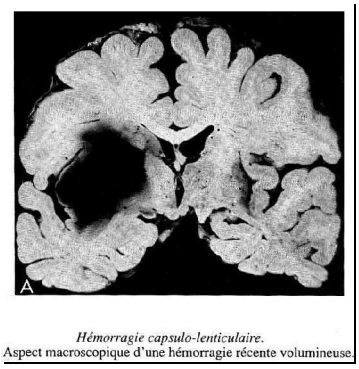


Figure III.3. : *Conséquences encéphaliques d'un AVC volumineux (Cambier et al., 1998).*

	Ramollissement cérébral	Hémorragie cérébrale	Hémorragie méningée
Etiologie	*Athérome* artériel Rétrécissement mitral	Hypertension artérielle Malformations vasculaires	Hypertension artérielle Malformations vasculaires
Pathologie	Obstruction d'une artère cérébrale	Rupture d'une artère dans le cerveau	Rupture d'une artère dans les *méninges*
Signes cliniques	Coma inconstant *Hémiplégie flasque* puis spasmodique	Coma carus constant Hémiplégie flasque	Troubles variables de la conscience Syndrome méningé
Evolution	*Hémiplégie spasmodique* définitive ou régressive	Le plus souvent mortelle en quelques jours	Le plus souvent guérison avec des séquelles minimes

Tableau III.1. : *Les AVC peuvent être classés en trois groupes principaux selon Bariety et al. (1990).*

Au niveau épidémiologique, les seuls AVC (plus caractéristiques de l'hémiplégie acquise de l'adulte et donc de notre population) constituent, en France comme dans les autres pays industrialisés, la troisième cause de mortalité après les cancers et les affections cardio-vasculaires. Ils sont d'autre part, une source importante de *morbidité* et d'invalidité. Leur *incidence* est de l'ordre de 1 à 2 pour mille par an et leur *prévalence* d'environ cinq pour mille (Cambier et al., 1998). L'AVC touche, en France, 125000 personnes par an (5 hommes pour 4 femmes) *dont* 30 à 45% décèdent dans les 6 mois. 250000 personnes vivent aujourd'hui avec des séquelles d'AVC et seulement 20% peuvent reprendre une activité professionnelle normale (Bodson, 1999). L'AVC touche de façon privilégiée une population d'âge mûr.

L'hémiplégie acquise de l'adulte a essentiellement pour origine un AVC. L'Organisation Mondiale pour la Santé le définit comme « la présence de signes cliniques de dysfonctionnement cérébral *focal* ou global, de survenue rapide, avec des symptômes persistants une heure ou plus, ou conduisant à la mort, sans autre cause apparente qu'une origine vasculaire » (Mazaux et al., 1995).

Des présentations générales de l'AVC *sont réalisées* dans de nombreux ouvrages spécifiques à la rééducation de l'hémiplégie (Bobath, 1984 ; Brunstrumm, 1970 ; Albert, 1980 ; Mazaux et al. 1995), de neurologie (Cambier et al., 1998) *ou encore* de sémiologie médicale (Bariety et al., 1990). Pour plus de détails, le lecteur peut se référer à une rapide présentation de la pathologie en annexe ou aux ouvrages ci-dessus.

III.2.2. La marche du sujet hémiplégique

Les conséquences immédiates de l'hémiplégie sur la locomotion sont très souvent l'incapacité de marcher. Le maintien du potentiel de marche, puis le rapprochement d'une marche dite "normale", sont primordiaux tant sur le plan psychologique que pour une autonomie dans la vie de tous les jours (Judge et al., 1996). La restauration d'une marche fonctionnelle puis esthétique est un objectif prioritaire pour la plupart des sujets ainsi que pour les thérapeutes (Wade & Herver 1987 ; Bohannon et al 1991). L'analyse de la marche est devenue une part très importante de l'évaluation des sujets (Eastlack et al., 1991). L'utilisation de l'observation directe et de la vidéographie est la méthode la plus utilisée (Craik & Oatis 1985 ; Krebs et al., 1985 ; Robinson & Schmidt 1981). Quatre-vingt-cinq à 90% des sujets hémiplégiques remarchent progressivement après leur accident (Maclean & Granger, 1967). Même après un an, les progrès sont encore possibles qualitativement et quantitativement (Lehman et al., 1975 ; Tangeman et al., 1990 ; Rodriquez et al., 1996).

La marche est une activité **cyclique**, **continue** et ainsi fortement **automatisée**. Elle peut se décomposer en **cycles** qui comportent eux-mêmes différentes **phases** (figure III.4.). La succession de cycles, relativement identiques, constitue la locomotion. L'hémiplégie peut avoir des conséquences sur chacun des éléments caractéristiques de la locomotion. Une revue des écrits relatifs aux indicateurs caractérisant la marche est présentée en annexe III.1.

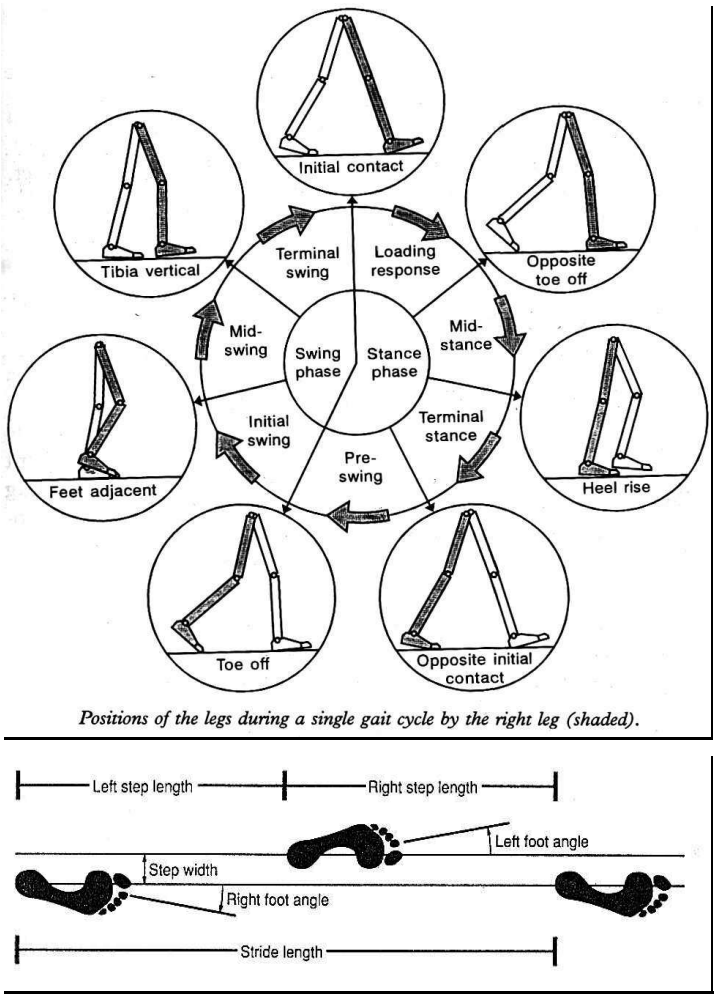


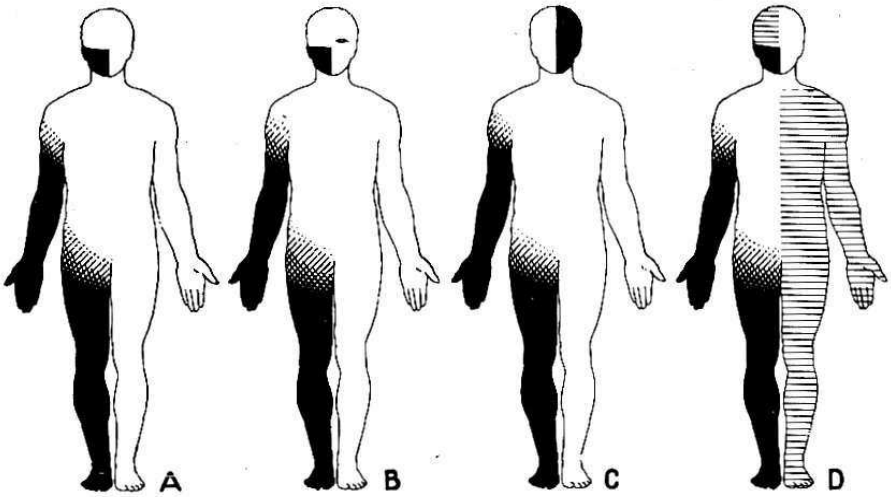
Figure III.4. : *Eléments caractéristiques du cycle de marche selon Whittle (1996).*

Pour le sujet hémiplégique, les principaux troubles de la marche sont une vitesse, une amplitude et une fréquence réduites. On observe également un équilibre précaire et une demande attentionnelle importante. D'un point de vue plus localisé : *équinisme* voire *varus* équin, *recurvatum*, instabilité articulaire, évitement de l'appui, mouvement circulaire du membre inférieur ou fauchage.

Au niveau du contrôle de la locomotion, les conséquences sont, elles aussi, variées. Patla (1996) décrit huit éléments constitutifs du contrôle de la locomotion et tous peuvent être altérés par l'hémiplégie (constitution d'une posture (Mazaux et al., 1995), initiation et arrêt du mouvement (Cunha, 1988), production et coordination d'un pattern rythmique…).

III.2.3. Conclusion

L'hémiplégie regroupe un ensemble de troubles très variées aux conséquences potentielles multiples avec comme point commun une atteinte sensori-motrice prédominante sur un hémi-corps. L'autre hémi-corps n'est pas toujours totalement indemne comme le montre la figure III.5. Seul un bilan initial complet permet de bien cerner les conséquences de l'atteinte propre à chaque sujet. Les conséquences de cette atteinte, tant sur le contrôle de la locomotion que sur le système segmentaire (muscles, articulations…), sont très variées. Le plus souvent, elles impliquent le ré-apprentissage d'un nouveau pattern de marche à partir des fonctionnalités restantes.



Quatre exemples d'hémiplégie.

L'abolition de la force musculaire a été schématisée en noir (elle prédomine à l'extrémité des membres). L'abolition de la sensibilité a été schématisée en traits horizontaux.
En A : *Hémiplégie capsulaire* : proportionnelle et sans troubles sensitifs. La paralysie faciale est de type central : elle respecte le facial supérieur.
En B : *Hémiplégie pédonculaire* : syndrome de Weber. Noter la paralysie du moteur oculaire commun du côté opposé.
En C : *Hémiplégie protubérantielle* : syndrome de Millard-Gubler. La paralysie faciale est de type périphérique; elle siège du côté de la lésion, c'est-à-dire du côté opposé à l'hémiplégie.
En D : *Hémiplégie bulbaire* : syndrome de Wallenberg. Noter sur ce schéma l'hémianesthésie du tronc et des membres du côté de la lésion, c'est-à-dire du côté opposé à l'hémiplégie, et l'hémianesthésie de la face du côté de l'hémiplégie.

Figure III.5. : *Quatre exemples des conséquences sensori-motrices d'hémiplégie avec représentation de l'abolition de la force musculaire en noir et de la sensibilité en traits horizontaux (Bariety et al., 1990).*

Le réapprentissage de la marche permettra à celle-ci de devenir progressivement de moins en moins coûteuse en énergie et en attention volontaire. Cependant, des aides techniques sont souvent nécessaires de façon passagère ou définitive (Mazaux et al., 1995)

L'analyse de cette marche peut se situer aux quatre niveaux d'intervention (préventif, curatif, palliatif et de soutien) décrit à la figure I.9. Ainsi par exemple :

* l'intervention sur un recurvatum de genou est essentiellement préventive dans le sens où elle protège de lésions ultérieures du genou,
* l'intervention sur la spasticité est curative,
* la prescription d'une orthèse est palliative,
* l'élaboration d'un mode de locomotion mixte ou avec un déambulateur est une opération de soutien.

Quel que soit le ou les niveau(x) d'intervention(s) présumé(s), une revue de bibliographie est un préalable nécessaire à l'extraction de connaissances.

III.3. EXTRACTION DE CONNAISSANCES AUPRES DE SPECIALISTES MEDICAUX ET PARAMEDICAUX

III.3.1. Introduction

La méthodologie d'extraction de connaissances orientée vers l'analyse du mouvement décrite dans le deuxième chapitre va être appliquée dans le cadre de l'analyse de la marche du sujet hémiplégique. L'objectif de cette partie est de définir les indicateurs qualifiés, comment les qualifier, leurs modalités de classement et les stratégies d'analyses du mouvement des différents spécialistes. Indicateur qualifié est ici employé dans le sens d'un élément qui caractérise un défaut ou un trouble de la marche (i.e. l'équinisme ou le fauchage) ou bien un élément constitutif de la marche (i.e. l'attaque du sol ou le déroulement du pas). Pour chacun de ces indicateurs qualifiés, il s'agit également de savoir à partir de quand une différence numérique à un sens clinique. Il s'agit également de définir les contraintes, attentes et besoins des spécialistes en matière d'analyse de la marche de ces sujets. En effet, dans le cadre de ce travail, les experts du mouvement (spécialistes médicaux et paramédicaux) sont aussi les utilisateurs des résultats.

III.3.2. Méthodologie

Les spécialistes du mouvement, dans le cas de l'analyse de la marche du sujet hémiplégique, sont essentiellement des médecins rééducateurs (R), des médecins neurologues (N), des cadres kinésithérapeutes (K), des chirurgiens orthopédistes et des appareilleurs. Pour avoir une représentativité suffisante, l'extraction de connaissances doit porter sur plusieurs experts de la même spécialité. Des choix ont donc été nécessaires tout en organisant le travail de façon à pouvoir intégrer par la suite d'autres spécialités professionnelles. Compte tenu des spécialistes quantitativement les plus impliqués dans le suivi de ces sujets, de leur disponibilité et du temps qu'implique une extraction de connaissances, le choix s'est porté sur 5 N, 5 R et 5 K.

Ces 15 spécialistes sont répartis sur la région Nord-Pas de Calais (dans un rayon de 150 km autour de Lille), sur huit structures hospitalières (deux experts exercent essentiellement en activité libérale).

Six sujets (S1 à S6) ont été choisis. Ils étaient tous de sexe masculin, âgés de 37 à 58 ans et à plus de six mois de leur AVC. Ils avaient récupéré une marche autonome, avec ou sans aide technique (un sujet marchait avec une canne anglaise, aucun n'utilisait d'autre aide à la marche). Les sujets présentaient une autonomie de marche et un niveau de récupération varié (périmètre de marche de 20 à plusieurs centaines de mètres). Aucun sujet ne présentait d'autres troubles associés pouvant avoir des répercutions sur la locomotion. Ils ont été choisis, après un examen clinique approfondi, pour la variété de leurs niveaux d'autonomie et de récupération de la locomotion mais aussi leur réelle motivation à participer à cette étude. S6 présentait une marche "atypique" de l'AVC avec un déplacement rapide, une surcharge pondérale et un léger valgus des deux genoux.

Le recueil des données a été réalisé sur la base d'un enregistrement vidéographique. Les six sujets hémiplégiques ont été filmés de face, de dos et de profil (droit et gauche) et les images ont été enregistrées sur cassette vidéo VHS à 50 Hertz. Celle-ci a été présentée aux 15 spécialistes sur leur site de travail. Ces spécialistes étaient tous habitués à la prise en charge des sujets hémiplégiques et ont accepté de s'investir pleinement dans l'étude après demande écrite (à laquelle était joint un dossier de dix pages présentant l'ensemble du projet et le matériel utilisé). Il leur était demandé de "raisonner à voix haute" c'est-à-dire d'effectuer une analyse de la marche des six sujets, par oral, en fournissant toutes les informations visuellement disponibles concernant : l'efficience de l'appareil locomoteur, l'origine possible des troubles observés, les liens éventuels des différents phénomènes entre eux, les propositions thérapeutiques. Il leur était également demandé d'avoir une démarche d'analyse la plus proche possible de leur démarche lors de leur pratique clinique quotidienne.

Le temps passé à l'Evaluation Fonctionnelle de la Marche (EFM) et le nombre de visualisations étaient laissés au libre choix des spécialistes. Ils pouvaient, à tout moment, revenir en arrière pour revisualiser un passage ou regarder le film au ralenti, voire même réaliser un arrêt sur image. Les spécialistes n'avaient comme informations que celles concernant la pathologie (hémiplégie). A l'issue des EFM, un entretien était réalisé avec chaque spécialiste ; le but en était d'identifier sa perception du projet, sa stratégie d'EFM, la place qu'il lui accordait dans sa pratique clinique, sa ou ses propositions de classement des différents indicateurs qualifiés. Occasionnellement, l'entretien permettait également de revenir sur certains éléments de l'EFM pour lesquels il pouvait y avoir ambiguïté quant à l'exploitation ultérieure des données. L'ensemble des évaluations et des entretiens a été enregistré sur un magnétophone en vue d'un dépouillement ultérieur. Quatre semaines plus tard, une synthèse de l'ensemble des résultats obtenus a été présentée aux spécialistes pour une seconde évaluation. Cette seconde évaluation comprenait notamment une quantification par les spécialistes de l'intérêt des indicateurs identifiés pour l'EFM du patient hémiplégique, son intérêt dans la pratique clinique quotidienne ou encore le seuil de variation des paramètres de l'indicateur à partir duquel une différence peut avoir une conséquence pour le sujet.

Le traitement des données s'est fait en plusieurs étapes. Le dépouillement a consisté en la retranscription intégrale sur papier des EFM et des entretiens. Chaque information des EFM a été classée, spécialiste par spécialiste et sujet par sujet. La "bottom-up method" (figure II.5.) a ensuite été appliquée afin d'identifier les étapes d'analyse de la marche de chaque spécialiste puis de chaque profession. Enfin, des regroupements ont été effectués afin d'identifier un nombre plus restreint d'indicateurs. La quantification des indicateurs a été réalisée à partir des informations apportées, par chaque spécialiste et pour chaque sujet, concernant la présence ou l'absence d'un indicateur de marche. Le résultat est 1 (présence) ou 0 (absence) par indicateur, par sujet et par spécialiste quel que soit le nombre de fois où l'indicateur a été utilisé. L'annexe III.2 présente le détail de ces indicateurs ainsi que des spécialistes qui les ont utilisés pour chaque sujet. Les diagrammes des stratégies d'analyse de la marche de chaque profession sont présentés en annexe III.3. ; le but en est de mieux cerner les attentes et les besoins des spécialistes ainsi que de présenter les résultats selon une démarche qui peut s'intégrer à la stratégie de ces spécialistes.

III.3.3. Résultats et discussion

III.3.3.1. Les indicateurs d'analyse de la marche

Le nombre total d'informations décrivant la marche, utilisées par les spécialistes est de 396. Ce nombre quantitativement important s'explique par l'utilisation de synonymes ou de périphrases. Après regroupement d'équivalent sémantique et d'indicateurs très proches, 83 indicateurs de marche ont été retenus. Le nombre moyen d'indicateurs utilisés par spécialiste et par EFM est de 20±4 (14 à 32).

Une analyse en cluster (Ward, 1963) réalisée à partir de la fréquence d'utilisation de chaque indicateur (pour S1 à S6), par chaque spécialiste montre trois stratégies distinctes d'utilisation de ces indicateurs correspondant aux trois professions (figure III.6.).

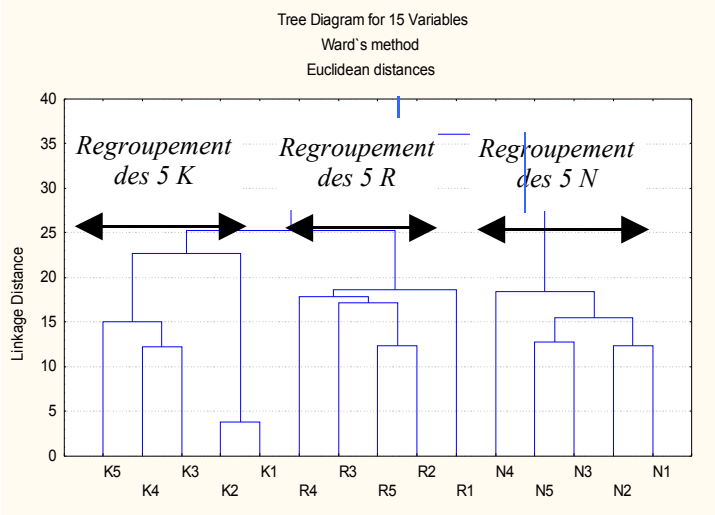


Figure III.6. : *Mise en évidence de trois stratégies d'utilisation des indicateurs de marche par un dendogramme de classification hiérarchique ascendante (Ward, 1963). Il est réalisé à partir de la fréquence d'utilisation des indicateurs ; en abscisses, les 5 spécialistes de chaque profession (K = kinésithérapeutes, R = rééducateur, N = neurologue) et en ordonnées la distance euclidienne qui les sépare.*

La fréquence d'utilisation des indicateurs les plus courants montre également des différences importantes et des stratégies propres à chaque profession (tableau III.2.)

Les 10 indicateurs les plus utilisés par ordre décroissant		
Neurologues	**Rééducateurs**	**Kinésithérapeutes**
Posture du membre supérieur	Longueur, symétrie/dissymétrie, prédominance du pas ant. ou post.	Recurvatum/flessum
Hyper et/ou hypotonie	Qualité de la flexion/extension de genou, manque de mobilité, raideur…	Posture du membre supérieur
Motricité de la main	Posture du membre supérieur	Qualité de la flexion/extension de la hanche, manque de mobilité, raideur…
Fauchage	Qualité de la flexion/extension de la hanche, manque de mobilité, raideur…	Qualité de la flexion/extension genou, manque de mobilité, raideur…
Qualité de la flexion/extension genou, manque de mobilité, raideur…	Fauchage	Longueur, symétrie/dissymétrie, prédominance du pas ant. ou post.
Type de marche :"Précautionneuse", "Instable", "Ataxique", "cérébelleuse", "précaire", "coûteuse"…	Qualité de la flexion/extension, fixité de la cheville, pied tombant	Qualité de la flexion/extension, fixité de la cheville, pied tombant
Inclinaison latérale, rotation, retroposition du bassin…	Attaque du sol et déroulement du pas	Attaque du sol et déroulement du pas
La jambe est lancée en avant ou traînée	Instabilité : appuis, cheville, genou, hanche, bassin, membre inférieur	Qualité générale de l'appui
Varus du pied	Ballant, mobilité, fonctionnalité du bras	Fauchage
Type d'hémiplégie ou d'hémiparésie: "ataxo-spasmodique", "flasco-spastique", "bracio-fasciale"…	Spasticité	Verrouillage du genou

Tableau III.2. : *Les 10 indicateurs les plus utilisés par spécialité professionnelle. Les indicateurs utilisés par les trois professions sont en grisé.*

Le nombre d'éléments de description de la marche utilisés par les spécialistes est très important et a nécessité des regroupements sous la forme d'indicateurs plus généraux. Une telle variété d'informations n'a pas été retrouvée dans la littérature. Ceci montre un manque de consensus quant au vocabulaire spécifique à l'analyse de la marche et donc la nécessité de bien décrire chaque indicateur et ce qu'il représente. On retrouve dans la littérature spécifique à l'analyse de la marche du sujet hémiplégique tous les éléments cités par les spécialistes hormis le '*vaulting*' (Asencio et al., 1993 ; Brunnstrom, 1964 ; Colaso et al., 1971 ; Gage, 1991 ; Holden et al., 1984 et 1986 ; Hughes & Bell, 1994 ; Lavigne, 1974 ; Moore et al., 1993 ; Moseley et al. 1993 ; Olney & Richardson, 1996 ; Patla et al., 1987 ; Perry et al., 1995 ; Richards & Olney, 1996 ; Rodriquez et al., 1996). A notre connaissance, aucun

document ne regroupe l'ensemble des informations recueillies. Des contradictions et des divergences entre les spécialistes ont été observées. Des contradictions et divergences sont également décrites dans la littérature (Eastlack et al., 1991; Goodkin & Diller, 1973 ; Keenan & Bach, 1996 ; Krebs et al., 1985). Ceci confirme la nécessité d'identifier et de privilégier la quantification de ces indicateurs pour lesquels des erreurs d'évaluation sont commises. En ce qui concerne les indicateurs utilisés, des stratégies d'analyse bien distinctes apparaissent. Pour répondre aux besoins spécifiques de chaque profession des modalités de fonctionnement individualisées seront donc nécessaires.

III.3.3.2. Les modalités de classement des indicateurs

Pour faire face à cette grande quantité d'informations mais aussi pour confirmer les modes de classement des informations, deux démarches ont été choisies. D'une part, le retour vers l'ensemble des spécialistes pour leur demander l'intérêt qu'ils portaient à chacun des indicateurs et d'autre part, le classement sur des critères variés. Ainsi, six principaux modes de classement des indicateurs qualifiés ont été identifiés :

* Un classement "professionnel", sur la base de la fréquence d'utilisation des indicateurs par l'ensemble des spécialistes et/ou de chaque spécialité professionnelle.
* Un classement "préférentiel", sur la base de l'importance attribuée par l'ensemble des spécialistes à chaque indicateur.
* Un classement "anatomique", sur la base de la localisation corporelle des constituants de l'indicateur (cheville, genou, hanche, tête/tronc, membre supérieur).
* Un classement "étiologique", sur la base des origines possibles du défaut de marche observé (e.g. douleur, trouble du tonus musculaire, contrôle moteur).
* Un classement "catégoriel", sur la base du type d'informations apportées (paramètres du pas, localisé, régional, global, interprétatif).
* Un classement "déductif", sur la base des conséquences que cela peut avoir sur la locomotion du sujet (e.g. augmentation du coût énergétique ou diminution de la vitesse de marche, risque de chute, douleur).

En dernier lieu, une catégorie d'indicateurs importants peut être distinguée : les indicateurs pour lesquels on retrouve des **contradictions ou des divergences** entre les spécialistes. Ces indicateurs sont importants à plusieurs titres : soit les spécialistes ne possèdent pas d'outils de mesure et ils doivent apporter le plus grand soin à l'évaluation de ces indicateurs ; soit ils disposent d'un outil de mesure performant et celui-ci doit quantifier précisément ces indicateurs qui présentent des risques d'erreur lors de l'évaluation visuelle.

Parmi les modalités de classement proposées, certaines ont déjà été présentées dans la littérature pour l'analyse de la marche en général ou pour d'autres pathologies que l'hémiplégie. Par exemple, Daniels & Worthingham (1979) proposent une classification

similaire à celle qualifiée d'"étiologique" ou encore Pierron et al. (1989) proposent une classification "anatomique" ou "par étage" (pied et déroulement du pas, cheville ou angle jambier-pédieux, genou, hanche, bassin). D'autres regroupements plus variés ont également été proposés, le plus souvent pour l'élaboration de grille d'évaluation visuelle de la marche (Gage, 1991 ; Holden et al., 1986 ; Landen et al., 1963 ; Perry, 1995 ; Viel, 1998 ; Whittle, 1996). Pour l'ensemble des références étudiées, c'est à chaque fois un seul mode de classement qui est proposé selon les priorités des auteurs ou la finalité de l'étude.

Le dendogramme de la figure III.6. montre que le classement "naturel" est le classement "professionnel" puisqu'il est clairement mis en évidence dans la pratique clinique. La variété des classements d'indicateurs présentés dans la littérature montre bien qu'il n'est pas possible d'en proposer un seul, correspondant à tous les spécialistes, mais qu'il est nécessaire de proposer une variété de classement.

III.3.3.3. Les stratégies d'analyse de la marche

On observe une bonne concordance entre la stratégie observée chez les spécialistes pendant les EFM (annexe III.3.) et la stratégie mise en évidence par les entretiens. Cette concordance n'apparaît pas toujours dans la littérature (Patla, 1987) mais la place de l'entretien, juste après les EFM, a certainement contribué à ce résultat. Le temps moyen passé par sujet est de dix minutes (4 à 15). Le nombre moyen de revisualisations est de 3.4 (0 à 6). Ces résultats sont similaires à ceux obtenus par Krebs et al. (1985), mais légèrement supérieurs à ceux de Patla (1987). Les stratégies d'analyse de la marche sont peu documentées dans la littérature. Winter (1985) propose six étapes « logiques » de l'EFM pathologique d'un point de vue théorique (figure III.7.).

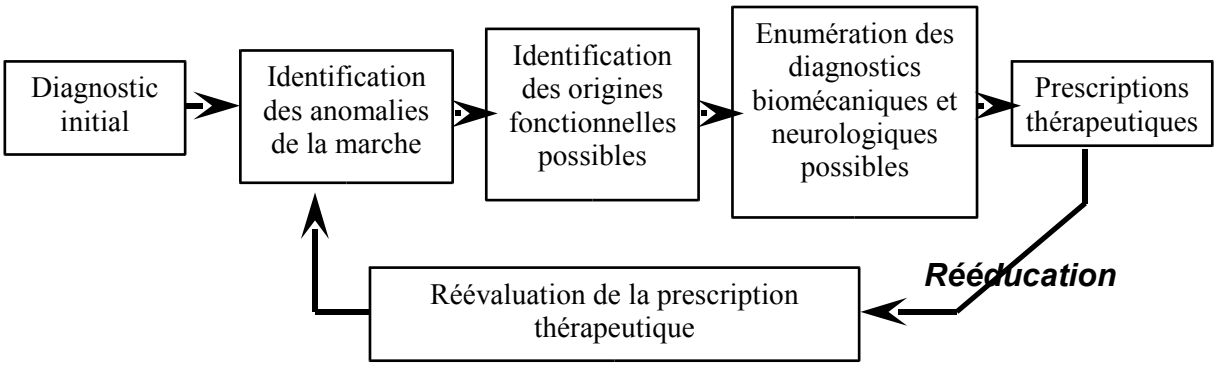


Figure III.7. : *Diagramme décrivant les étapes logiques de l'analyse de la marche pathologique selon Winter (1985).*

Les résultats de l'étude montrent des stratégies distinctes d'EFM selon la profession, des étapes d'analyse (annexe III.3.) mais aussi des finalités très différentes. L'analyse du neurologue est plus orientée vers la recherche (neurophysiologique) de la lésion, le médecin rééducateur donne plutôt une analyse biomécanique alors que le kinésithérapeute décrit de façon beaucoup plus détaillée les troubles fonctionnels. Au sein d'une spécialité, on observe également des stratégies sensiblement différentes. Enfin, l'analyse plus détaillée fait apparaître que 12 des 15 spécialistes de l'étude présentent une organisation de l'EFM constante d'un sujet à l'autre ; pour l'ensemble des spécialistes, on observe également une déstructuration de l'EFM pour le sujet dont la marche s'écarte des caractéristiques "habituelles" de la pathologie (S6). La stratégie d'analyse de la marche (annexe III.3.), stable d'un sujet à l'autre pour un même spécialiste, n'est pas retrouvée pour ce sujet. L'EFM se limite alors essentiellement à une succession d'indicateurs locaux ou globaux sans la cohérence habituelle (nombre restreint d'indicateurs régionaux, interprétatifs et relatifs à la qualité de la marche). Les spécialistes semblent alors rechercher l'indicateur ou les indicateurs qui permettront de donner une cohérence à l'ensemble, aux dépends de la structure de l'EFM et de la quantité totale d'indicateurs fournis.

Les étapes de l'EFM de l'ensemble des spécialistes sont très différentes de celles proposées par Winter (tableau III.3.) et la succession des étapes identifiées est également très différente d'une profession à l'autre.

Items de la stratégie d'analyse	Neurologues	Rééducateurs	Kinésithérapeutes
Défaut les plus importants	1		
Classification en catégories d'hémiplégies	4		
Description globale de l'atteinte	4	5	
Enumération de détail	8	7	4
Formulation d'hypothèse	4	5	
Propositions thérapeutiques	2	4	
Succession ordonnée d'indicateurs			6
Recherche très nette de la cohérence de l'ensemble	1		

Tableau III.3. : *Nombre d'entrées dans chacune des "étapes" caractérisant les stratégies d'analyse de la marche des différents spécialistes. Le nombre d'entrées peut être supérieur au nombre de spécialistes puisqu'un même spécialiste peut réaliser plusieurs fois la même opération au cours de son analyse. Pour plus de détails voir annexe III.3.*

Les trois corps de profession axent leur EFM sur des niveaux distincts du diagnostic médical, niveaux identifiés par Winter (1985) ou Rose et al. (1991). Lorsque le cas étudié ne présente pas les caractéristiques "type" de la pathologie, tous les spécialistes recherchent l'indice(s) qui va leur permettre de donner une cohérence à l'ensemble des phénomènes observés ; ceci se réalise au détriment de la quantité d'informations et de la structuration de l'EFM par une succession d'indicateurs localisés et globaux.

Les trois professions apportent, chacune à leur niveau, un ensemble d'informations avec une prédominance étroitement liée à leur spécialité professionnelle. Cette spécificité est liée aux finalités variées de l'analyse de la marche du sujet hémiplégique. Les stratégies mises en

évidence sont relativement différentes de celle proposée par Winter (1985) et surtout distinctes d'une profession à l'autre. La distinction entre les professions se retrouve tant au niveau de la fréquence des indicateurs utilisés que de la succession des différentes étapes propres à chaque spécialité. L'ensemble des spécialistes fait cependant appel au mode de raisonnement déductif et utilise donc essentiellement des connaissances acquises permettant de faire le lien entre un fait, une « règle logique » et une « conclusion » ou un « fait conséquent » (figure I.5.).

Il est difficile de dire si les différences tiennent à la formation initiale, à la sensibilité individuelle et/ou aux impératifs de la pratique quotidienne. Cependant, ceci confirme la nécessité d'une étroite collaboration entre les différentes professions, lorsqu'elle est possible, et/ou d'une évaluation quantitative précise. Il est également important de concevoir des modalités de présentation des résultats adaptatives, afin de permettre une présentation la plus proche possible de la stratégie propre à chaque profession voire à chaque spécialiste.

III.3.3.4. Principales contraintes, besoins et attentes des spécialistes

L'extraction de connaissances a permis de mettre en évidence les contraintes, besoins et attentes des spécialistes.

Les principales contraintes de l'EFM sont liées aux **possibilités fonctionnelles** et à la **coopération** du sujet, au **faible temps** imparti pour l'évaluation mais aussi à des contraintes de **coût de fonctionnement**.

Les principaux besoins des spécialistes sont a) la possibilité de **comparer** facilement deux situations b) la possibilité de stocker les informations quantitatives et qualitatives de l'examen. De même, il est indispensable d'arriver à faire les liens entre un phénomène observé et les **raisons de son observation** ainsi que ses **conséquences pour le sujet**. En effet, l'évaluation de la marche n'est jamais une fin en soi mais un moyen. Il est important de pouvoir comparer avant et après rééducation ou traitement médicamenteux, avec ou sans appareillage ou encore à différents instants consécutivement à l'accident pour aider le spécialiste dans ses choix décisionnels. Le besoin de conserver les informations est tout autant administratif que clinique et scientifique.

En terme d'attente, une distinction doit être faite selon les professions liée à la spécificité professionnelle. Les N voient surtout l'intérêt d'une aide au diagnostic dans le cas de plusieurs atteintes aux symptômes très proches et donc difficiles à distinguer. Si la possibilité de pouvoir comparer facilement différentes situations n'apparaît pas prépondérant chez les neurologues, elle est une priorité chez les médecins rééducateurs. Les R apprécient essentiellement les potentialités de quantifications précises et de comparaisons de deux situations ou de deux instants. Il s'agit de la possibilité de quantifier pour suivre les effets de la rééducation et estimer les progrès. L'aide étiologique est aussi un point d'intérêt mais dans la perspective d'explications biomécaniques des troubles observés. L'intérêt est essentiellement vu dans l'approche globale du sujet rendue objective mais aussi dans sa capacité à fournir des informations non disponibles visuellement. Les K voient surtout un

intérêt dans la possibilité d'une quantification globale ou localisée de nombreux paramètres caractérisant le sujet avec une facilité de conservation des informations pour un suivi dans le temps. Ils y voient ainsi la possibilité de quantifier précisément, sur chaque paramètre, l'effet de leur propre intervention professionnelle.

Pour les trois professions, on note le souhait d'un système, simple, convivial, paramétrable et qui apporte les informations spécifiques dont chacun a besoin. Le principe des logiciels actuels qui présentent essentiellement des courbes d'angles articulaires en fonction du temps, des moments ou encore des puissances leur parait très difficile d'utilisation et nettement insuffisant pour une application courante. C'est une information de deuxième intention, pour ceux qui souhaitent aller plus dans le détail. Une information plus globalisante et **sémantiquement significative** pour la pratique clinique est vivement souhaitée. L'approche sous la forme d'indicateurs qualifiés est donc adaptée.

En comparant ces résultats à ce que proposent les logiciels actuels d'analyse de la marche (tels que le Vicon Clinical Manager d'Oxford Metrics ; le Clinical Gait Management System de Motion Analysis ; 3D Gait Analysis Module de Peak performance ; ou encore le Gait Analysis Package de Charnwood Dynamics), il est facile de constater que seul un nombre limité d'indicateurs est relativement simple à apprécier à partir des résultats traditionnellement proposés sous la forme de multiples graphiques (par exemple le recurvatum de genou ou la qualité de la flexion extension). D'autres indicateurs, comme l'attaque du sol et le déroulement du pas nécessitent de rechercher des informations sur différentes vignettes (début de chacune des courbes cinématiques, par exemple). Enfin, pour une majorité d'indicateurs, les informations sont difficiles à trouver voire absentes telles que : qualité du transfert de poids, mode d'utilisation de l'appareillage, équilibre, stabilité articulaire…

A notre connaissance, aucun logiciel d'analyse de la marche ne fonctionne selon le principe des indicateurs qualifiés, sémantiquement significatifs pour l'utilisateur. Aucun ne présente les résultats du sujet sous une forme globale (indice) avant de permettre l'accès plus détaillé aux informations. Aucun ne replace les informations dans leur contexte de mesure ni ne les rapproche de leur signification clinique. Aucun ne permet une adaptabilité des résultats selon le profil de l'utilisateur dont les contraintes, les besoins et les attentes sont très différents.

III.4. Conclusion

La méthodologie proposée a permis d'identifier un nombre important d'indicateurs de l'EFM de la marche du sujet hémiplégique (83 indicateurs) ainsi que leur intérêt clinique et le seuil de variation à partir duquel cette différence à un sens clinique. L'ensemble des indicateurs retrouvés dans la littérature a été cité par les spécialistes. Leur fréquence d'utilisation correspond relativement bien à la fréquence avec laquelle ils se retrouvent dans la écrits étudiés (annexe III.1.). Différentes modalités de classement (six) de ces nombreuses informations ont également été mises en évidence ainsi que des stratégies d'analyse de la marche distinctes (au moins une par profession). Les contraintes, les attentes et les besoins des spécialistes ont également pu être identifiés (Watelain et al., soumis).

La méthodologie proposée dans le chapitre II a ainsi été appliquée avec succès pour le recueil d'informations relatives à l'EFM du sujet hémiplégique, nécessaire à l'élaboration de la base de connaissances, point de départ d'une analyse tridimensionnelle pertinente. On observe un décalage important entre les résultats de cette extraction de connaissances et ce que proposent les logiciels actuels d'analyse de la marche. Ce décalage montre la nécessité de concevoir différemment la présentation et l'accès aux résultats.

L'utilisation de données cinématiques et cinétiques pour la quantification de ces informations nécessite l'emploi de modèles et d'hypothèses simplificatrices. L'effet de ces derniers a déjà été largement évalué sauf pour le modèle anthropométrique dont aucun n'est spécifique au sujet hémiplégique. Il est donc nécessaire de vérifier la pertinence de l'utilisation de modèles anthropométriques issus de l'étude de sujets sains, pour l'estimation des paramètres inertiels segmentaires du sujet hémiplégique, nécessaires aux études cinétiques.

III.4. PREREQUIS A L'ELABORATION DU PROTOCOLE DE MESURES

III.4.1. Les modèles anthropométriques sont-ils utilisables chez le sujet hémiplégique ?

III.4.1.1. Introduction

Le calcul des paramètres cinétiques de la marche (couples ou encore moments articulaires), largement utilisés dans la littérature, nécessite la connaissance des propriétés inertielles des segments du corps humain (masses, centre de masse, inerties, rayons de giration). Ces informations, propres au sujet sont les paramètres des équations de la mécanique inverse, base du calcul des forces ou encore des couples articulaires. De nombreuses méthodologies permettent de déterminer une ou plusieurs des propriétés inertielles des segments [pour les principales : découpe cadavériques (Braune & Fisher, 1889 ; Dempster, 1955), immersion (Contini et al., 1963 et 1972 ; Drillis & Contini, 1966), Image à Résonance Magnétique (IRM : Martin et al., 1989 ; Mungiole & Martin, 1990), Scanner (Gavin, 1984 ; Huang, 1976 ; Zatsiorsky & Seluyanov, 1983 et 1985), Quick release (Cavanagh & Gregor, 1974 ; Stjnen et al., 1983), Crayon à digitaliser en trois dimensions (Pain & Challis, 1999) ou encore l'absorptiométrie (Durkin & Dowling, 1999)]. Ce type d'études permet de déterminer des modèles anthropométriques capables d'estimer les propriétés inertielles des segments à partir de quelques mesures externes. Cependant, toutes ces études sont faites à partir de sujets sains et de caractéristiques très variables (enfants, jeunes sportifs, adultes, personnes âgées, d'origines ethniques différentes ; Pearsall et al., 1994 pour une revue). Il est donc nécessaire de s'interroger sur la capacité de ces modèles à estimer les propriétés inertielles des segments de sujets hémiplégiques qui présentent des modifications structurelles parfois importantes (*atrophie*s musculaires, infiltrations adipeuses, décalcifications osseuses ; Trossello et al., 1999).

La sensibilité des codes de calculs itératifs de mécanique inverse a déjà été évaluée. Par exemple, pour Barbier (1994) une simple erreur de 10% sur les masses d'un segment engendre une erreur allant jusqu'à 6 à 7% sur les forces et les couples articulaires. De même,

Pearsall & Costigan (1999) en faisant varier de ± 40% par tranche de 10% la masse des segments des membres inférieurs, obtiennent des différences significatives entre les forces mais aussi les moments pour plus de la moitié des paramètres retenus. Par exemple, une variation de 40% de la masse de la cuisse entraîne des différences de 26% pour les forces calculées au niveau de la hanche. Il est donc indispensable d'évaluer les différences de valeurs des paramètres inertiels droits et gauches des segments d'un même sujet (ce que certains modèles ne permettent pas) puis la capacité d'estimation des modèles. L'imagerie médicale est un moyen approprié pour l'étude in vivo des propriétés inertielles des segments du sujet hémiplégique. Pour faire le choix de la technique une approche comparative a été utilisée (tableau III.4.).

Type	Taille (pixels)	Profondeur (bits)	Radiations ionisantes	Reconstruction 3D	Activité tissulaire ?
Radiographie X	2048²	12	Oui	±	Non
Angiographie numérisée	1024²	12	Oui	Oui	Non
Tomodensitométrie	512²	16	Oui	Oui	Non
IRM	**256²**	**12**	**Non**	**Oui**	**Oui**
Echographie	512²	8	Non	±	Non
Scintigraphie	128²	8	Oui	Non	Oui

Tableau III.4. : *Caractéristiques courantes des principales techniques d'imageries médicales selon Degoulet & Fieschi, 1998.*

La précision de l'IRM pour déterminer les propriétés inertielles des segments a déjà été évaluée (Martin et al., 1989 ; Mungiole & Martin, 1990) ; l'erreur potentiellement commise est considérée comme négligeable, l'outil peut donc être utilisé en s'inspirant de la méthodologie de ces auteurs.

III.4.1.2. Méthodologie

L'étude réalisée porte sur un sujet hémiplégique. Le choix de ce sujet a été motivé par la faible altération apparente de ses volumes segmentaires (figure III.8. et annexe III.4.).

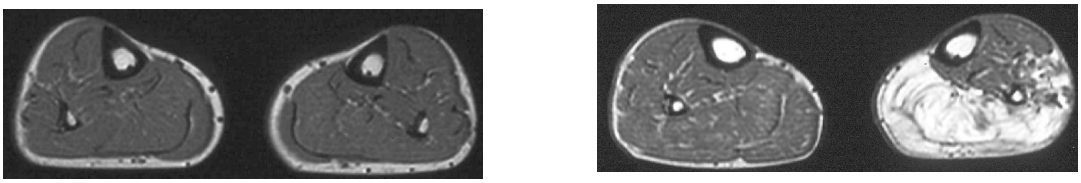


Figure III.8.: *Images IRM d'un sujet sain (gauche) et d'un sujet hémiplégique (à droite) de même âge et à même hauteur de coupe (mi-jambe).*

Pour chaque coupe, les surfaces : totales, de l'os spongieux, de l'os cortical, du muscle normal et du muscle infiltré de graisse (la graisse est déduite) ont été déterminées manuellement. La méthode des splines est utilisée pour déterminer ces contours. Elle consiste à ajuster une courbe qui passe par quelques points de contour identifiant ainsi la structure étudiée ; ces points sont déterminés manuellement à l'aide de la souris. A ces surfaces sont ensuite affectées les densités tissulaires de chacune des quatre structures (Clauser, 1969 ; Erdmann et al., 1990 ; Martin et al., 1989 ; Pearsall 1994 et 1996 ; Woodard, 1986) pour obtenir ainsi la masse de chaque coupe ; la masse d'un segment est ensuite obtenue par addition des valeurs de l'ensemble des coupes de ce segment. La peau, les vaisseaux et les nerfs, tout à fait négligeables en terme de surface, sont considérés comme de la graisse dont la densité est très proche. Les tendons, ligaments et aponévroses sont considérés comme du muscle.

III.4.1.3. Résultats : Propriétés inertielles des segments du sujet hémiplégique

Une observation détaillée des images de coupe IRM (annexe III.4.) montre une infiltration adipeuse (muscle de couleur blanche) plus importante dans la partie distale des segments, comparée à la partie proximale. De même, quelle que soit la hauteur de coupe, *l'atrophie* musculaire et l'infiltration adipeuse sont très inégalement reparties. La partie postérieure de la coupe est plus altérée pour le coté sain comme pour le côté hémiplégié (coté gauche du sujet hémiplégique*)* avec cependant une altération quantitativement plus importante côté hémiplégié. La figure III.9. présente les masses de chaque coupe de la cheville vers la hanche ainsi que la différence des masses des coupes droites et gauches réalisées à même hauteur. De la cheville vers la hanche, la différence des masses des coupes montre une masse moins importante côté hémiplégique. Hormis les quelques premières images au niveau de la cheville, cette différence augmente progressivement, toujours en faveur du côté sain, pour atteindre près de 20% au niveau de la hanche. Pour les segments droits et gauches de la jambe, on observe une différence de masse de 111 g soit 4,3% et pour les cuisses une différence de 766 g soit 11,1%.

Les résultats obtenus doivent ensuite être comparés aux principaux modèles de la littérature. La figure III.10. montre la différence entre les résultats obtenus à l'aide des images l'IRM et l'estimation faite à partir des principaux modèles de la littérature, pour le côté sain et pour le côté pathologique, pour la cuisse et pour la jambe. Il est tenu compte des différences de délimitation des segments selon les auteurs. On observe une différence qui va d'une sous-estimation de 17% à une surestimation de près de 48%.

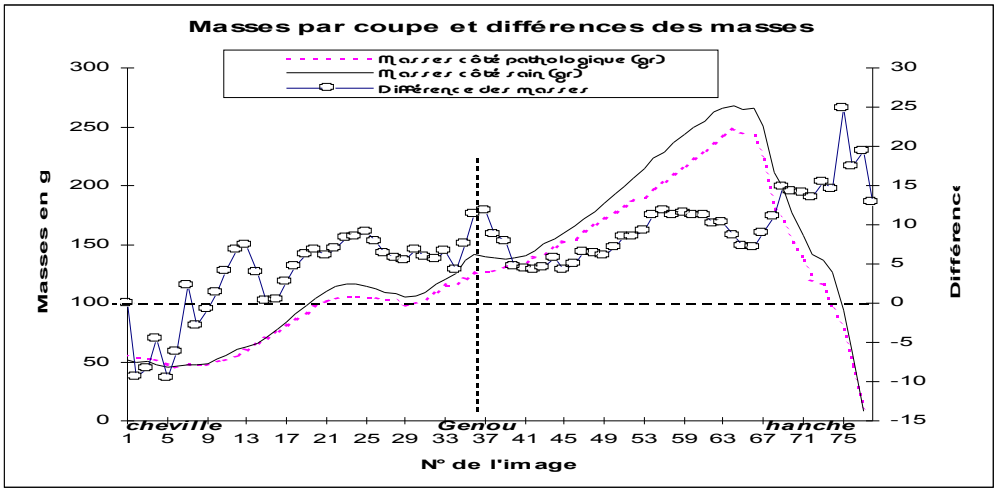


Figure III.9. *: Masses et différences des masses par coupe pour la jambe (image 1 à 37) et pour la cuisse (image 38 à 77). Traits pleins : côté sain, traits discontinus : côté hémiplégié, traits ornés de ronds : différence entre les deux côtés.*

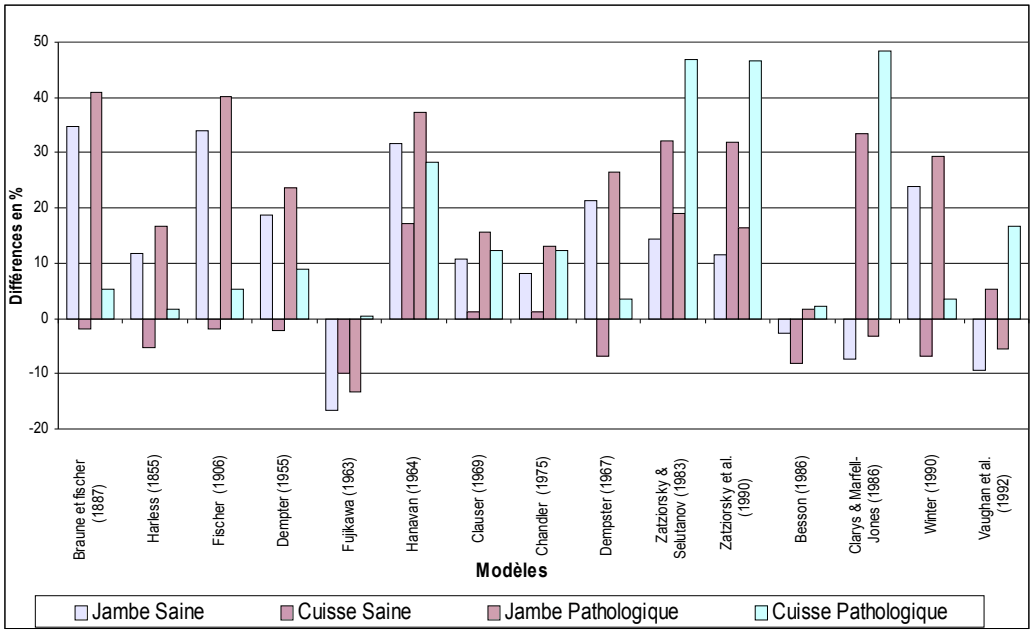


Figure III.10. : *Différences entre les résultats obtenus à partir du traitement des images IRM et les estimations réalisées à partir des différents modèles pour les masses des segments jambes et cuisses, côté sain et côté pathologique.*

III.4.1.4. Discussion et conclusion

Pour le sujet que nous avons examiné, sujet peu atteint et présentant une dissymétrie de volumétrie faible (en moyenne 4.9 %), les différences de masses calculées entre le côté droit et le côté gauche ne sont pas négligeables. En effet, compte tenu de Barbier (1994), la seule erreur commise sur les masses en considérant l'égalité des masses segmentaires (droit et

gauche) conduit déjà à une erreur sur les calculs des forces et des couples articulaires de l'ordre de 7% et jusqu'à 9 % pour Pearsall & Costigan (1999).

En ce qui concerne l'estimation faite à partir des modèles de la littérature, des différences importantes existent (sous-estimation de 17% à surestimation de 48%). Ces résultats sont proches de ceux de Pearsall & Costigan (1999) qui obtenaient des différences parfois supérieures à 40% lors de l'estimation des propriétés inertielles de segments de sujets sains à partir de différents modèles issus de la littérature. Ces différences importantes s'expliquent en partie par le choix et le nombre de sujets des populations de référence. En effet, ces modèles sont spécifiques à une population très proche de la population à partir de laquelle ils ont été réalisés. Par exemple, un des modèles qui surestime le plus les propriétés inertielles du sujet étudié, (Zatziorsky & Sélutanov, 1983) a été réalisé à partir de sujets jeunes et sportifs. Ces sujets avaient donc des masses musculaires importantes comparées au sujet hémiplégique, vraisemblablement à l'origine des différences observées. Les modifications structurelles inégalement réparties sur les coupes étudiées laissent présager des "erreurs" en ce qui concerne l'estimation des autres propriétés inertielles plus importantes encore.

A notre connaissance, les modèles anthropométriques sont tous issus de l'étude de populations saines. Leur utilisation dans le cadre de l'étude cinétique de la marche du sujet hémiplégique est très délicate compte tenu de leur imprécision. Il est important d'aller vers la proposition d'un modèle anthropométrique propre aux sujets hémiplégiques. Quelle que soit la précision du modèle anthropométrique utilisé, les résultats obtenus sont à rapprocher de la précision et de la variabilité des mesures réalisées. L'étude de ces deux éléments constitue l'objet de la partie suivante.

III.4.2. Précision et variabilité des mesures de la marche humaine

III.4.2.1. Introduction

Pour quantifier un phénomène de façon absolue ou encore comparer un même phénomène à deux instants différents, il faut au préalable connaître le rapport entre la précision du système de mesure et la grandeur du phénomène mesuré ainsi que le rapport entre la variabilité des mesures et la différence entre les mesures à deux instants. Dans les deux cas, ces rapports doivent être pris en compte pour contextualiser l'interprétation des résultats. Ces deux éléments vont conditionner la variabilité des mesures à réaliser (ici les paramètres de la marche) qui comprend à la fois la capacité du système à mesurer un phénomène mais également la capacité du sujet à réaliser deux gestes identiques.

Pour l'analyse de la marche, un local dévolu à cet effet, avec points de fixation muraux des caméras a été utilisé. Les points fixes des caméras facilitent la standardisation des conditions de mesure d'une session à l'autre et rendent d'autant plus intéressante la quantification de la précision et de la variabilité des mesures, propres à nos conditions expérimentales. Le terme précision sera ici utilisé au sens large, c'est-à-dire regroupant la différence entre la valeur réelle du phénomène et celle mesurée, la capacité à distinguer deux phénomènes proches et la dispersion des mesures lors d'enregistrements répétés d'un même phénomène à une même date ou à des dates différentes.

Pour des raisons financière(s), matérielle(s) ou humaine(s), il n'est pas toujours possible de réaliser un nombre important de passages pour estimer la variabilité des paramètres de la marche. Pour réduire les risques de mauvaises interprétations, il faut pourtant connaître au préalable cette variabilité. La variabilité de la marche du sujet sain est relativement bien connue (Gabell & Nayak, 1984 ; Kadaba et al., 1989 ; Shiavi et al., 1981 ; Winter 1984 ; Winter & Yack, 1987 ; Wilson et al., 1997). Hormis l'étude de la variabilité de la marche de l'Infirme Moteur Cérébral ou IMC (Kirkpatrick et al., 1994), la variabilité cinématique de la marche lors de troubles d'origine neurologique est peu connue. Cependant, les observations cliniques, comme les connaissances sur la marche du sujet hémiplégique (Olney & Richard, 1996 et Richard & Olney, 1996 pour une revue) laissent supposer une variabilité importante.

L'étude de la variabilité des paramètres et de leur évolution en fonction du temps peut également permettre d'identifier les paramètres ou les instants pour lesquels un paramètre possède une dispersion caractéristique (plus grande ou plus petite que le reste de la courbe). Ces zones de "constance" et de variabilité importante peuvent être indicatrices d'un trouble de la locomotion ou au contraire d'une constante de la locomotion du sujet. Cette constante peut être physiologiquement ou mécaniquement imposée (butée osseuse par exemple) et ces paramètres sont fortement informationnels pour l'évaluation du sujet.

La variabilité peut également être le moyen direct d'évaluation de troubles de la marche précis tels que l'instabilité articulaire ou des troubles de l'équilibre. Ces troubles peuvent en effet entraîner une augmentation importante de la variabilité. Plus particulièrement pour la marche du sujet hémiplégique, une diminution de la variabilité avec le temps peut être un indicateur d'un retour à l'automaticité de la locomotion, affectée chez ces sujets.

III.4.2.2. Méthodologie

* Matériels

Les mesures ont été réalisées à partir du système optoélectronique d'analyse tridimensionnelle du mouvement de type VICON (Oxford Metrics, Ltd) dans un parcours de marche de 10 mètres comportant deux plates-formes de forces (PfF) intégrées de type Biovec 1000 (Advanced Mechanical Technology, Inc[i]) de 0,5 m sur 0,6 m, disposées l'une devant l'autre

(décalées latéralement) dans le sens du couloir de marche, de façon à obtenir les forces de réaction au sol.

L'analyse tridimensionnelle de la marche est obtenue par enregistrement : 1) des trajectoires de marqueurs réfléchissants (scotch-lit) grâce à 5 caméras stroboscopiques infrarouges de 50 Hz ; 2) des signaux provenant de deux plates-formes de forces synchronisées présentant une fréquence d'échantillonnage de 250 Hz. Les caméras sont placées par deux de chaque côté du couloir de marche et une caméra est placée de face, déterminant un volume d'acquisition de 2.5 m de long, 1.2 m de large et 1.4 m de haut. Une procédure de calibration des caméras est réalisée à partir de 20 marqueurs posés sur quatre tiges englobant l'ensemble du volume de mesures. Les plates-formes sont préalablement calibrées à vide. Les marqueurs réfléchissants utilisés sont sphériques et d'un diamètre de 2.5 cm.

* Protocole pour l'évaluation de la précision des mesures

Pour l'estimation de la précision des mesures, l'étude d'un point fixe a été réalisée. Des mesures statiques et dynamiques ont également été faites à partir de triangles rigides aux propriétés similaires aux tailles des segments (tableau III.5). La figure III.11. illustre le protocole de mesure. Pour l'étude des PfF un étalonnage de 5 à 1000 N ainsi que l'étude de tracés de PfF lors de la marche sont réalisés (annexe III.5.). Les mesures ont été effectuées lors de deux sessions espacées d'une semaine avec deux mesures par session.

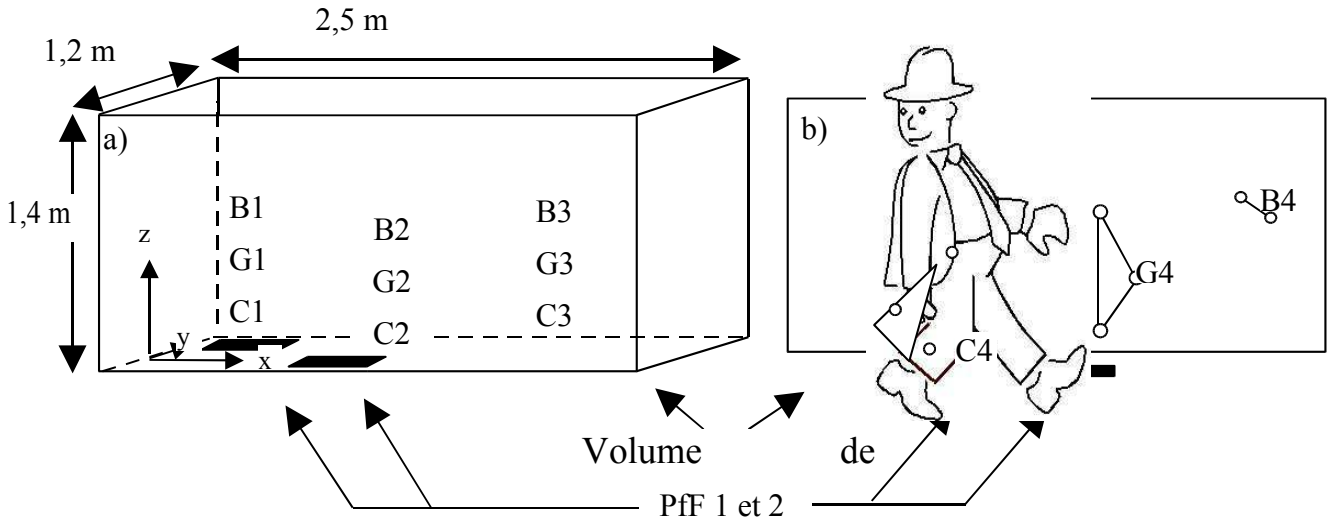


Figure III.11. : *Présentation du volume de calibration du référentiel et des emplacements de mesures en situations statiques (a) ; 1, 2 et 3 représentent les positions successives des triangles C, G et B. Vue de profil des emplacements de fixation sur le sujet des triangles pour les enregistrements dynamiques (b).*

Segments correspondants et mesures anthropométriques	Principales caractéristiques du triangle utilisé
40 à 49,5 cm 14,2 à 17,9 Vue latérale (plan sagital) des segments jambe et pied	450 mm 90° 164 mm Triangle représentant le complexe jambe/pied (C)
39,3 à 51,6 cm 38,9 à 49,5 cm Vue latérale (plan sagital) du membre inférieur	480 mm 140° 454 mm Triangle représentant le complexe cuisse/jambe (G)
14.3 à 21.3 cm 14.3 à 21.3 cm 24.1 à 29.1 cm Vue de face (plan frontal) du positionnement classique des marqueurs du bassin	240 160 120° Vue de dessus (plan transversal) du triangle représentant le bassin (B)

Tableau III.5. : *Description des segments étudiés (colonne de gauche) et détermination des caractéristiques des formes géométriques utilisées (triangles C, G, B : colonne de droite) pour l'estimation de la précision des mesures. Les caractéristiques des triangles ont été déterminées à partir de mesures anthropométriques réalisées sur 10 sujets mesurant de 1m 65 à 1 m 95.*

* Protocole pour l'évaluation des paramètres de la marche

La variabilité des tracés de force de réaction au sol lors de la marche sur plusieurs passages ainsi que le calcul du coefficient de variation (CV) proposé par Winter et al. (1991) ont été étudiés. Ce CV correspond à la moyenne, pour chaque instant du cycle, des écarts types exprimés en pourcentage de la moyenne. Il donne une information sur la dispersion des mesures et s'exprime en pourcentage de la valeur qu'il représente. L'avantage majeur est la réduction des trois courbes classiquement utilisées (moyenne, plus et moins écart type) à une seule valeur (figure III.12.). L'inconvénient est que si cette variabilité est très importante à un moment particulier du cycle puis très faible sur tout le reste du cycle, le CV n'informe que sur une variabilité moyenne. Afin de réduire le nombre de données par paramètre, le CV mais aussi le minimum, le maximum et la moyenne de la dispersion des valeurs ont été conservés.

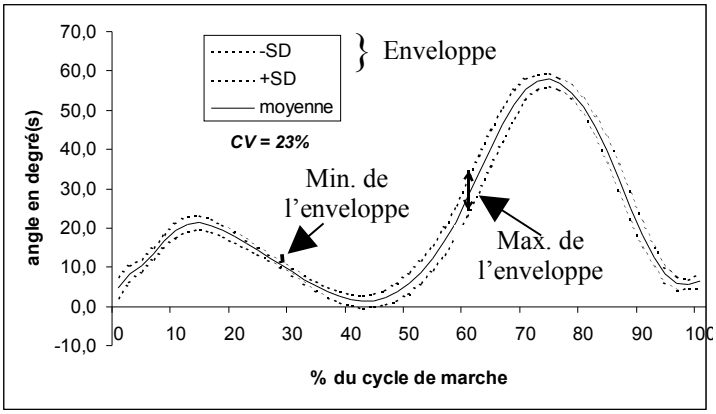


Figure III.12. : *Coefficient de variation (CV), moyenne, plus (+SD) et moins (-SD) écart type des valeurs de l'angle du genou pour 10 passages successifs d'un même sujet. On appelle enveloppe la surface du graphique qui se situe entre +SD et -SD. Min = minimum, Max = maximum.*

III.4.2.3. Résultats sur la précision des mesures en situation d'analyse de la marche

En position statique, la variation autour de la mesure d'un point fixe positionné à différents emplacements dans le volume de calibration est de l'ordre de 1,4 mm selon l'axe des X, 0,4 mm en Y et 1 mm en Z (annexe III.5.). Cette variation est à exprimer en fonction de la diagonale du volume de calibration (Macleode et al. 1990). Elle est ici de l'ordre de 0,56‰ de la diagonale.

Trois distances (160 et 240 mm, triangle B ; 480 mm, triangle G) et deux angles (120° triangle B et 90°, triangle C) ont été choisis parmi les mesures qui caractérisent les triangles définis précédemment (tableau III.5.) Les tableaux III.6. et 7. présentent les mesures moyennes et leur dispersion en inter et intra-session. Le détail des mesures réalisées sur la précision du système dans les conditions d'analyse de la marche est présenté en annexe III.5.

	160 mm	240 mm	480 mm	90°	120°
Statique	160.2 (0.9%)	240.6 (0.8%)	479.9 (0.2%)	90.4 (0.3%)	121.1 (0.4%)
Dynamique	160.3 (1.1%)	240 (0.5%)	---	90.1 (4.2%)	120.9 (0.6%)

Tableau III.6. : *Valeur moyenne (et dispersion des mesures) intra-session des trois distances et des deux angles mesurés aux différents emplacements du volume de mesures.*

	160 mm	240 mm	480 mm	90°	120°
Statique	160.3 (1.9%)	240.5 (1.1%)	479.7 (0.3%)	90.4 (0.93%)	121.2 (1.4%)
Dynamique	160.3 (2.2%)	240 (1.8%)	---	90.1 (7%)	120.8 (1.5%)

Tableau III.7. : *Valeur moyenne (et dispersion des mesures) inter-session des trois distances et des deux angles mesurés aux différents emplacements du volume de mesures.*

Les PfF sont caractérisées par : a) une étendue de mesures de 4450 N, b) des cartes d'acquisition avec une définition de 12 bits dont les gains réglés sur 1 conduisent à la plus petite variation de force mesurable égale à : $\frac{4450}{2^{12}-1}(gain)$ soit 1.086 N, c) un offset de ±10 N, d) des oscillations autour de cet offset de 2 à 3 N qui se retrouvent quelle que soit la charge utilisée (0,5 à 100 kg), e) une hystérésis se situant entre 2 et 3 N.

III.4.2.4. Résultats sur la variabilité des mesures de marche "normale" et "pathologique"

Le problème majeur de l'étude de la variabilité est sa dépendance vis à vis de nombreux facteurs. En effet, elle comprend à la fois la précision du système de mesures, les traitements éventuels des données et la capacité du sujet à "marcher plusieurs fois de façon identique".

Le traitement des données comprend par exemple le synchronisme des courbes (problème de décalage spatial ou temporel : figure III.13 et 14.) qui a des conséquences importantes sur l'évolution des valeurs. Un décalage spatial des courbes d'une ou deux images, soit quelque(s) pour-cent(s) du cycle, entraîne une augmentation parfois conséquente de la variabilité lors de grandes variations de la valeur étudiée (augmentation ou diminution, par exemple entre 80 et 90% du cycle, figure III.14.).

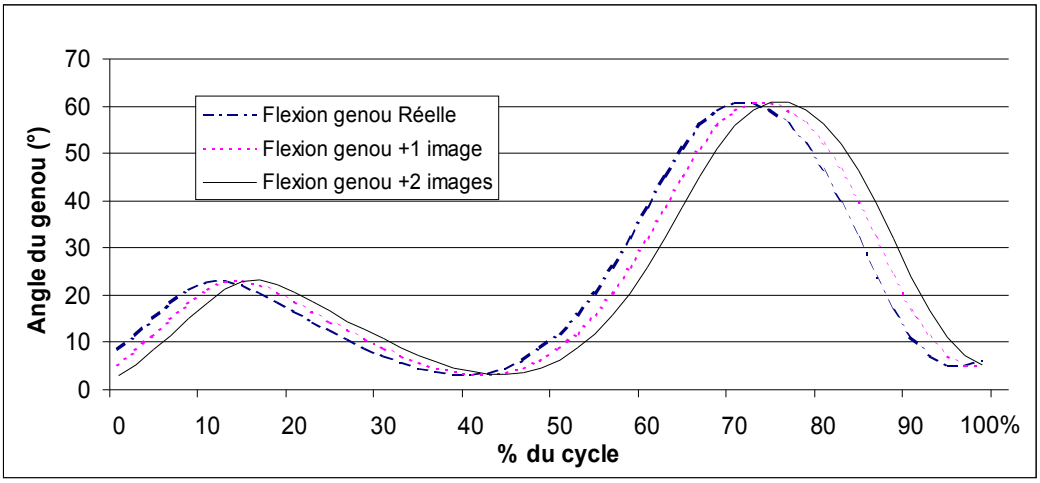


Figure III.13. : *Evolution de l'angle du genou (en degrés) au cours du cycle de marche et conséquences d'une erreur éventuelle d'une ou deux images lors de l'identification du début du cycle (50 Hz).*

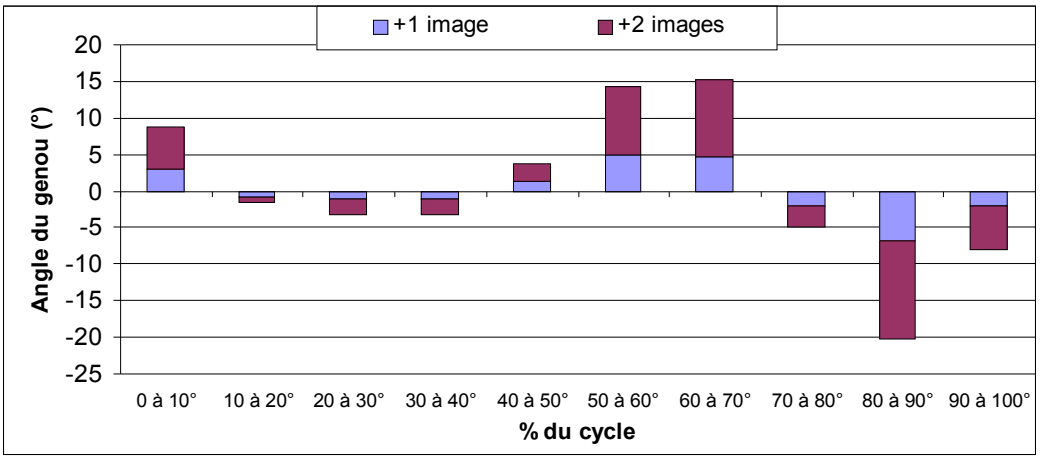


Figure III.14. : *Erreur moyenne (en degrés) commise lors du décalage d'une ou deux image (s) du début du cycle de marche sur l'estimation de l'angle de flexion/extension du genou pour chacune des portions de 10% du cycle de marche.*

A partir des données de la marche du sujet sain, de nombreuses études ont déjà estimé la variabilité des paramètres de marche. L'objet de cette partie n'est pas de refaire ce travail considérable, mais de voir si ces résultats sont utilisables dans le cadre de l'analyse de la marche du sujet hémiplégique ou s'il est nécessaire de définir de nouvelles "normes". Pour cela, une étude détaillée de l'angle du genou en fonction du pourcentage du cycle pour trois populations (jeune, âgée et hémiplégique) a été réalisée et un exemple caractéristique de la variabilité de la marche du patient hémiplégique est présentée à la figure III.15.

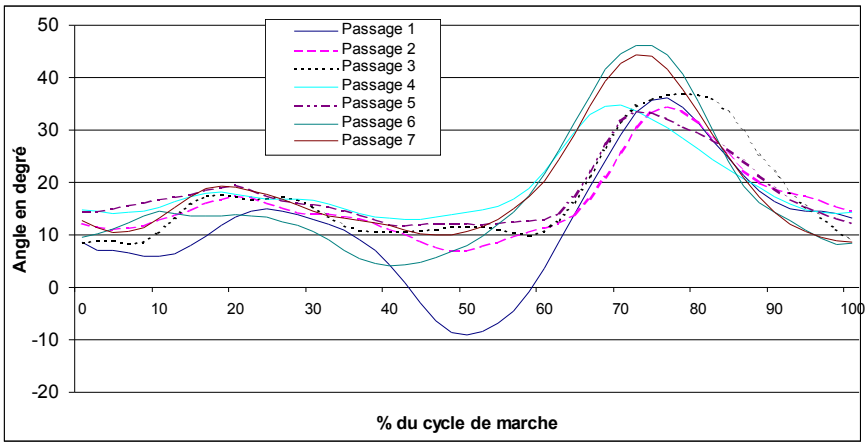


Figure III.15. *: Exemple caractéristique de l'angle du genou (en degrés) en fonction du pourcentage du cycle pour un même sujet hémiplégique lors de 7 passages successifs.*

Quatre paramètres ont été étudiés pour caractériser "l'enveloppe" des valeurs de l'angle du genou lors de plusieurs passages (figure III.12.). Ces paramètres sont :

- le CV = $\dfrac{\sqrt{\dfrac{1}{N}\sum_{I=1}^{N}\delta i^2}}{\dfrac{1}{N}\sum_{i=1}^{N}|Xi|}$ avec N = nombre de valeur, Xi = moyenne à l'instant i et σ_i l'écart type de X à l'instant i (Winter, 1992),
- la valeur moyenne de "l'épaisseur" de cette enveloppe (moyenne du 'maximum-minimum' à chaque instant de 0 à 100%),
- la valeur minimum,
- la valeur maximum de l'enveloppe (figure III.12).

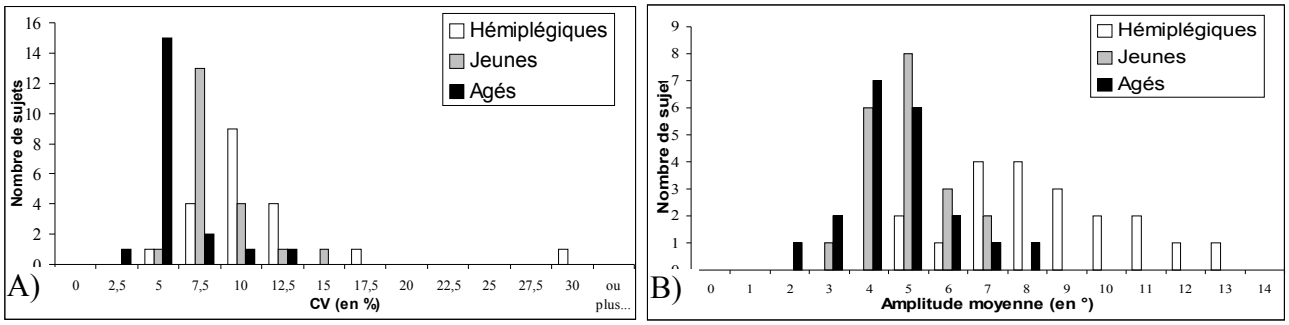
Le tableau III.8. présente ces résultats pour l'angle du genou et pour un cycle par passage. C'est au total six passages successifs, pour 20 sujets jeunes (A), 20 sujets âgés (B) et 20 sujets hémiplégiques (C) qui ont été étudiés. Les valeurs minimales et maximales peuvent se situer à des pourcentages du cycle différents. Les résultats sont détaillés pour la population de sujets âgés (A) afin d'illustrer la variabilité inter-individu des quatre paramètres retenus.

La lecture des tableaux montre une variabilité des mesures supérieure pour les sujets hémiplégiques. Les histogrammes des fréquences du CV et de l'amplitude moyenne confirment bien cette variabilité nettement supérieure (figure III.16.).

L'histogramme des fréquences du CV et l'amplitude moyenne montre bien un déplacement vers des valeurs plus importantes pour les sujets hémiplégiques comparés aux sujets sains jeunes ou âgée (figures III.16.). Il y a plus de variabilité intra-individuelle mais aussi inter-individuelle chez les sujets hémiplégiques malgré la phase systématique de familiarisation.

A> Sujets âgés				
	Amplitude Minimale (°)	Amplitude Maximale (°)	Amplitude Moyenne (°)	CV (%)
Moyenne	0,66	7,68	3,69	4,53
Min	0,13	4,22	1,99	1,99
Max	1,84	14,77	6,30	11,74
B> Sujets jeunes				
	Min	Max	Moyenne	CV
Moyenne	1,11	9,86	4,55	7,33
Min	0,14	4,59	2,59	4,59
Max	2,88	17,41	6,53	12,54
C> Sujets Hémiplégiques				
	Min	Max	Moyenne	CV
Moyenne	2,39	18,41	8,10	9,98
Min	0,66	8,13	4,44	4,69
Max	5,08	28,13	12,04	28,15

Tableau III.8. : *Amplitude minimale, maximale, moyenne et CV de l'angle du genou des trois populations de 20 sujets chacune (A> sujets âgés, B> sujets jeunes et C> sujets hémiplégiques).*



Figures III.16. : *Histogramme des fréquences pour le coefficient de variation (A) et pour l'amplitude moyenne de l'angle de genou (B) pour les trois populations.*

III.4.2.5. Discussion et conclusion

* Précision des mesures

Les résultats sur la précision des mesures d'un point fixe comme ceux d'angles ou de distances (statiques ou en mouvement) sont similaires à ceux de la littérature (Barbier, 1994 ; Richards, 1998 : I.3.3.4. du chapitre I). Les potentialités du système de mesure sont donc utilisées de façon satisfaisante. La présence d'artefacts de mesures confirme cependant la nécessité de pré-traitements des données (confère chapitre II) comme cela est toujours décrit dans la littérature (Winter, 1990).

* Variabilité des mesures de marche

La variabilité des paramètres de marche montre que les pré-traitements réalisés sur les données brutes permettent bien de diminuer considérablement les artefacts de mesures mises en évidence dans la partie sur la précision des mesures. En effet, pour certains sujets, la variabilité des mesures de l'angle du genou sur plusieurs passages présente un maximum sur l'ensemble du cycle inférieur à quatre degrés. Plus ou moins deux degrés semble être le seuil au-dessous duquel on ne peut pas considérer de différence compte tenu de la variabilité et de la précision des mesures après traitements.

Plus généralement, on observe une variabilité des mesures plus importante chez les sujets sains jeunes comparés aux sujets sains âgés, pour les quatre paramètres retenus. Ceci avait déjà été observé pour d'autres paramètres par Gabell et al. (1984). Pour les sujets hémiplégiques, on observe des valeurs supérieures pour les quatre paramètres retenus. Cette plus grande variabilité est également corroborée avec les observations cliniques de spécialistes qui notaient parfois chez les sujets une amélioration ou une dégradation de la qualité de la marche avec les passages (avant dernière ligne du tableau III de l'annexe III.2). Dans la littérature, la même observation est parfois faite (Asencio et al., 1993 ; Caillet et al., 1996 ; Mazaux et al., 1995). La figure III.15. montre un exemple caractéristique de ce que peut être l'évolution de l'angle du genou chez un sujet pour qui les passages successifs entraînent une amélioration considérable de la qualité de la flexion / extension du genou (signalé dans le cas présenté par plusieurs spécialistes).

A l'inverse, d'autres sujets présentent une dégradation toute aussi évidente vraisemblablement due à la fatigue.

Ces résultats préliminaires montrent une variabilité parfois considérable de l'angle du genou chez le sujet hémiplégique et d'une manière globale nettement plus importante que chez le sujet sain. Watelain et al. (1997) dans une étude portant sur six sujets hémiplégiques mais prenant en compte l'ensemble des variables cinématiques observent différentes caractéristiques générales de la variabilité des paramètres de la marche. La variabilité est plus importante :

i) dans le plan transversal comparé aux deux autres plans,
ii) entre 50 et 80% du cycle de marche,
iii) du bassin vers la cheville,
iv) pour le côté sain comparativement au côté hémiplégique,
v) entre différents passages comparativement aux cycles d'un même passage.

Dès la période de familiarisation, il est important d'observer attentivement le sujet lors de l'évaluation puis d'enregistrer plusieurs passages successifs si cela ne lui fait pas prendre de risque (chute essentiellement). Lorsque cela est possible, il est primordial de dialoguer régulièrement avec le sujet pour des raisons de sécurité mais aussi pour savoir comment il "ressent" sa marche. Enfin, l'étude de la variabilité des paramètres de la marche de chaque sujet nous semble indispensable et hautement informationnelle. Les données de la littérature concernant la variabilité des paramètres de la marche du sujet sain ne peuvent pas être utilisées. Un travail spécifique pour l'étude de cette pathologie est donc nécessaire. Les valeurs de chaque sujet doivent par conséquent être évaluées par rapport à une "norme" pour en apprécier pleinement la valeur.

III.5. DES "STYLES" DE MARCHE CHEZ LE SUJET AGE ?

III.5.1. Introduction

Les sujets hémiplégiques suite à un AVC sont majoritairement d'un âge avancé (âge = 63±11.1 pour les 20 sujets étudiés). Chez le sujet jeune, à partir des données cinématiques et cinétiques Barbier (1994) obtient deux styles de marche alors que Vardaxis et al. (1998) en distinguent cinq. De même, Wootten et al (1990) ou Chen & Shiavi (1990) réalisent des travaux similaires à partir des données électromyographiques du membre inférieur. Par contre, il n'existe pas à notre connaissance de travaux relatifs à la recherche de style de marche éventuels chez le sujet âgé. Pour la marche pathologique, différents styles de marche ont également été identifiés chez l'enfant IMC (O'Byrne et al., 1998) ou encore chez le sujet présentant une pathologie du ligament crural antérieur (Zhang et al. 1991 ; Shiavi et al. 1992). L'étude de Winters et al. (1987) identifie différents styles de marche sur une population constituée de sujets, jeunes et adultes, ayant une hémiplégie spastique, qu'elle soit suite à un AVC, un traumatisme crânien ou encore une infirmité motrice cérébrale. De même, Knutsson & Richards (1979) réalisent un travail similaire sur l'adulte hémiplégique. Ces deux études déterminent respectivement 4 et 3 styles de marche chez le sujet hémiplégique.

Cependant, les différents styles de marche du sujet hémiplégique identifiés par ces études sont réalisés sur des critères cliniques. Ces études sont réalisées dans la perspective de faciliter les choix thérapeutiques et chirurgicaux. Les différents styles de marche définis par les auteurs correspondent à un niveau d'atteinte croissant du type un au type x dans lesquels on retrouve des constantes en ce qui concerne les troubles de la marche. L'objet de ce travail n'est pas de réaliser un système expert apportant des propositions thérapeutiques ou un niveau global d'atteinte mais un système d'aide à la décision par la présentation pertinente de données numériques de l'analyse tridimensionnelle du mouvement. Estimer le niveau global d'atteinte par le rapprochement des valeurs des sujets étudiés de celles des différents styles de marche pathologique identifiée n'est donc pas une bonne solution. Par

contre, rapprocher les données du sujet de celles de sujets sains permet à l'utilisateur d'estimer, par lui-même, le niveau d'atteinte et de prendre les décisions qui s'imposent. Il est donc nécessaire de rechercher l'existence éventuelle de différents styles de marche chez le sujet âgé.

La marche du sujet âgé a déjà été largement décrite comme différente de celle du sujet jeune (Nigg & Skeleryk, 1980 ; Blanke & Hageman, 1989 ; Winter et al., 1990 ; Oberg et al., 1994 ; Judge et al., 1996 ; Judge et al., 1996a ; Kerrigan et al., 1998 ; Himann et al., 1998). Les travaux antérieurs, montrant l'existence de styles de marche chez les sujets jeunes, ne peuvent donc pas être utilisés dans ce cas. Un travail spécifique à la population âgée est nécessaire.

De nombreux paramètres peuvent être utilisés pour caractériser la marche d'un sujet. Parmi ceux-ci, les puissances estimées au niveau des articulations par dynamique inverse sont le produit des moments par les vitesses angulaires. Ils regroupent donc de l'information cinématique et cinétique et sont reconnus comme pertinents pour l'analyse de la marche (Chen et al., 1997). Les puissances sont largement utilisées pour décrire différentes marches telles que celle du sujet sain (Eng & Winter, 1995 ; Allard et al., 1996), de l'IMC (Olney et al., 1990), du sujet avec un pied prothétique (Czernieki et al., 1991 ; Allard et al., 1995) ou encore après arthroplastie totale de hanche (Loizeau et al., 1995).

L'objet de cette partie est de s'assurer de la distinction systématique de la marche du sujet âgé de celle du sujet jeune, puis de rechercher d'éventuels styles de marche chez le sujet âgé à partir des paramètres de puissance calculés au niveau des articulations. Lors de l'étude de la marche d'un nouveau sujet hémiplégique, ses résultats pourront ainsi être comparés aux différents styles de marche des sujets âgés et rapprochés du style avec lequel il a le plus d'affinités (et non d'une norme unique très hétérogène pour laquelle les écarts types de chaque paramètre sont donc importants).

III.5.2. Méthodologie

Différentes méthodes statistiques permettent de comparer simultanément plusieurs paramètres entre eux. Pour ne pas classer les sujets en deux groupes par âge puis en rechercher les différences, il est possible d'opter pour une méthode de classification hiérarchique ascendante (Bouroche & Saporta, 1994). En effet, pourquoi considérer, à priori, que tous les sujets âgés marchent différemment des sujets jeunes ? L'analyse "en cluster" (Ward, 1963) permet de prendre en compte simultanément ces remarques. Les paramètres de puissance sont influencés par la vitesse de marche (Chen et al., 1997 ; Winter, 1991). Les paramètres spatio-temporels, modifiés chez le sujet âgé (Potter et al. 1995) doivent donc être pris en compte.

Eng & Winter (1995) distinguent 27 pics de puissances en rotation pour la hanche, le genou et la cheville afin de caractériser la marche du sujet dans les trois plans de l'espace. La même normalisation et dénomination de ces pics a été utilisée (par exemple, K2S correspond à un pic de puissance au niveau du genou : K ; le deuxième : 2 ; et dans le plan sagittal : S). Quatre paramètres spatio-temporels (dont la vitesse de marche) ont étés ajoutés aux paramètres de puissance pour caractériser un sujet. Ces paramètres ont été calculés sur deux passages parmi cinq, pour le côté droit, selon le critère de vitesse de marche (similitude), comme réalisé par Vardaxis et al. (1998) pour l'identification de style de marche chez le sujet jeune.

Buczek et al. (1994) ont montré l'intérêt d'étudier les puissances musculaires en translation au niveau de la cheville. Cependant, face à :

* la complexité d'implémentation,
* la nécessité de validation pour les autres articulations,
* les problèmes de précision de ces mesures compte tenu des faibles déplacements,
* mais surtout pour rester proche de la méthodologie validée par Vardaxis et al. (1998) sur les sujets jeunes,

seuls les mouvements de rotation ont été étudiés.

Pour cela, les séries de données de 16 sujets jeunes et de 16 sujets âgés (soit n=64 : tableau III.9.), indemnes de toute pathologie cardiaque, pulmonaire, neurologique et musculo-squelettique ou de traitement médicamenteux ont ensuite été traités par une analyse en cluster à l'aide du logiciel Statistica. Différentes méthodes permettent de définir le nombre de regroupements significatifs. Parmi elles, le calcul du rapport R (R ratio) a été utilisé (Chen & Shiavi, 1990 ; Vardaxis et al., 1998). Une fois les groupes déterminés, une ANOVA a permis de déterminer les paramètres discriminants de chaque groupe.

	Sujets jeunes (J)	Sujets âgés	Groupe 1 (G1)	Groupe 2 (G2)	Groupe 3 (G3)
Nombre de sujets	16	16	5	3	8
Age (années)	28.04(3.60)[a,b]	61.73(3.81)[a]	61.14(5.21)[b]	64.33(1.86)[b]	61.12(3.03)[b]
Taille (m)	1.817(.045)[a,b]	1.734(.046)[a]	1.706(.019)[b]	1.722(.067)[b]	1.756(.038)[b]
Poids (kg)	80.23(6.25)	78.41(8.36)	78.42(11.13)	76.17(3.17)	78.25(7.92)
Vitesse (m/s)	1.348(.097)[a,c]	1.222(.189)[a]	1.017(.100)[c]	1.260(.056)[c]	1.335(.132)[c]
Cadence (pas/min)	110.7(1.83)[a,d]	112.9(5.87)[a]	110.4(1.33)[d]	103.7 (1.77)[d]	117.9(2.09)[d]
Longueur du pas (m)	1.458(.099)[a,c]	1.334(.131)[a]	1.214(.037)[c]	1.453(.054)[c]	1.364(.133)[c]
Phase d'appui (%)	59.90(.87)[a,b]	63.03(1.84)[a]	64.15(.90)[b]	62.43(1.65)[b]	62.56(2.09)[b]

Tableau III.9. *: Valeurs moyennes (et écarts types) caractéristiques des sujets jeunes et âgés ainsi que de chacun des sous-groupes de sujets âgés. a = p <0.05, entre J et tous les sujets âgés. b = p <0.05, entre J et G1, G2 ou G3. c = p <0.05, entre G1 et Y, G2 ou G3. d = p <0.05, entre G1 et J, G2 et G3; entre J et G2; entre G2 et G3.*

III.5.3. Résultats : Nombre et spécificité des groupes

L'analyse en cluster sépare nettement tous les sujets jeunes (à gauche sur le dendogramme) des sujets âgés (G1 à G3). Parmi les sujets âgés, trois groupes sont identifiés (figure III.17.). Pour ces trois groupes, la différence moyenne des courbes représentant chacun des groupes pour l'angle du genou (figure III.18.) ainsi que pour l'ensemble des angles articulaires sont présentés (tableau III.10.).

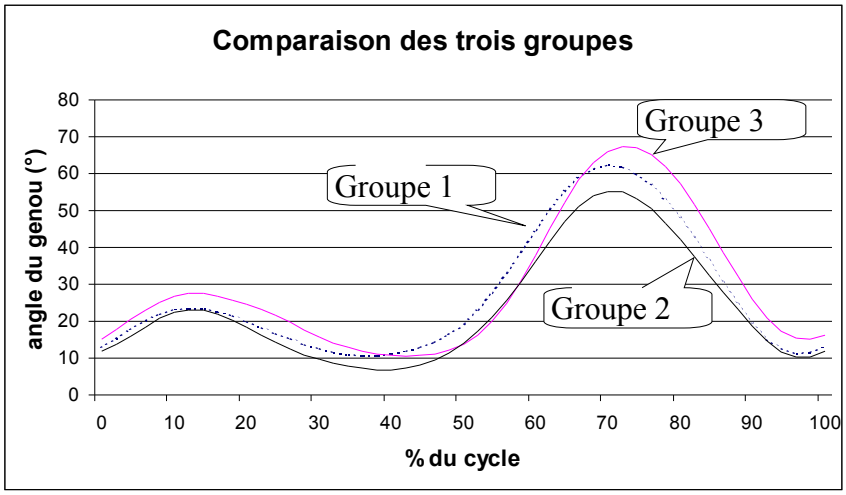


Figure III.18. : *Angle moyen du genou, de chacun des trois groupes de sujets âgés identifiés.*

Différence moyenne en degrés	E1 ↔ E2	E1 ↔ E3	E2 ↔ E3
Angle du genou	4.5	4.1	6.1
Ensemble des angles articulaires	4.4	5.9	4.9

Tableau III.10. : *Différences moyennes entre les angles articulaires des trois groupes de sujets âgés.*

Pour les paramètres de puissances, des différences significatives sont observées entre les groupes de sujets âgés pour quatre pics dans le plan sagittal (H2S, H3S, K4S, A2S) et quatre pics dans les deux autres plans (H2F, H3T, K2F, A1F). Des différences sont observées dans les trois plans mais avec une occurrence distincte au cours du cycle de marche (frontal autour de 20% du cycle ; transversal autour de 40% ; sagittal entre 55 et 95%).

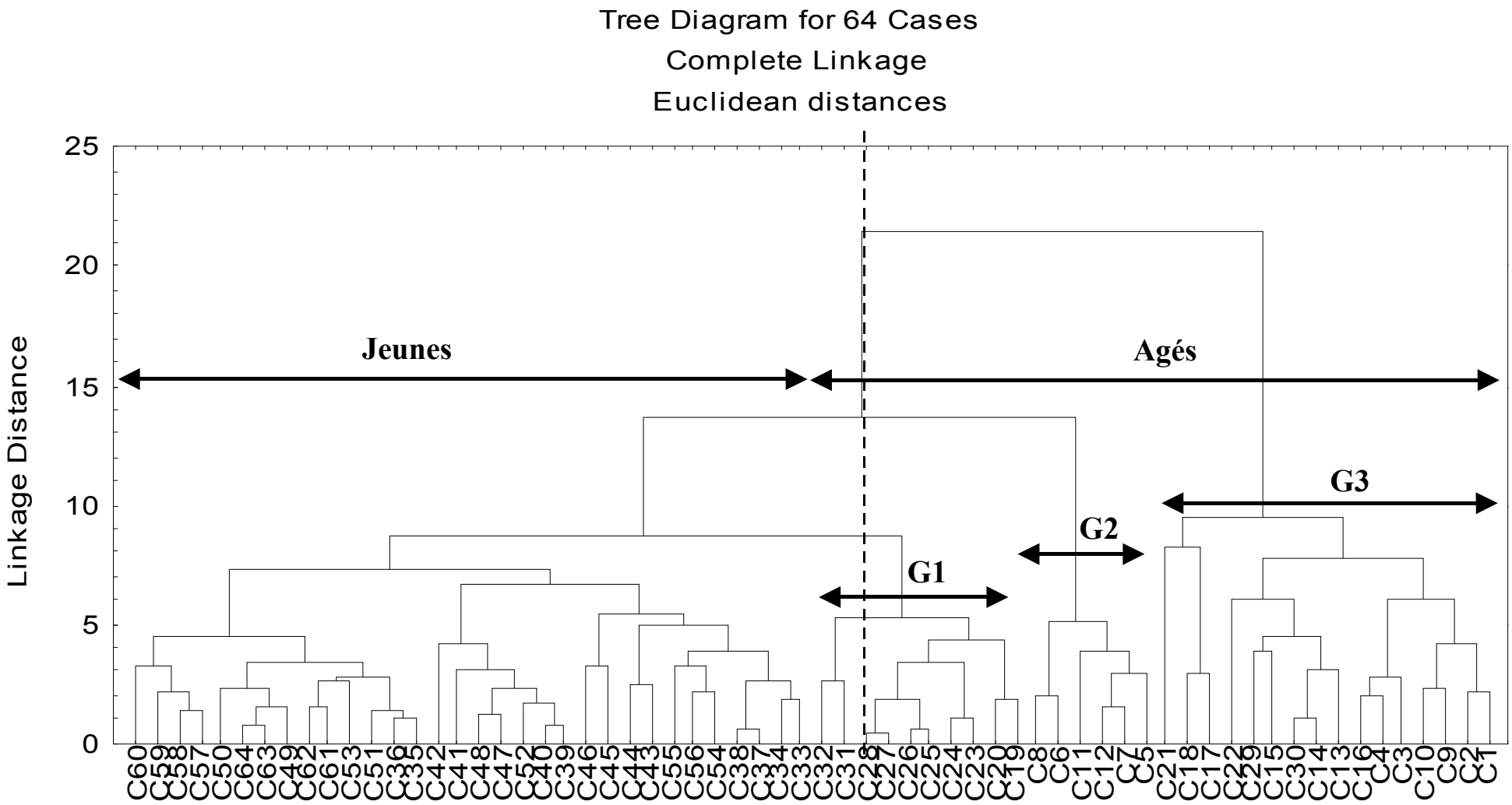


Figure III.17. : *Dendogramme présentant la classification hiérarchique des 64 clusters (C1 à C64) représentés par 31 valeurs chacun. C1 et C2 représentent les deux passages d'un même sujet ainsi que tous les couples de valeurs qui se succèdent (C31 et C32 = sujet 16 etc.). L'ensemble des sujets jeunes se trouve sur la gauche du dendogramme et trois familles de sujets âgés (G1 à G3) dont une regroupée avec les sujets jeunes sont facilement identifiables.*

III.5.4. Discussion

Sans considérer l'âge, mais uniquement quatre paramètres spatio-temporels et les 27 pics de puissances dans les trois plans (Eng & Winter, 1995), il est possible de distinguer tous les sujets âgés des sujets jeunes. De plus, il est possible de distinguer trois styles de marche du sujet âgé comme Vardaxis et al. (1998) en distinguaient cinq pour les sujets jeunes. La différence moyenne de l'ensemble des angles articulaires de ces trois styles est comprise entre 4.4 et 5.9 degrés. Barbier (1994), qui distingue deux styles de marche du sujet jeune, obtenait une différence pour l'angle du genou de 10.6° soit 5.3 fois l'erreur de mesure estimée à 2°.

Le groupe G1 est le premier groupe différencié des jeunes et présente les valeurs de puissance les plus faibles, certainement conséquence de la vitesse réduite également observée par Chen et al. (1997), Judge (1996) ou Kerrigan et al. (1998). Cependant, d'autres études (Fernadez et al., 1990 ; Himann et al., 1998) attribuent cette diminution de la vitesse à une diminution de la cadence pourtant caractéristique du groupe G2 dans cette étude. Le groupe G3 présente une même vitesse de marche que le groupe de sujets jeunes mais avec une cadence plus importante. Blanke & Hageman (1989) trouvent une augmentation de la vitesse de marche chez un groupe de 12 hommes de 60 à 74 ans avec une réduction de la longueur du pas.

Parmi les huit pics de puissances différents chez les groupes G1 à G3, la moitié se situe au niveau de la hanche. Leur occurrence est caractéristique de leur plan d'appartenance. Peu après le contact initial, les mouvements du plan sagittal sont associés au transfert du poids. Dans le plan transversal, le milieu de la phase d'appui correspond à la stabilisation du transfert alors que de la fin de la phase d'appui au second contact initial le plan sagittal correspond à la phase de progression et de contrôle de la direction. Pour plus de détail voir annexe III.6.

III.5.5. Conclusion

Le premier résultat important est la différentiation *systématique* des sujets jeunes, des sujets âgés, à partir de quelques paramètres de leur marche. Le deuxième résultat important est l'identification de trois styles de marche du sujet âgé bien distincts, qui semblent révéler des stratégies adaptatives consécutivement aux années très différentes. Les adaptations se retrouvent sur l'ensemble du cycle de marche.

Tucker et al. (1999) viennent de présenter récemment à l'International Society of Biomechanics de Calgary un travail recherchant également des styles de marche chez la personne âgée confirmant ces résultats. Avec une méthodologie sensiblement différente et prenant en compte l'ensemble des tracés de puissances, ils obtiennent également trois styles de marche. Ces travaux confirment les nôtres et montrent bien que la marche du sujet âgée ne peut pas être considérée comme uniforme. Comme pour les sujets jeunes, les résultats de la marche du sujet âgé (et donc des sujets hémiplégiques suite à un AVC qui sont eux aussi âgés), ne doivent pas être rapprochés d'une, mais de différentes **références "normales"**. Elles sont au nombre de cinq pour les sujets jeunes et de trois pour les sujets âgés.

III.6. CONCLUSION

Les travaux présentés dans ce chapitre III, application de la méthodologie proposée dans le chapitre II, ont permis de définir la base de connaissances indispensables à l'analyse de la marche du sujet hémiplégique. Une revue de la littérature a permis de définir les grandes caractéristiques de cette atteinte ainsi que ses principales conséquences sur la locomotion. A ceci s'ajoute un travail important de transfert de savoir par une extraction de connaissances auprès de spécialistes médicaux et paramédicaux qui a permis de définir :

i) les indicateurs qualifiés à mesurer,
ii) leurs différentes modalités de classement,
iii) les stratégies d'analyse de la marche des experts et utilisateurs des résultats,
iv) leurs contraintes, besoins et attentes.

Pour utiliser de façon rigoureuse les résultats de l'analyse tridimensionnelle, la précision du système de mesure, dans les conditions d'analyse de la marche ainsi que la variabilité des mesures a été étudiée. L'application de traitements statistiques permet de faire ressortir les paramètres discriminants d'un sujet. Cependant ces différences numériques n'ont pas forcément un sens clinique et doivent donc également être rapprochées du "seuil" de significativité clinique et non uniquement statistique des résultats. En effet, comme le rappelle McClay (1997) dans une lettre éditoriale de la revue JOSPT propre à l'analyse du mouvement, des résultats numériques peuvent être statistiquement significatifs mais cliniquement sans intérêt. A l'inverse des résultats cliniquement très importants peuvent ne pas être numériquement identifiable par les systèmes d'analyse du mouvement compte tenu notamment de leur imprécision.

Ce chapitre montre également que dans les conditions de mesures imposées, la précision est identique à celle présentée dans la littérature et nécessite des pré-traitements des données brutes pour corriger une partie des artefacts de mesures. De même, il a permis de montrer la nécessité de développer un modèle anthropométrique propre au sujet hémiplégique ainsi que de définir de nouvelles normes de variabilité des mesures. En effet, les données issues de la littérature, non spécifiques à cette population, ne conviennent pas. Enfin, trois styles de marche ont été identifiés chez le sujet âgé ; les données issues de l'analyse de la marche d'un nouveau sujet devront donc être rapprochées non pas d'une norme unique mais d'une des "trois normes" identifiées.

La méthodologie proposée dans le chapitre II peut donc s'appliquer à l'analyse d'un mouvement aussi spécifique que la marche du sujet hémiplégique. L'ensemble de ces résultats va maintenant être pleinement exploité dans le cadre de la conception d'une interface graphique de présentation optimale des résultats de l'analyse de la marche du sujet hémiplégique pour une aide à la prise de décision.

Quatrième Chapitre :

Exploitation des résultats :
Une interface graphique d'aide à l'EFM du sujet hémiplégique.

Chapitre IV. : Exploitation des résultats : Une interface graphique d'aide à l'EFM du sujet hémiplégique

IV.1. INTRODUCTION

Les structures hospitalières sont actuellement à la recherche d'outils permettant une quantification des soins apportés. De nombreuses méthodes d'évaluation clinique des potentialités des sujets sont disponibles (Watelain, 1997) avec souvent en commun le problème de la subjectivité lié à l'opérateur humain, le temps nécessaire aux évaluations et la difficulté à conserver et à transmettre les résultats. Ces mesures subjectives gagneraient à être complétées par des mesures plus objectives telles que celles fournies par les systèmes d'analyse tridimensionnelle du mouvement. En ce qui concerne l'analyse et l'évaluation de la marche, les deux approches (clinique vs avec système d'analyse du mouvement) possèdent des avantages et des inconvénients qu'il est nécessaire de déterminer avant de choisir la méthode la plus appropriée.

Les principaux avantages des deux démarches sont présentés dans le tableau IV.1. alors que les principaux inconvénients le sont dans le tableau IV.2.

Avantages	
Sans système de mesure	Avec système opto-électronique
* Rapidité, * Capture et interprétation des informations simultanées, * Interprétation globale tenant compte du dossier médical du patient, * Démarche souvent suffisante.	* Variété des informations, * Quantification précise des indicateurs, * Calculs d'indicateurs non observables, * Mémorisation de toutes les informations, * Suivi facilité, * Possibilité de transfert des données vers d'autres experts distants par réseau.

Tableau IV.1. : *Principaux avantages de l'EFM avec et sans système opto-électronique.*

Inconvénients	
Sans système de mesure	Avec système opto-électronique
* Approximation des indicateurs longue et fastidieuse, * Certaines informations non estimables, * Seul le spécialiste conserve toutes les informations hors du dossier médical, * Confrontation nécessitant la présence simultanée des experts.	* Examen beaucoup long comparé à l'évaluation visuelle, * Durée d'exploitation des données, * Nécessité d'un site expérimental spécifique, * Surabondance des informations, * Difficulté d'interprétation des données brutes, * Informations numériques sans lien avec le sujet, * Nécessité d'une formation préalable.

Tableau IV.2. : *Principaux inconvénients de l'EFM avec et sans système opto-électronique.*

Les deux méthodes présentent donc des avantages et des inconvénients spécifiques qui semblent ne pas les situer au même niveau d'intervention clinique. De plus, le premier chapitre à mis en évidence de nombreuses difficultés contribuant à expliquer les raisons de la sous utilisation des résultats des systèmes d'analyse du mouvement dans le processus de prise de décision. La conception d'interfaces graphiques adaptées est un moyen d'apporter à l'utilisateur des résultats, ce dont il à besoin pour faciliter et améliorer la prise de décision. La conception d'interfaces graphiques s'inscrit dans une continuité historique (Paul, 1998) cependant les logiciels actuellement disponibles sur le marché en matière d'analyse et d'évaluation de la marche sont très généralistes et ne font pas l'unanimité.

La "facilité" de l'EFM clinique ainsi que sa capacité à répondre aux besoins de prise d'informations des cliniciens, la rend particulièrement appropriée pour une utilisation systématique en pratique clinique. L'analyse tridimensionnelle du mouvement et donc l'utilisation d'interface graphique d'aide à l'EFM semble davantage s'inscrire dans le cadre **d'un examen complémentaire**, réalisé par un spécialiste de l'analyse du mouvement, à la demande du praticien. Les contraintes temporelles, techniques et matérielles rendent l'utilisation de ces systèmes par les cliniciens difficilement concevable. Ce dernier doit cependant orienter l'analyse de la marche dans une ou plusieurs direction(s) précise(s). L'analyse tridimensionnelle du mouvement ne peut en aucun cas se substituer à un examen médical et sa relative complexité est irréfutable. L'interface doit être conçue dans cette perspective et donc être exhaustive des indicateurs de marche du sujet hémiplégique.

Néanmoins, la conception d'interface graphique adaptée permet de réduire considérablement cette complexité. Cependant pour que les données issues de l'analyse tridimensionnelle du mouvement fassent partie intégrante du raisonnement des spécialistes il faut qu'elles soient facilement accessibles, qu'elles aient un sens physique ou physiologique de représentation aisée et qu'elles soient exprimées sous une forme rapidement interprétable par le spécialiste (Brand & Crowninshield, 1983). L'utilisateur des résultats aura alors l'opportunité d'approfondir son évaluation de la marche et d'affiner ou de mieux caractériser la locomotion du sujet étudié à chaque étape de sa prise en charge thérapeutique.

Dans cette perspective l'objet de ce chapitre est de présenter les concepts et la maquette d'une interface graphique d'aide à l'EFM du patient hémiplégique respectant les nécessités pratiques et cliniques de l'analyse et de l'évaluation de ce mouvement.

Ce chapitre se termine par l'énumération des indicateurs qualifiés actuellement quantifiables par la méthodologie d'analyse de la marche utilisée dans le laboratoire d'accueil et par des propositions de modifications de celle-ci pour quantifier le plus grand nombre d'indicateurs.

IV.2. INDICATEURS DE MARCHE ET LEURS MODALITES DE CLASSEMENT

IV.2.1. La notion d'indicateur qualifié pour améliorer la présentation des résultats

Les logiciels d'analyse de la marche actuels présentent essentiellement des données angulaires, des moments ou encore des puissances calculées dans les trois plans de l'espace, en fonction du temps (ou plus précisément du cycle de marche). Elles ne correspondent pas aux données que manipulent les spécialistes qui raisonnent essentiellement en terme de **défauts de marche** ou plus généralement **d'indicateurs de marche** (qui peut ne pas être un défaut) évalués en fonction du **contexte médical**.

Ceux-ci peuvent, mais sont rarement, de simples paramètres fonction du temps. De plus, les spécialistes n'en conservent qu'une appréciation **qualitative globale** obtenue à partir de plusieurs pas, voire de plusieurs passages. La notion de regroupement de plusieurs paramètres pour donner une information plus "globale" est donc un problème central. Un paramètre discret ou continu regroupant plusieurs paramètres élémentaires peut être préférable à une longue liste de ces composants. La facilité de lecture et d'interprétation ne peut qu'en faciliter l'utilisation. En effet, l'interprétation de courbes pour cette appréciation globale nécessite le plus souvent de "piocher" parmi une grande variété de paramètres et nécessite une réelle compétence longue à acquérir.

La notion d'indicateur qualifié présentée dès le chapitre II (une liste de ceux spécifiques à l'EFM du sujet hémiplégique est présentée en annexe III.2.) est donc pertinente, si des informations contextuelles adaptées y sont associées. Ainsi, pour chaque indicateur, toutes les informations nécessaires à son évaluation sont regroupées à partir d'un même panneau d'affichage dont un exemple est présenté à la figure IV.1. (angle, paramètres spatio-temporels, données cliniques, calcul d'indice, éloignement par rapport aux classes de marche...). Le détail des informations contenues dans chaque indicateur est présenté dans la partie suivante.

IV.2.2. Contenu d'un indicateur qualifié

IV.2.2.1. Classes de marche

La notion de style présentée dès le chapitre II a conduit à la recherche puis à l'identification de trois styles de marche chez la personne âgée. Cette notion est une information centrale apportée pour chaque indicateur (figure IV.2.). Cette information est alors de deux types : d'une part, la distance qui sépare **l'ensemble des données** du sujet de chacun des styles et d'autre part la distance qui sépare les données de **l'indicateur qualifié** de celles des différents styles de marche. Chacune des branches de l'étoile représente un style pour lequel, la distance qui sépare le point du centre de l'étoile est proportionnel à l'éloignement des informations du sujet et de celles du style considéré (au centre la distance est nulle).

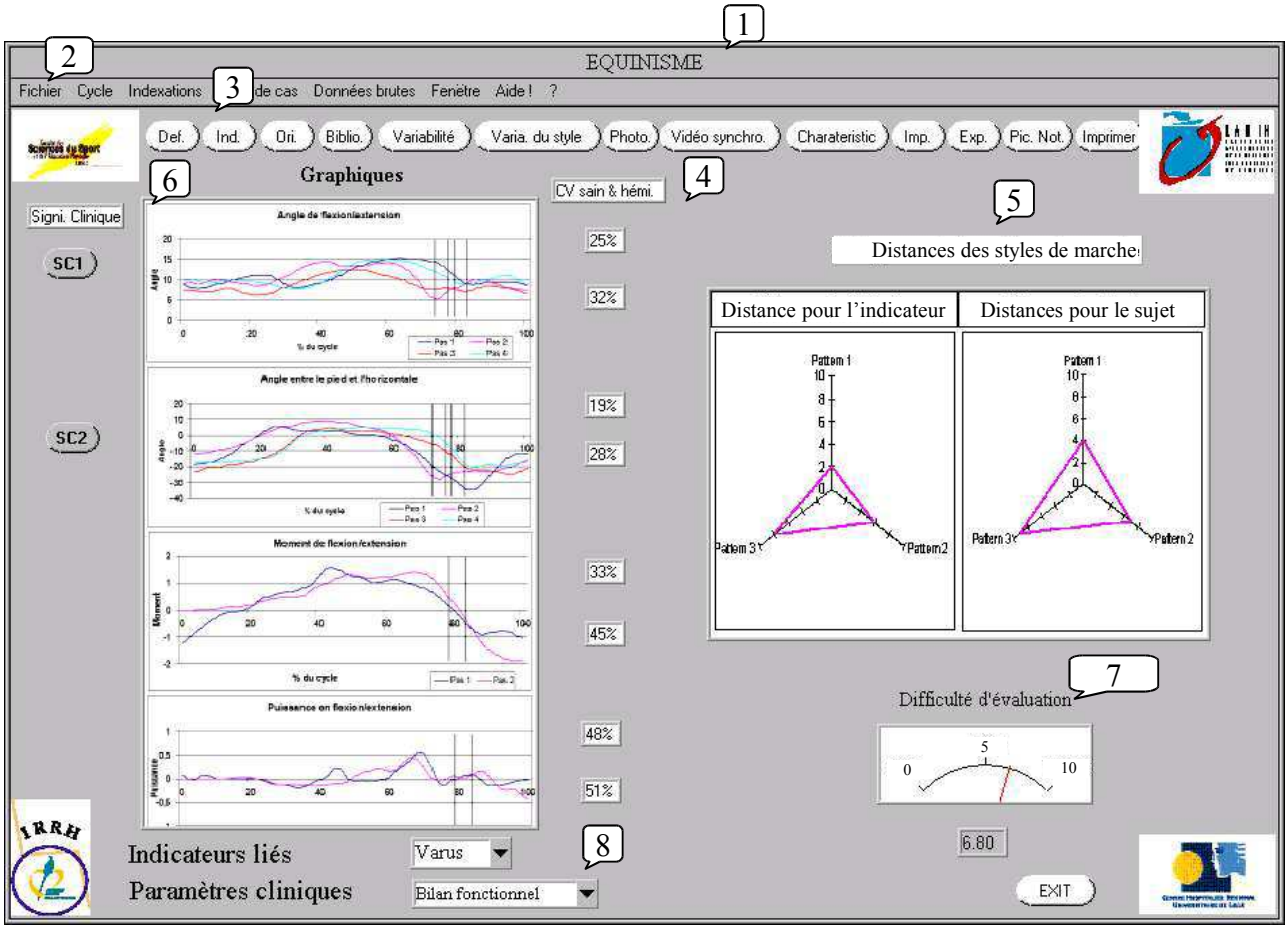


Figure IV.1. : *Exemple de fenêtre graphique d'un indicateur qualifié : l'équinisme. 1) nom de l'indicateur, 2) menu, 3) barre d'outils, 4) coefficients de variations, 5) distances par rapport aux classes de marche, 6) seuil de significativité clinique, 7) difficulté d'évaluation, 8) paramètres et données cliniques associées.*

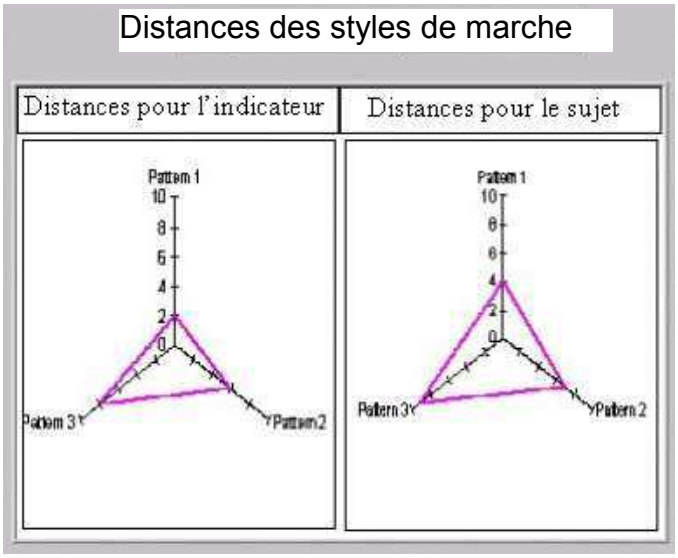


Figure IV.2. : *Informations relatives aux classes de marche.*

Cette information numérique est obtenue à partir des paramètres relatifs à l'indicateur qualifié ou à l'ensemble des paramètres. Elle est donc très "globalisante" et permet de situer rapidement le degré d'atteinte et limite une part de la subjectivité de l'évaluation.

IV.2.2.2. Coefficient de variation et dispersion des mesures

La notion de **coefficient de variation** (CV), très largement utilisée dans la littérature (Winter, 1992), est présentée aux côtés des graphiques, à la fois pour le style de marche correspondant au sujet et pour la population hémiplégique (figure IV.3.). Cette information, elle aussi très globale, permet de situer rapidement les valeurs du sujet étudié par rapport à la variabilité des mesures, à la fois dans une population saine et dans la population pathologique étudiée. Le bouton "variabilité" permet d'avoir à la fois la variabilité (estimée par ± l'écart type) et le CV des courbes étudiées.

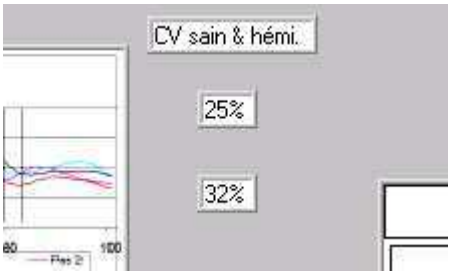


Figure IV.3. : *Informations relatives à la dispersion des mesures.*

De même, dans le menu barre, deux boutons permettent d'ajouter sur les graphiques une zone grisée représentant l'étendue de l'écart type autour de la valeur moyenne : 1) de la population âgée en général, 2) de la classe d'appartenance.

Ces informations permettent d'apprécier les résultats du sujet étudié par rapport à la **dispersion moyenne des mesures**. L'utilité de l'intégration de la dispersion des mesures est renforcée par un des biais de jugement connu : "la fiabilité des mesures". Celui-ci consiste à considérer les mesures comme parfaitement fiables et à ne pas suffisamment les replacer dans leur contexte.

IV.2.2.3. Replacer les informations dans leur contexte

Il est maintenant bien établi que de nombreux troubles de la marche sont étroitement liés. Par exemple, lorsqu'un équin est présent chez un sujet, il est très souvent associé à un varus du pied. Une liste déroulante permet d'accéder aux indicateurs qualifiés connus comme étant **étroitement liés** à l'indicateur présenté et donc de les consulter par une simple sélection. De même, les informations numériques doivent être replacées dans leur **contexte médical** pour faciliter l'interprétation. Les données cliniques issues de différentes grilles d'évaluation (voir IV.4.3.) facilitant l'appréciation de l'indicateur sont regroupées et sont également accessibles par une liste déroulante (figure IV.4.).

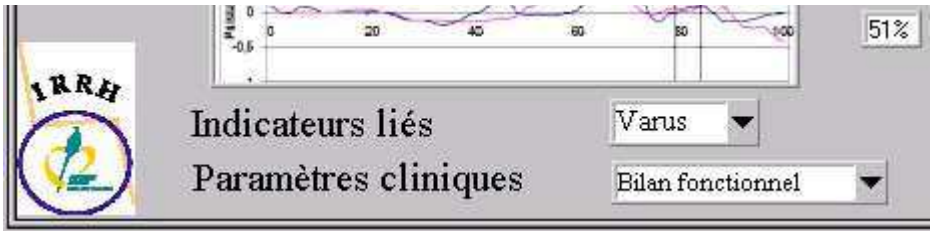


Figure IV.4. : *Replacement des informations dans leur contexte à la fois numérique et médical.*

IV.2.2.4. Difficulté d'évaluation

Lors de l'EFM réalisée par les 15 spécialistes, il est apparu des contradictions et des divergences entre ces derniers. Ceci est bien connu dans le milieu médical (Degoulet & Fieschi, 1998) comme pour pratiquement toute expertise. L'EFM n'échappe pas à ce phénomène (Eastlack et al., 1991 ; Goodkin & Driller, 1973 ; Hughe & Belles, 1994 ; Keenan & Back, 1996 ; Krebs et al., 1985).

L'ensemble des indicateurs recueillis lors de l'extraction de connaissances a été réévalué par les experts et leur niveau de difficulté d'évaluation a été estimé. Sur la base de ces informations et du nombre de contradictions et de divergences, un indice variant de 0 à 10 a été réalisé. Il évalue le niveau de difficulté d'évaluation ou "l'attention nécessaire" pour l'appréciation de l'indicateur qualifié. Cet indice est présenté sous la forme d'un compteur à aiguille (figure IV.5.).

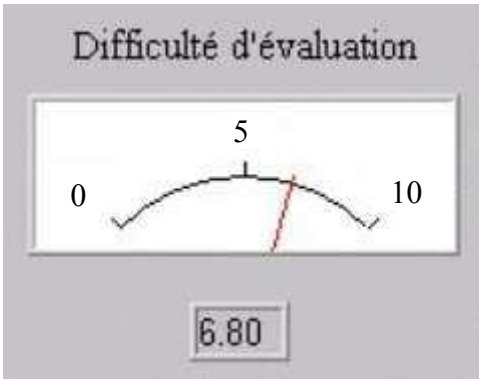


Figure IV.5. : *Niveau de difficulté pour l'appréciation de l'indicateur qualifié.*

IV.2.2.5. Seuil de significativité clinique des paramètres présentés

Le seuil de significativité statistique et de significativité clinique de différences observées pour l'analyse du mouvement sont deux notions bien distinctes. En analyse du mouvement, la

significativité statistique doit prendre en compte l'erreur de mesure et la variabilité des mesures. Ainsi, lors de l'identification de styles de marche, plusieurs passages par sujet ont été retenus et la différence entre les styles de marche a été vérifiée comme étant supérieure à l'erreur et à la variabilité des mesures.

De même, la significativité pratique des résultats n'est pas uniquement liée à la significativité statistique mais aussi clinique des résultats. En effet, une différence significative en terme statistique, même si elle tient compte de l'erreur et de la variabilité des mesures, peut ne pas présenter de différences en ce qui concerne la fonctionnalité, la douleur, la gêne ou encore les risques encourus par le patient. Il est donc important de présenter, au côté des résultats, une estimation de la grandeur du seuil de **significativité clinique**. Ce seuil correspond à la différence minimale entre deux mesures d'un même phénomène qui présente une significativité d'un point de vue purement clinique. Il peut éventuellement être en dessous de la précision du système, auquel cas le système ne serait pas approprié pour la mesure. Ainsi, une différence de 3° au niveau de l'amplitude de la flexion maximale de genou ne peut pas être interprétée comme une différence de 3° au niveau de l'angle du pas ou de l'angle de la cheville lors de l'attaque du talon. Une icône permet d'obtenir une boite de texte indiquant le seuil de significativité clinique des différents instants caractéristiques de la courbe considérée (figure IV.6.). Ce seuil est estimé par les spécialistes du mouvement considéré, lors de l'extraction de connaissances.

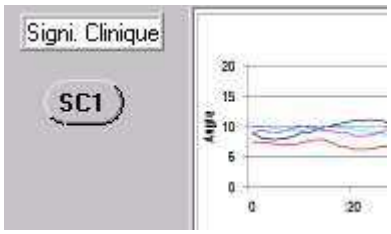


Figure IV.6. : *Icône permettant l'accès aux données relatives aux seuils de significativité clinique de chaque graphique.*

IV.2.2.6. Passerelles vers les connaissances associées

La barre d'outils permet également de mettre à disposition de l'utilisateur de nombreuses connaissances associées à l'indicateur étudié. Dans l'ordre de présentation, il est possible d'obtenir une définition claire et précise de l'indicateur qualifié (bouton "Def") ainsi que de ses significations dans le langage médical des spécialistes du mouvement considéré (figure IV.7.).

Le second bouton (Ind) permet d'obtenir les explications concernant les paramètres présentés tel que leur modalité de calcul, leur précision... (figure IV.8.).

Définition

EQUINISME

Principe :

Etymologie
(Equin du Latin Equus cheval)

Définition
"Gait analysis. An introduction", 2 Ed, Butterworth heinemann, Oxford, pages128-129
WHITTLE M.W., 1996

Il s'agit d'une exagération de la flexion plantaire de la cheville.

Complément d'information
Deux types d'équin : * Réductible (essentiellement en phase d'appui)
* Non réductible (même en phase d'appui l'exagération de la flexion plantaire ne disparaît pas pouvant aller jusqu'à ce que le talon ne touche plus le sol)

En langage courant
Il ressort de l'extraction de connaissances que :
" Equinisme " est davantage utilisé pour définir une position permanente et non réductible de flexion plantaire exagérée
" être en équin " correspond à un équin qui dure dans le temps durant le cycle de marche mais pas pendant sa totalité...
" se mettre en équin " correspond à une position prise à un instant donné précis, le reste du temps la position pouvant être correcte.

Figure IV.7. : *Définition et contexte d'utilisation de l'indicateur qualifié équinisme.*

Dans le cas de l'équinisme, il s'agit de l'angle de flexion/extension de la cheville en fonction du pourcentage du cycle, de l'angle entre le sol et le pied, ainsi que des valeurs de moment et de puissances musculaires calculées au niveau de la cheville (figure IV.9). Si de l'EMG a été réalisé, il peut être intégré en dessous de ces paramètres. Ces informations sont beaucoup plus détaillées que l'éloignement par rapport aux styles de marche. Elles permettent ainsi une appréciation plus fine, pour l'utilisateur qui recherche un phénomène particulier à un instant donné. Les informations relatives à l'indicateur lui permettent de savoir comment ont été obtenues ces informations et d'être aidé dans son interprétation des paramètres.

Indicateur

Calcul de l'indice cinématique

Angle entre le segment jambier et le pieds (figure 1) en trois dimensions.

Le calcul de l'angle est réalisé de la façon suivant :

$$\text{Angle } \widehat{abc} = \text{-inv.cos.} \frac{(-\overline{ac}^2 + \overline{bc}^2 + \overline{ab}^2)}{-2\,\overline{bc} * \overline{ab}}$$

$$\text{Avec } \overline{ab} = \sqrt{(Xa-Xb)^2 + (Ya-Yb)^2 + (Za-Zb)^2}$$

Delplanche Y., 1992
Référence : « Mémo Formule », Ed. Casteilla, Paris, 320p

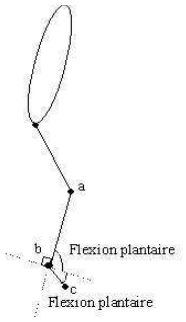


Figure 1. : Schématisation des segments du membre inférieur et explicitation des angles anatomiques.

Figure IV.8. : *Informations relatives aux variables numériques accessibles par une simple sélection du bouton "Ind".*

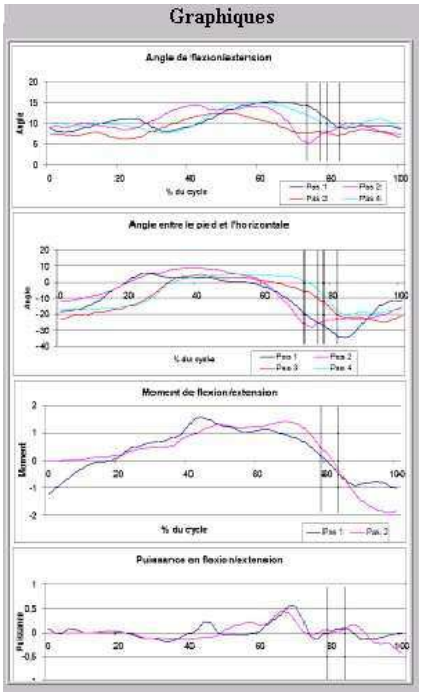
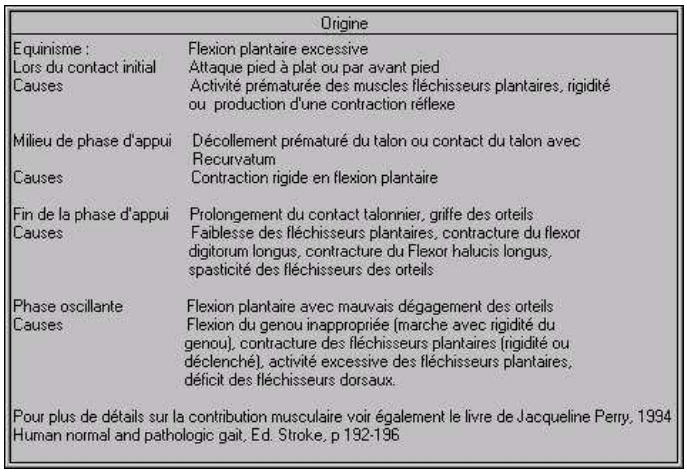


Figure IV.9 : *Variables numériques de l'exemple présenté, relatives à l'équinisme.*

Le bouton suivant de la barre de menu ("Ori") permet d'avoir accès aux informations relatives aux origines connues de cet indicateur qualifié, lorsqu'il s'agit d'un phénomène pathologique (figure IV.10).

De la bibliographie générale et spécifique est également disponible par l'intermédiaire du bouton "Biblio" (figure IV.11). Environ 20 références bibliographiques sont ainsi recensées.

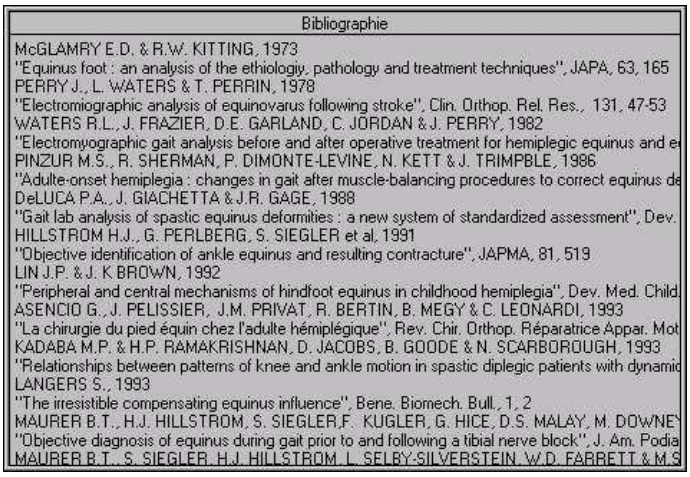


Origine

Equinisme :	Flexion plantaire excessive
Lors du contact initial	Attaque pied à plat ou par avant pied
Causes	Activité prématurée des muscles fléchisseurs plantaires, rigidité ou production d'une contraction réflexe
Milieu de phase d'appui	Décollement prématuré du talon ou contact du talon avec Recurvatum
Causes	Contraction rigide en flexion plantaire
Fin de la phase d'appui	Prolongement du contact talonnier, griffe des orteils
Causes	Faiblesse des fléchisseurs plantaires, contracture du flexor digitorum longus, contracture du Flexor halucis longus, spasticité des fléchisseurs des orteils
Phase oscillante	Flexion plantaire avec mauvais dégagement des orteils
Causes	Flexion du genou inappropriée (marche avec rigidité du genou), contracture des fléchisseurs plantaires (rigidité ou déclenché), activité excessive des fléchisseurs plantaires, déficit des fléchisseurs dorsaux.

Pour plus de détails sur la contribution musculaire voir également le livre de Jacqueline Perry, 1994
Human normal and pathologic gait, Ed. Stroke, p 192-196

Figure IV.10. : *Informations apportées à l'aide du bouton "Ori", relatives aux origines possibles de l'équinisme.*



Bibliographie

McGLAMRY E.D. & R.W. KITTING, 1973
"Equinus foot : an analysis of the ethiologiy, pathology and treatment techniques", JAPA, 63, 165
PERRY J., L. WATERS & T. PERRIN, 1978
"Electromiographic analysis of equinovarus following stroke", Clin. Orthop. Rel. Res., 131, 47-53
WATERS R.L., J. FRAZIER, D.E. GARLAND, C. JORDAN & J. PERRY, 1982
"Electromyographic gait analysis before and after operative treatment for hemiplegic equinus and e
PINZUR M.S., R. SHERMAN, P. DIMONTE-LEVINE, N. KETT & J. TRIMPBLE, 1986
"Adulte-onset hemiplegia : changes in gait after muscle-balancing procedures to correct equinus de
DeLUCA P.A., J. GIACHETTA & J.R. GAGE, 1988
"Gait lab analysis of spastic equinus deformities : a new system of standardized assessment", Dev.
HILLSTROM H.J., G. PERLBERG, S. SIEGLER et al, 1991
"Objective identification of ankle equinus and resulting contracture", JAPMA, 81, 519
LIN J.P. & J. K BROWN, 1992
"Peripheral and central mechanisms of hindfoot equinus in childhood hemiplegia", Dev. Med. Child
ASENCIO G., J. PELISSIER, J.M. PRIVAT, R. BERTIN, B. MEGY & C. LEONARDI, 1993
"La chirurgie du pied équin chez l'adulte hémiplégique", Rev. Chir. Orthop. Réparatrice Appar. Mot
KADABA M.P. & H.P. RAMAKRISHNAN, D. JACOBS, B. GOODE & N. SCARBOROUGH, 1993
"Relationships between patterns of knee and ankle motion in spastic diplegic patients with dynamic
LANGERS S., 1993
"The irresistible compensating equinus influence", Bene. Biomech. Bull., 1, 2
MAURER B.T., H.J. HILLSTROM, S. SIEGLER,F. KUGLER, G. HICE, D.S. MALAY, M. DOWNE
"Objective diagnosis of equinus during gait prior to and following a tibial nerve block", J. Am. Podia
MAURER B.T., S. SIEGLER, H.J. HILLSTROM, L. SELBY-SILVERSTEIN, W.D. FARRETT & M.S

Figure IV.11. : *Bibliographie disponible pour l'indicateur équinisme à l'aide du bouton "Biblio".*

Le bouton "Photo" permet d'obtenir différentes vues relatives à l'indicateur qualifié étudié. En exemple, deux photos de la position du pied au cours du cycle de marche sont présentées pour l'indicateur équinisme (figure IV.12a.). Le bouton "Vidéo. synchro." permet d'obtenir la séquence vidéo correspondant à un des passages. Un filet indique également la correspondance entre l'image présentée et l'instant de la courbe (figure IV.12b).

Le bouton "Elem. Cara." permet d'obtenir les éléments caractéristiques des paramètres numériques présentés permettant l'estimation de l'équinisme (figure IV.13.). Il s'agit d'aider l'utilisateur, en lui signalant, lorsque cela est connu, l'endroit de la courbe le plus à même de quantifier le défaut de marche.

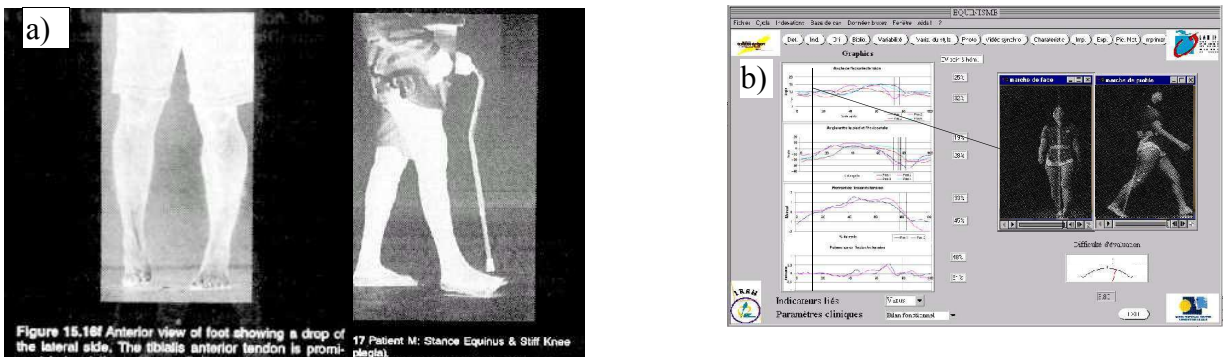


Figure IV.12. : *Exemples de photographies relatives à l'équinisme (a) et présentation synchronisée des courbes et de l'animation vidéographique.*

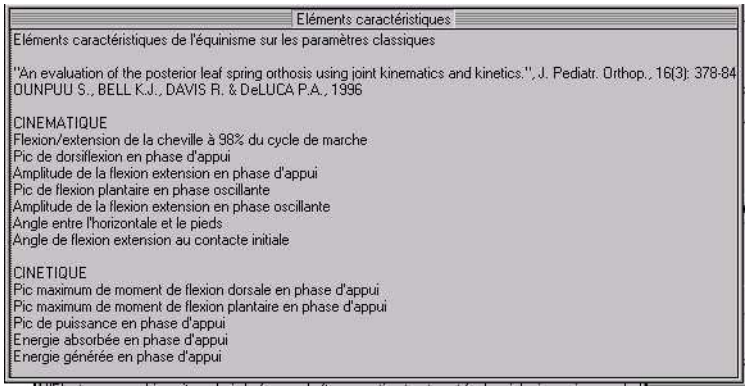


Figure IV.13. : *Informations apportées relatives aux éléments caractéristiques des paramètres fournis permettant l'appréciation de l'équinisme.*

Enfin, les fonctions classiques d'import/export de données, d'impression de la page et de pique-notes (mise de côté des informations pour les réutiliser toutes ensembles : impression, exportation...), sont également disponibles.

IV.2.2.7. Conclusion

Le principe clé de cette interface est de regrouper des informations variées pour les présenter sur la base d'un contenu sémantique significatif pour l'utilisateur : l'indicateur qualifié. Les interfaces de notre connaissance se contentent de présenter des valeurs numériques isolées, non hiérarchisées et donc sans signification directe pour le non-expert. A la différence de celles-ci et sur la base de chaque élément cliniquement significatif, toutes les informations contextuelles sont regroupées pour faciliter l'interprétation des résultats numériques. Ce mode de présentation permet d'atténuer plus particulièrement deux biais de jugement, celui basé sur l'attente des spécialistes et celui basé sur la "justifiabilité" (voir I.2.4.2.).

Les attentes en matière d'informations de type global sont très différentes selon les spécialistes. Cependant, il a été choisi une même présentation de l'indicateur qualifié pour tous afin de permettre les échanges entre spécialistes par la possibilité de discussion sur des bases communes. De même, ceci peut inciter les spécialistes à utiliser les autres niveaux de détails et donc améliorer l'aide à la décision.

La présentation sur une même fenêtre de ces différents niveaux de regroupement de paramètres élémentaires estimés par une variable unique permet à chaque spécialiste, selon ses contraintes, attentes et besoins de trouver rapidement les informations souhaitées. Par contre, à un niveau supérieur, des modalités de fonctionnement différentes sont nécessaires, pour que le cheminement au sein de l'interface puisse être similaire à la démarche propre à chaque profession et ainsi lui en faciliter l'utilisation.

IV.2.3. Intégration de la démarche d'EFM des spécialistes

IV.2.3.1. Classement des indicateurs

Les indicateurs utilisés, tout comme leur importance ou leurs modalités de classements sont très différents d'une spécialité professionnelle à l'autre et dans une moindre mesure d'un spécialiste à l'autre (pour une même spécialité). De plus, l'ordre de présentation des informations est connu comme étant un biais de jugement, les premières consultées pouvant dominer les autres (Degoulet & Fieschi, 1998).

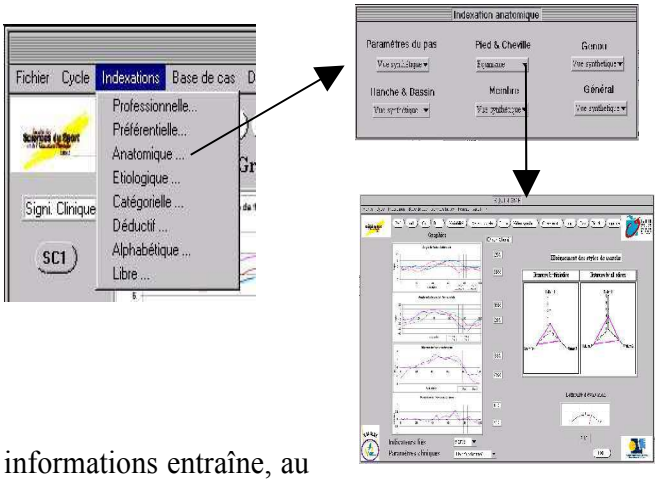


Figure IV.14. : *Exemple de classification.*

L'absence de classement ou de hiérarchisation des informations entraîne, au contraire, une perte de temps et d'efficacité voire de performance. Il est donc indispensable de mettre à la disposition des utilisateurs des modes de classements variés plus particulièrement adaptés à une ou deux spécialité(s) professionnelle(s). Chaque indicateur qualifié est alors "accessible" par différents chemins.

IV.2.3.1.1. Classifications "professionnelles"

Ce mode de classification est basé sur la **fréquence d'utilisation** par chaque profession de chaque indicateur pour l'évaluation des sujets hémiplégiques, lors de l'extraction de connaissances.

L'inconvénient de ce mode de classement est qu'il est dépendant du choix de la population de l'étude initiale. Cette population a été soigneusement choisie pour les niveaux de récupération variés des sujets et un effet éventuel sur ce mode de classement ne peut être totalement exclu. Il permet d'accéder en priorité aux informations les plus couramment utilisées pour une profession donnée. Il peut aussi être utile pour consulter rapidement les pôles d'intérêt des autres professions avec lesquelles les spécialistes sont amenés à collaborer. Enfin, ce mode de classement peut avoir un intérêt pédagogique pour la formation des jeunes spécialistes.

Les résultats de l'extraction de connaissances montrent que cette classification ne correspond pas particulièrement à la démarche d'analyse d'une des trois spécialités professionnelles. Cette classification comprend trois items qui sont les trois professions étudiées lors de l'extraction de connaissances.

IV.2.3.1.2. Classifications "préférentielles"

Ce mode de classification est basé sur **l'importance des indicateurs**, estimés par chaque spécialiste, à partir de tous les indicateurs qualifiés recueillis auprès de l'ensemble des spécialistes.

Le biais éventuel de ce mode de classement est qu'il est issu d'une estimation subjective réalisée par les spécialistes en rapport avec leurs conditions professionnelles d'intervention. Par contre, son principal avantage est de classer les indicateurs qualifiés selon leur importance pour l'EFM du patient hémiplégique, sans être influencé par la population de l'étude initiale. Ce mode de classement des informations a été proposé par plusieurs spécialistes et présente des intérêts proches de la classification professionnelle.

Les résultats de l'extraction de connaissances ne montre pas que cette classification corresponde plus particulièrement à la démarche d'analyse d'une des trois spécialités professionnelles. Elle comprend trois items qui sont les trois spécialités professionnelles étudiées lors de l'extraction de connaissances.

IV.2.3.1.3. Regroupements "anatomiques"

A la différence des deux classifications précédentes qui hiérarchisent les informations de la première à la dernière, il s'agit ici de regroupements basés sur la **localisation anatomique** des indicateurs qualifiés.

Ce regroupement est plus particulièrement adapté pour l'étude localisée des effets d'une intervention chirurgicale, d'une orthèse, ou encore d'un traitement médicamenteux. Il permet, dans le cas de l'évaluation d'un releveur de pied par exemple, d'accéder rapidement aux indicateurs du pied et du genou. Ce mode de regroupement a été proposé par plusieurs spécialistes, une proposition proche a également été réalisée dans la littérature (Pierron et al., 1989).

Ce mode de regroupement correspond davantage à l'EFM des kinésithérapeutes qui ont souvent une démarche d'EFM analytique, réalisée zone anatomique par zone anatomique. Il comprend six items qui sont les indicateurs relatifs : 1) aux paramètres du pas, 2) au pied et à la cheville, 3) au genou, 4) à la hanche et au bassin, 5) à un membre complet, 6) à une information plus générale.

IV.2.3.1.4. Regroupements "étiologiques"

Ce mode de regroupement est basé sur les origines possibles des défauts de marche considérés.L'inconvénient de ce mode de regroupement est la redondance des informations, puisqu'un même défaut de marche peut avoir des origines diverses. Par contre, l'EFM est

fortement guidée par sa finalité (Craik & Oatis, 1985) et lorsqu'un spécialiste souhaite intervenir sur un phénomène particulier (spasticité par exemple), ce mode de regroupement permet d'accéder rapidement aux indicateurs qualifiés correspondants. Un mode de regroupement similaire a déjà été proposé dans la littérature (Daniels & Worthingham, 1979).

Ce mode de regroupement correspond davantage à la démarche d'EFM des médecins et plus particulièrement à celle des neurologues. Il comprend sept items qui sont les indicateurs relatifs à : 1) une douleur ou une gêne, 2) une faiblesse musculaire, 3) une limitation de l'amplitude articulaire, 4) une incoordination ou des troubles de la commande, 5) une déformation du système locomoteur, 6) de la spasticité, 7) une paralysie.

IV.2.3.1.5. Regroupements "catégoriels"

Ce mode de regroupement est basé sur **le type d'indicateur** qualifié dont il s'agit. Ceux-ci sont en quelque sorte regroupés selon leur niveau d'abstraction puis éventuellement leur localisation anatomique.

Ce regroupement permet d'accéder aux informations du détail (localisé, paramètre du pas) aux informations de plus en plus globales (régionales puis générales) et enfin interprétatives comme le font la majeure partie des spécialistes.

Ce regroupement a été élaboré en collaboration avec des médecins rééducateurs et correspond davantage à leur stratégie d'EFM. Ce regroupement comprend cinq items qui sont les indicateurs : 1) relatifs à la qualité de marche (paramètre du pas, phase d'appui, phase oscillante, double appui, trajectoire...), 2) localisés (pied, genou, hanche et bassin...), 3) régionaux (membre inférieur, membre supérieur, tronc), 4) généraux, 5) interprétatifs.

IV.2.3.1.6. Regroupements "déductifs"

Ce mode de regroupement est basé sur **les conséquences** que peut avoir la dégradation de l'indicateur qualifié sur la locomotion du sujet.

L'inconvénient de ce mode de regroupement est la redondance des informations du fait des conséquences variées de certains troubles de la marche. Cependant, il permet d'accéder rapidement aux indicateurs ayant des conséquences similaires sur la locomotion. Par exemple, chez un sujet ayant une vitesse de marche très réduite, les paramètres connus comme étant étroitement liés à la vitesse de marche (Olney et al., 1994) peuvent être consultés rapidement pour mieux cibler un protocole de rééducation ou une intervention chirurgicale par exemple. Ce mode de regroupement a été proposé par un des spécialistes de l'étude initiale d'extraction de connaissances.

Ce mode de regroupement semble davantage correspondre à la démarche des médecins rééducateurs et des cadres kinésithérapeutes. Il comprend X items qui sont relatifs à : 1) une augmentation du coût énergétique de la marche, 2) une diminution de la vitesse de marche, 3) un risque de chute, 4) de la douleur, 5) un risque pour l'intégrité du sujet, 6) une diminution de l'autonomie du sujet.

IV.2.3.1.7. Classification "alphabétique"

Il s'agit simplement d'un classement **alphabétique** des indicateurs qualifiés.

Ce mode de classement permet de trouver rapidement un indicateur déterminé sur la base de son nom. Il est plus particulièrement destiné à un gain de temps lors de la recherche ponctuelle d'un indicateur qualifié.

Ce mode de classement n'est pas plus particulièrement approprié à une spécialité professionnelle. Il comprend un seul item.

IV.2.3.1.8. Classification "utilisateur"

Il s'agit simplement d'un classement **réalisé par l'utilisateur** sur la base de ses propres critères, quels qu'ils soient.

Ce mode de classement permet une parfaite adéquation entre l'accès aux indicateurs de marche et la stratégie d'analyse de l'utilisateur, si cette dernière ne correspond à aucun des modes de classement proposés. Ce mode de classement n'est pas plus particulièrement adapté à une spécialité professionnelle.

Ce classement peut être réalisé à partir d'autant d'items et de sous-groupes que le souhaite son auteur.

IV.2.3.1.9. Conclusion

Six modes de classement ou de regroupement des indicateurs qualifiés ont étés proposés auxquels s'ajoute un classement alphabétique et un classement libre. Pour les différents modes de regroupement d'indicateurs qualifiés, ces derniers sont classés du plus général vers le plus localisé, comme le fait la majeure partie des spécialistes. Deux modes de classement similaires à ceux élaborés ont déjà été proposés dans la littérature et trois ont été proposés par au moins un des spécialistes de l'étude initiale d'extraction de connaissances.

Dans la littérature ou au sein des logiciels actuels, c'est parfois un mode de classement des informations qui est proposé, jamais plusieurs. Pourtant, cette variété s'impose par la spécificité des démarches d'EFM propres à chaque profession ainsi que par le risque de biais de jugement consécutifs à l'ordre de présentation des informations. Cette diversité présente également de nombreux avantages qui sont : 1) un gain de temps évident, 2) l'accès à des informations qui ne sont pas forcément habituellement utilisées (le nombre moyen d'indicateurs utilisés par EFM n'est que de 20), 3) un possible rôle pédagogique pour la formation des jeunes cliniciens. Le tableau IV.3. présente une synthèse de différentes modalités de classement et de regroupement des indicateurs qualifiés.

	Principe	**Items**	**Sous-groupe**	**Proposé ?**
Professionnel	Fréquence d'utilisation par les spécialistes	Rééducateurs, Neurologues, Kinésithérapeutes.	----	
Préférentiel	Estimation de leur importance pour l'EFM du sujet hémiplégique	Rééducateurs, Neurologues, Kinésithérapeutes.	----	Spécialistes
Anatomique	Localisation anatomique	Paramètres du pas, Pied & cheville, Genou, Hanche & bassin, Membre, Général.		Spécialistes Littérature
Etiologique	Origine possible du défaut de marche	Douleur ou gêne, Faiblesse musculaire, Limitation articulaire, Incoordination, troubles commande Déformation système locomoteur, Spasticité, Paralysie.	----	Littérature
Catégoriel	Niveau d'abstraction	Qualité de marche, Localisés, Régionaux, Généraux, Interprétatifs.	Anatomique	
Déductif	Conséquence sur la locomotion	Coût énergétique, Vitesse de marche, Risque de chute, Douleur, Intégrité du sujet, Autonomie du sujet.	----	Spécialistes
Alphabétique	Ordre alphabétique	Une seule liste	----	
Utilisateur	Libre	Libre	Libre	

Tableau IV.3. : *Synthèses des différents classements et regroupements d'indicateurs.*

IV.2.3.2. Différents niveaux de regroupement de paramètres sous une même variable

Dans le cadre de l'analyse de la marche, de nombreux indicateurs qualifiés ont été identifiés à l'aide de l'extraction de connaissances (annexe III.2.). Parmi ces derniers, la majeure partie des indicateurs qualifiés est appréciable à partir de plusieurs paramètres de bases (angles, moments, puissance, durée ou encore vitesse). Cependant, d'autres niveaux de présentation sont à mettre à la disposition de l'utilisateur afin de permettre à chaque professionnel de retrouver les informations dont il a besoin. Il est possible de distinguer d'une part, les **paramètres de bases** considérés isolément et d'autre part, des **regroupements d'indicateurs** réalisés par l'utilisateur.

Dans la partie II.4.2. du chapitre II, quatre niveaux de regroupement des paramètres de base ont été proposés. Leur correspondance dans l'interface est présentée dans le tableau IV.4.

Proposition methodologique du Chapitre II	**Application à l'analyse de la marche**	**Exemple pour la marche du sujet hémiplégique**
indices locaux :	paramètre de base,	angle, moment, vitesse, puissance ou encore durée.
indices d'indicateur :	indicateur qualifié,	équinisme, varus, recurvatum, fauchage.
indices semi-globaux :	regroupement d'indicateurs qualifiés réalisés par l'utilisateur,	Relatif au membre supérieur.
indices globaux :	distance qui sépare le sujet étudié de chacune des classes de marche.	Tous les indicateurs qualifiés.

Tableau IV.4. : *Les différents niveaux de regroupement des paramètres de base.*

Pour les indices locaux ou paramètres de base, le même mode de présentation que pour l'indicateur qualifié a été retenu alors que pour les indicateurs semi-globaux et globaux, il ne peut y avoir d'informations contextuelles et cliniques prédéfinies.

Après avoir décrit l'unité de base du logiciel qu'est l'indicateur qualifié ainsi que son contenu, puis l'intégration de la démarche des spécialistes dans les modalités de présentation et d'accès aux informations, la partie suivante va s'attacher à décrire les modalités générales de fonctionnement de l'interface graphique.

IV.3. MODALITES DE FONCTIONNEMENT DE L'INTERFACE GRAPHIQUE

IV.3.1. Introduction

Il existe un certain nombre de conventions implicites respectées par les éditeurs de logiciels afin de simplifier l'apprentissage et l'utilisation d'un nouveau logiciel. Par exemple, on retrouve presque toujours les mêmes fonctionnalités aux mêmes endroits : le menu barre comprend : "Fichier "Edition" (...)"Fenêtre" "?". Ceci est également réalisé dans le but de permettre une utilisation intuitive. Ces critères ont été respectés pour l'élaboration des modalités générales de fonctionnement de l'interface graphique. En ce qui concerne la gestion des utilisateurs et des patients, les modalités de fonctionnement sont inspirées d'un système d'exploitation multi-utilisateurs.

L'architecture logicielle est schématisée à la figure IV.15. et la navigation au sein de l'interface à la figure IV.16.

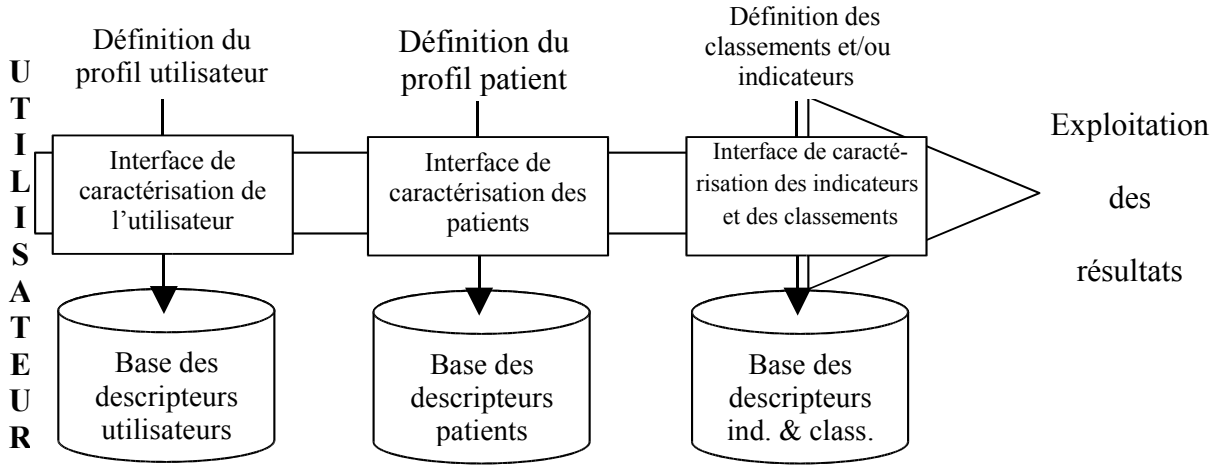


Figure IV.15. : *Architecture logicielle de base de l'interface graphique. Class. = classement ; ind. = indicateur*

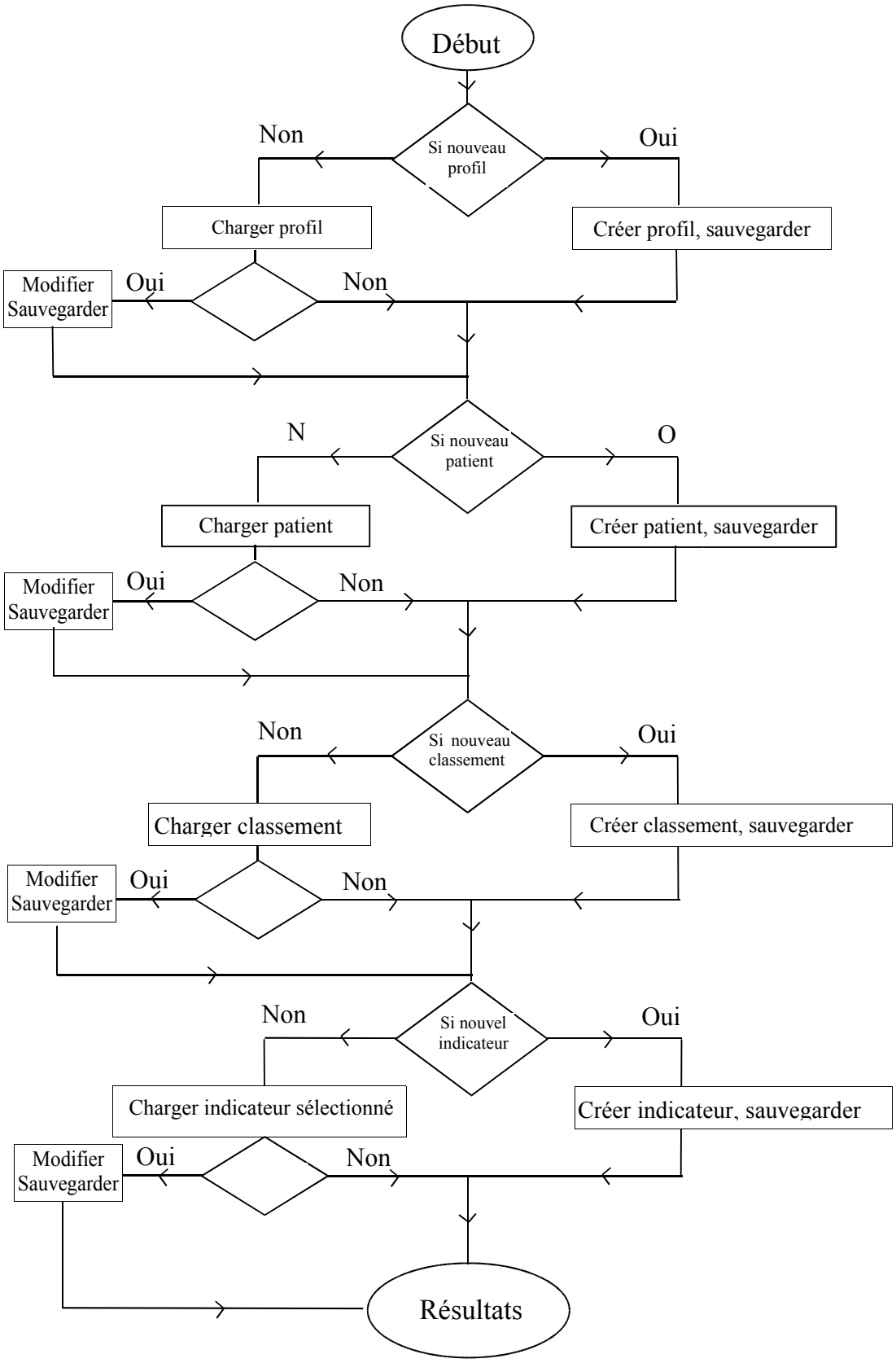


Figure IV.16. : *Navigation au sein de l'interface.*

IV.3.2. Gestion des utilisateurs

La diversité des intervenants médicaux et paramédicaux impliqués dans le suivi des patients hémiplégiques ainsi que le secret médical font émerger l'importance de la notion de "profil utilisateur". Ce premier niveau de l'interface doit permettre à chaque utilisateur de s'identifier, d'être ou non le clinicien référent des patients saisis, de protéger par un mot de passe tout ou partie de ses informations et de définir un profil préférentiel pour la sélection et le classement d'indicateurs. Une fois le profil défini, une recherche par nom d'utilisateur et/ou par mot de passe permet le "récupérer" (figure IV.17.).

Figure IV.17. : *Exemple de boites de dialogues pour la gestion du profil utilisateur.*

IV.3.3. Gestion des données d'un sujet

Une grande variété d'informations relatives au sujet est nécessaire pour une évaluation précise, objective et contextuelle. Ce deuxième niveau de l'interface permet de saisir l'identité du patient, le diagnostic et les données cliniques recueillies. De nombreuses informations cliniques sont potentiellement utilisables pour replacer les informations numériques de l'analyse du mouvement dans leur contexte. Des choix sont donc nécessaires (tableau IV.5.) ; ils ont été réalisés à partir d'une étude bibliographique (Watelain, 1997). Cependant, aucune référence n'a été trouvée concernant une évaluation du ressenti de la marche par le sujet, la perception de ses potentialités motrices et de ce qui peut limiter sa locomotion. Une grille d'évaluation a donc été réalisée pour recueillir ces éléments (voir annexe IV.1.).

Principaux tests potentiellement utilisables ainsi que leurs caractéristiques essentielles.

Tests	Temps (min)	Population	Validation chez l'hémi	Reconn. prof.	Eval. ana. du mbr <	Eval. Cap. de marche	Eval. Ind. Fct. géné	Eval. Auto.	Eval. de la douleur	Eval. de la sensibilité	Eval. Equi.	Eval. géné. du patient
M.I.F. (Mesure d'indépendance fonctionnelle)	5	?	oui	5	0	1	5	2	0	0	0	3
	5	?	oui	5	0	1	5	2	0	0	0	3
	30 à 40	hémi	oui	4	5	2	1	0	4	4	4	1
Test du S.I.A.S.(Stroke Impairment Assessment Set)	5	hémi	oui	1	1	0	2	2	0	1	2	5
L'indice de Lequesne	5	arthritiqu	?	5	3	2	3	0	5	0	0	0
Le score d' ORGOGOZO	5	hémi	oui	2	1	0	2	0	0	1	0	0
Le temps au 10 ou 30 m	5	hémi	oui	5	0	4	2	0	0	0	2	1
Le périmètre de marche (sans arrêt)	5 à 10	?	?	5	0	5	2	0	0	0	0	2
Le "get up and go"	5	?	?	3	0	4	2	0	0	0	4	1
Le bilan d'entré complet	30 à 40			5	5	3	5	3	4	4	4	5
Test des 6 min	6	?	?	2		5	2	3	0	0	1	4

<u>Tests à intégrer dans l'interface graphique (la sélection s'est faite en concertation avec différents spécialistes).</u>

Tests	Temps (min)	Population	Validation chez l'hémi	Reconn. prof.	Eval. ana. du mbr <	Eval. Cap. de marche	Eval. Ind. Fct. géné	Eval. Auto.	Eval. de la douleur	Eval. de la sensibilité	Eval. Equi.	Eval. géné. du patient
Test de Barthel	5	?	oui	5	0	1	5	2	0	0	0	3
Bilan de Fugl-Meyer	30 à 40	hémi	oui	4	5	2	1	0	4	4	4	1
Test du S.I.A.S.(Stroke Impairment Assessment Set)	5	hémi	oui	1	1	0	2	2	0	1	2	5
Le score d' ORGOGOZO	5	hémi	oui	2	1	0	2	0	0	1	0	0
Le temps au 10 m	5	hémi	oui	5	0	4	2	0	0	0	2	1
Le bilan d'entrée complet	30 à 40	-	-	5	5	3	5	3	4	4	4	5

<u>Tableau IV.5. :</u> *Principaux bilans sensori-moteur et leurs caractéristiques, relevés dans la littérature ainsi que ceux intégrés dans l'interface graphique. Ceci a été réalisé à l'issue du rapport interne : "Evaluation fonctionnelle du patient hémiplégique et plus particulièrement de la marche" (1997) en collaboration avec des médecins rééducateurs. hémi : hémiplégique; reconn : reconnaissance; prof : professionnelle; éval : évaluation; ana : analytique; mbr : membre; < : inférieur; cap : capacité; ind : individuelle; fct : fonctionnelle; géné : générale; auto : autonomie; équi : équilibre [Cotation de 0 (n'évalue pas); à 5 (évaluation précise)]*

Il est également nécessaire de récupérer les coordonnées en trois dimensions des marqueurs, les événements du cycle ainsi que les paramètres cinématiques et cinétiques bruts dont les modalités de calculs sont maintenant bien établies et ne constituaient pas l'objet de ce travail (voir par ex. : Barbier, 1994; Vaughan et al. 1992 ; Winter, 1990). L'accès à l'ensemble de ces données est attribuable à un ou plusieurs utilisateurs. Une fois saisie, une recherche est possible à partir de l'identité ou de certains éléments clés caractérisant le sujet. La grande quantité d'informations pouvant être attribuée à chaque patient implique que l'interface puisse être utilisée avec des données manquantes. Différentes sessions de mesures pour un même patient peuvent être réalisées afin de pouvoir comparer l'effet du facteur temps, d'un protocole de rééducation ou encore d'un traitement médicamenteux. De même, l'ensemble des informations peut être modifié a posteriori.

IV.3.4. Gestion des indicateurs

La variété d'indicateurs potentiellement nécessaires ou pouvant contribuer à l'EFM est très importante. De nouveau indicateurs plus généraux ou plus détaillés que les indicateurs qualifiés de départ peuvent être élaborés par l'utilisateur. Leur accès peut ne pas être sécurisé ou au contraire réservé uniquement a son auteur. De même, ces indicateurs supplémentaires sont modifiables à tout moment.

Les indicateurs initiaux sont accessibles par différentes classifications (figure IV.18.). L'ensemble des indicateurs peut faire l'objet d'une classification propre à l'utilisateur. De même, les indicateurs crées peuvent s'intégrer dans les classification existantes.

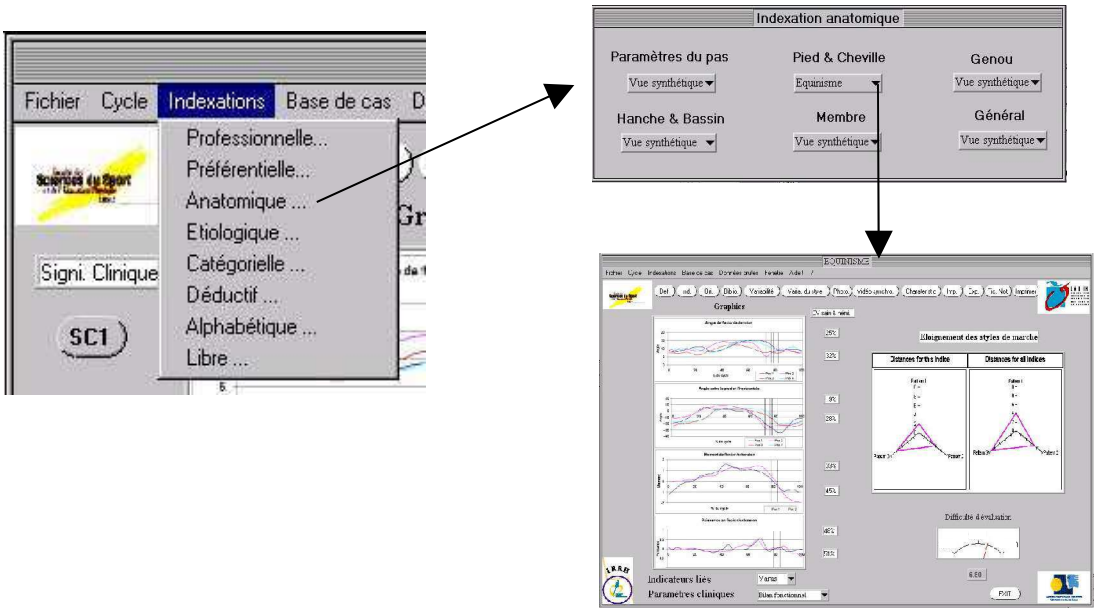


Figure IV.18. : *Cheminement lors de l'utilisation d'un mode de regroupement prédéfini des indicateurs.*

IV.3.5. Conclusion

Un même mode de présentation des informations pour chaque indicateur qualifié a été choisi. Cependant, différents niveaux de globalité des informations permettent à chaque spécialiste de trouver les informations qui lui correspondent le mieux. Le pool d'indicateurs qualifiés initiaux peut être complété par des indicateurs plus généraux ou au contraire plus précis que les indicateurs qualifiés initiaux. De nombreux modes d'indexation sont disponibles. L'ensemble de l'interface graphique fonctionne grâce à trois niveaux de gestion, souple d'utilisation.

La conception de l'interface permet de l'enrichir de nouveaux indicateurs à tout moment sous réserve qu'ils soient quantifiés à partir des données brutes du protocole de mesures. Cependant, le protocole de mesures actuellement utilisé ne permet pas de quantifier tous les indicateurs qualifiés. Après avoir recensé les indicateurs quantifiables, des propositions de modifications de ce protocole seront réalisées afin de permettre la quantification d'un plus grand nombre d'indicateurs qualifiés.

IV.4. INDICATEURS ACTUELLEMENT QUANTIFIABLES ET PROPOSITIONS DE MODIFICATIONS DU PROTOCOLE DE MESURES

IV.4.1. Introduction

L'extraction de connaissances a permis un transfert d'expertise des spécialistes vers les auteurs du projet. Celle-ci a mis en évidence des stratégies d'analyse de la marche propre à chaque spécialité professionnelle. Au total c'est près de 83 indicateurs qualifiés identifiés. Un protocole d'analyse de la marche (celui du Vicon Clinical Manager, Oxford Metrics Inc) est actuellement utilisé par les différentes équipes fédérées autour du système d'analyse du mouvement du CHRU de Lille. Cependant, ce protocole ne permet pas de mesurer l'ensemble des indicateurs qualifiés et une proposition d'amélioration de ce dernier est donc l'objet de ce paragraphe.

IV.4.2. Indicateurs quantifiables à partir du protocole actuel

Le protocole actuel utilise 13 marqueurs et deux plates-formes de forces et la possibilité d'enregistrer 12 signaux EMG et six contacteurs. Six marqueurs sont posés de chaque côté (à droite et à gauche du corps) sur : 1) le second métatarsien, 2) la malléole externe, 3) proche de l'épicondyle externe du fémur, 4) à mi-distance entre les deux derniers marqueurs, 5) à mi-distance entre le marqueur de genou et le grand trochanter, 6) sur l'épine iliaque antéro-supérieure et un marqueur est également posé sur la première apophyse épineuse sacrée (figure IV.19.).

Le mode de regroupement "catégoriel" des indicateurs qualifiés à été utilisé, tant pour le retour vers les experts, que pour la présentation des résultats ; il sera également utilisé dans cette partie. Les indicateurs qualifiés quantifiables avec le protocole de mesure actuel sont présentés dans les tableaux IV.6. à IV.10.

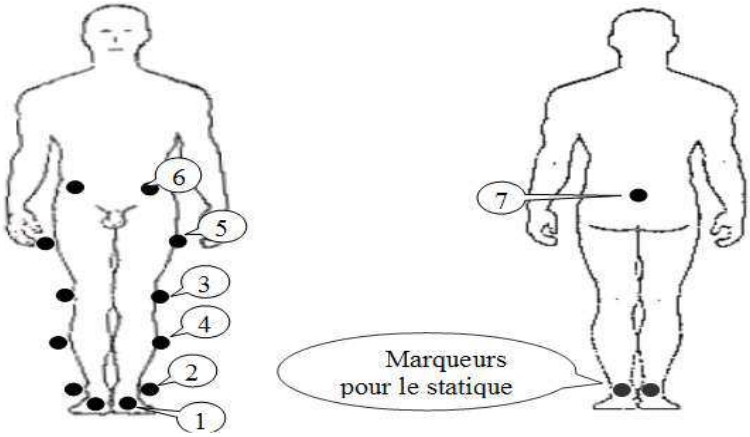


Figure IV.19. : *Vue de face et de dos d'un sujet sur lequel sont positionnés les 13 marqueurs du protocole de mesure actuel (Les marqueurs des talons ne sont utilisés que pour l'enregistrement en position statique préalable à la marche, les marqueurs visibles de face ne pas replacés sur la vue de dos).*

Sous groupes	Indicateurs qualifiés
Pied	Qualité de la flexion/extension, fixité de la cheville, pied tombant
	Equinisme
	Stabilité de la cheville
	Attaque du sol et déroulement du pas
Genou	Qualité de la flexion/extension, manque de mobilité, raideur...
	Verrouillage du genou
	Recurvatum/flessum
	Stabilité du genou
	Valgus/Varus
Hanche/Bassin	Bascule du bassin
	Qualité de la flexion/extension, manque de mobilité, raideur...
	Stabilité du bassin et/ou de la hanche
	Rotation du bassin et de la hanche
	Surélévation du bassin pour passer le pas

Tableau IV.6. : *Indicateurs qualifiés localisés quantifiables par le protocole actuel (14 sur 21).*

Sous groupes	Indicateurs qualifiés
Membre Inférieur	Fauchage
	Steppage
	Rotation externe globale
	Stabilité
	Qualité de la flexion et/ou d'extension du membre inférieur
	Rigidité OU hyper-extension du membre inférieur

Tableau IV.7. : Indicateurs qualifiés régionaux quantifiables par le protocole actuel (6 sur 12).

Sous groupes	Indicateurs qualifiés
Général	Claudication ou boiterie
	Equilibre
	Vitesse de marche
	Instabilité : appuis, cheville, genou, hanche, bassin, membre inférieur
	Contrôle : appuis, cheville, genou, hanche, bassin, membre inférieur, distal, proximal
	Mobilité passive
	Avec la fatigue ou les passages : augmentation du steppage ou fauchage ou de la spasticité...

Tableau IV.8. : *Indicateurs qualifiés généraux quantifiables par le protocole actuel (7 sur 19).*

Sous groupes	Indicateurs qualifiés
Pas	Rythme du pas, durée du pas
	Angle du pas, largeur du pas
	Longueur, symétrie/dissymétrie, prédominance du pas ant. ou post., petit pas...
Appuis	Dominance unilatérale des appuis
	Qualité des propulsions
	Qualité générale de l'appui
Phase Oscillante	Hauteur du pied, décollement du pied, le pied traîne par terre, frotte sur le sol...
	La jambe est lancée en avant ou traîné
	Laisse tomber sa jambe, membre pilon marche talonnante, ne contrôle pas la fin de la phase oscillante
	Harmonie, durée de la phase...
Double Appui	Double appui
Transfert du poids	Qualité du transfert du poids
Trajectoire	Trajectoire du pied, du genou, du bassin, oscillation de la jambe

Tableau IV.9. : *Indicateurs qualifiés relatifs à la qualité de marche, quantifiables par le protocole actuel (14 sur 15).*

Sous groupes	Indicateurs qualifiés
Interprétatif	Efficience d'un muscle en particulier
	Déficit de force musculaire
	Avec les passages certains paramètres s'améliorent
	Note dystonique
	Spasticité
	Hyper et/ou hypotonie

Tableau IV.10. : *Indicateurs qualifiés interprétatifs quantifiables par le protocole actuel (6 sur 16).*

Le protocole actuel permet de quantifier :

14 indicateurs qualifiés localisés sur 21, soit environ 66%,
6 indicateurs qualifiés régionaux sur 12, soit 50 %,
7 indicateurs qualifiés généraux sur 19, soit environ 37%,
14 indicateurs qualifiés relatif à la qualité de marche sur 15, soit environ 87%,
7 indicateurs qualifiés interprétatifs sur 16, soit environ 37%,

ce qui représente au total 46 indicateurs sur 83 soit environ 55%.

C'est ainsi à peine plus de la moitié des indicateurs qualifiés quantifiables par le protocole actuel. Celui-ci est plus particulièrement performant pour l'appréciation de la qualité de marche avec 87% des indicateurs qualifiés et le moins performant pour les indicateurs généraux et interprétatifs. Ceci s'explique facilement par le fait que des marqueurs ne sont positionnés que sur la partie inférieure du corps. Il apparaît donc primordial d'utiliser un protocole de mesure couvrant le corps entier pour une évaluation pertinente de la marche du sujet hémiplégique.

IV.4.3. Propositions d'un protocole "corps entier"

L'analyse des déplacements d'un point en translation peut se faire à partir des coordonnées tridimensionnelles de ce dernier. Par contre, l'analyse des déplacements d'un solide nécessite au minimum trois marqueurs afin de mesurer à la fois des translations éventuelles mais aussi ses rotations. Chaque segment dont on souhaite connaître les déplacements doit donc être identifié à partir des coordonnées tridimensionnelles de trois marqueurs physiquement présents ou déduit à partir de la position d'autres marqueurs.

Le regroupement d'indicateurs qualifiés localisés comprend des éléments actuellement non mesurables relatifs à l'épaule, la main et la tête. Des marqueurs positionnés sur : 8) la 7e vertèbre cervicale, 9) sur les deux acromions, 10) les tempes, 11) au milieu du front, 12) sur la face externe de la 2e et de la 5e articulation carpo-métacarpienne, 13) au milieu de la face supérieure de l'articulation du poignet et 14) sur l'épicondyle latéral de l'humérus permettraient de mesurer ces indicateurs. Le varus du pied n'est pas non plus mesurable actuellement. Sutherland (1984) utilise un double marqueur à l'aide d'une tige positionnée verticalement sur le pied. La mettre en position verticale lorsque le pied est en position neutre permettrait de mesurer les mouvements de valgus/varus du pied (15). (figure IV.20.)

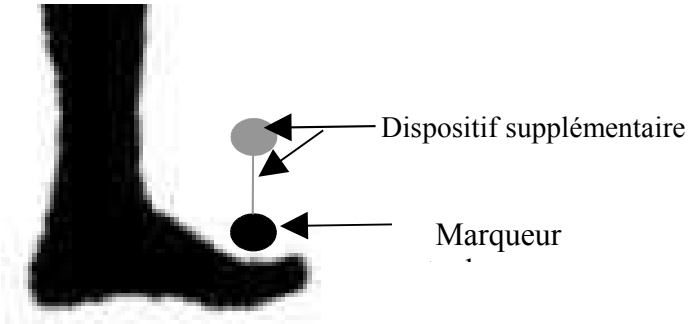


Figure IV.20. : *Proposition de marqueurs pour la mesure du valgus/varus du pied.*

En tenant compte des propositions précédentes, le regroupement d'indicateurs "régionaux" comprend des éléments relatifs au tronc qui ne peuvent pas être mesurés. Des marqueurs positionnés sur l'appendice xiphoïde (16) et la 12e vertèbre dorsale (17) permettraient de les quantifier.

En tenant compte des propositions précédentes, les regroupements "généraux" et relatifs à la "qualité de marche" comprennent des éléments tels que " le ½ tour, se lever de sa chaise... " et l'évaluation de l'utilisation de l'appareillage qui ne peuvent pas être mesurés. Cependant, ceci sort du cadre de ce travail mais sera abordé dans les perspectives dans le chapitre suivant.

En tenant compte des propositions précédentes, le regroupement d'indicateurs qualifiés "interprétatif" comprend des éléments qui sont difficilement estimables sans information clinique sur le patient. Par contre, le rapprochement des informations des bilans sélectionnés et de l'analyse du mouvement, comme cela est le cas dans l'interface graphique, permet de mieux appréhender l'estimation de ces indicateurs.

L'ensemble des propositions d'un protocole " corps entier " nécessaires à l'évaluation du plus grand nombre d'indicateurs qualifiés sont regroupées à la figure IV.21.

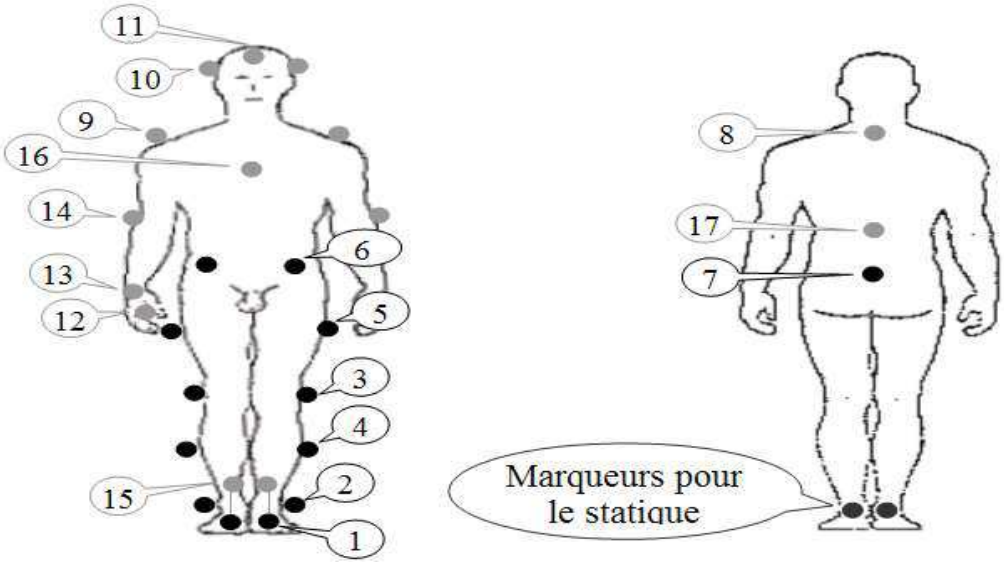


Figure IV.21. : *Propositions d'un protocole de pose de marqueurs " corps entier " permettant l'évaluation du plus grand nombre d'indicateurs qualifiés. Les ronds noirs représentent les marqueurs du protocole actuel et les ronds plus clairs ceux ajoutés. (Les marqueurs des talons ne sont utilisés que pour l'enregistrement en position statique préalable à la marche. Les marqueurs visibles de face ne pas replacés sur la vue de dos)*

En ce qui concerne l'EMG et les contacteurs, il paraît difficile de proposer un seul protocole. En effet, le système autorise 12 signaux soit 6 de chaque côté. Augmenter le nombre de voies analogiques n'est pas forcément une solution car cela augmente la complexité du protocole et donc sa mise en place, le coût de fonctionnement et la gêne voire les risques pour le sujet examiné. Il semble donc nécessaire de les placer judicieusement après une première appréciation visuelle de la marche du patient, lors de la période de familiarisation par exemple et selon les orientations faites par le médecin traitant. Ainsi, tel ou tel groupe musculaire susceptible d'être responsable de défauts importants pourra être étudié plus en détail. Les contacteurs sont à placer selon le type d'attaque du sol réalisé par le sujet hémiplégique.

IV.4.4. Conclusion

Le protocole actuel, ciblé sur le membre inférieur, permet de mesurer à peine plus de la moitié des indicateurs qualifiés identifiés lors de l'extraction de connaissances. Ce protocole comprenait 13 marqueurs, de l'EMG et l'utilisation éventuelle de contacteurs. Une proposition de protocole de mesures "corps entier" à 30 marqueurs a été réalisée afin de mesurer le plus grand nombre d'indicateurs qualifiés. Seuls les indicateurs relatifs à : 1) l'utilisation des aides techniques à la marche, 2) ce qui entoure la marche (levé de chaise, demi-tour...), 3) quelques indicateurs interprétatifs spécifiques relatifs aux origines neurophysiologiques de l'atteinte, ne peuvent pas être quantifiés. Ceci sort du cadre initial de ce travail consacré à l'analyse de la marche spontanée du patient hémiplégique sans aides techniques. Cependant, des propositions concrètes permettant également l'évaluation de ces indicateurs qualifiés seront faites dans le chapitre suivant.

IV.5. CONCLUSION

Ce chapitre commence par préciser le cadre d'utilisation d'une interface graphique d'aide à l'EFM du sujet hémiplégique comparé à l'évaluation clinique. Cette réflexion amène à la conclusion que l'EFM avec système optoélectronique doit être un examen complémentaire. Plus généralement, il ressort de ce travail l'intérêt, en ce qui concerne les interfaces graphiques, d'articuler les modalités de fonctionnement autour de la notion d'indicateurs qualifiés. Celle-ci correspond bien au type d'informations manipulées par les spécialistes lors du processus de raisonnement.

Cependant, l'analyse tridimensionnelle de la marche pour une aide à l'EFM est relativement nouvelle et ne s'est pas encore généralisée. De plus, l'utilisation des paramètres de l'analyse du mouvement nécessite une compétence particulière ; un souci pédagogique a donc fortement guidé la conception de cette interface. En effet, parmi les spécialistes interrogés aucun n'a eu de sensibilisation ou de formation à l'analyse du mouvement lors de sa formation initiale. De nombreuses connaissances cliniques et biomécaniques sont donc à intégrer, afin de replacer les informations dans leur contexte et surtout de faciliter l'interprétation de l'ensemble.

L'indicateur qualifié regroupe ainsi sous un label sémantiquement significatif pour l'utilisateur, des informations variées permettant une pleine exploitation et une interprétation des résultats numériques de l'analyse tridimensionnelle du mouvement. Ces indicateurs qualifiés sont hiérarchisés par de multiples modes de regroupements et de classements permettant d'optimiser leur utilisation. Enfin, le protocole de mesure actuellement utilisé ayant montré ses limites, un protocole "corps entier" permettant de mesurer un plus grand nombre d'indicateurs relatifs au sujet à été proposé. Après un bilan complet de l'ensemble du travail réalisé, le chapitre suivant aura pour objet de présenter les perspectives de ce travail et plus particulièrement celles relatives aux limites mises en évidence ci-dessus.

Cinquième Chapitre :

Bilans et perspectives

Chapitre V. : Bilans et perspectives

L'objet de ce chapitre est double. Il fait le **bilan** de l'ensemble des recherches entreprises dans le cadre de ce travail de thèse et précise comment elles peuvent s'intégrer à l'EFM généralement menée. Ce chapitre s'attache également à mettre en avant les travaux actuellement en cours et les perspectives à plus long terme qu'y s'en dégagent.

V.1. BILANS

V.1.1. Bilan des propositions méthodologiques et de leurs applications

Le **premier chapitre** a fait ressortir les principales difficultés liées aux hommes et aux outils de mesure pour une aide effective de l'analyse tridimensionnelle du mouvement au processus de prise de décision.

Pour ce qui est des facteurs humains, les conclusions importantes que l'on peut mettre en avant sont la nécessité a) d'une approche multifactorielle et donc multidisciplinaire du mouvement et b) d'une identification précise des contraintes, attentes et besoins des interlocuteurs du mouvement. Cette connaissance passe par une recherche bibliographique, une extraction de connaissances, et plus généralement par une étroite coopération entre les différents interlocuteurs de l'analyse du mouvement tout au long du projet. Elle nécessite des compétences multidisciplinaires.

En parallèle à ces facteurs humains, de nombreux choix matériels doivent être faits, conséquences des variables à acquérir. Ces choix nécessitent une parfaite connaissance des possibilités et des contraintes des outils de mesure utilisés. En effet, à chaque étape de calcul, de l'identification de signaux par chacune des caméras jusqu'à la présentation de résultats sémantiquement significatifs pour l'utilisateur, l'erreur de mesure s'amplifie (figure I.7.). Cette erreur est conditionnée par de nombreux paramètres qu'il importe de connaître, tels que le positionnement des caméras (Salo, 1999), la distance entre les marqueurs (Richards, 1998) ou encore la précision des modèles anthropomorphes utilisés (Pearsall & Costigan, 1999). Il est donc nécessaire d'identifier l'imprécision de l'outil pour chaque variable présentée et la mettre à disposition de l'utilisateur, parallèlement à la dispersion des mesures, pour une évaluation objective. Prendre en compte l'ensemble de ces éléments humains et matériels est long et fastidieux et nécessite la maîtrise de divers techniques et connaissances dans des domaines variés et un travail en équipe pluridisciplinaire. A notre connaissance, peu d'interfaces graphiques intègrent ces éléments ; il est ainsi plus facile de comprendre la sous utilisation des systèmes d'analyse tridimensionnelle du mouvement dans le processus de prise de décision.

Les contraintes financières et temporelles liées à l'élaboration d'une interface graphique imposent la commercialisation rapide d'un produit s'adressant à un public très varié. Il en résulte des interfaces généralistes qui par définition sont inadaptées aux besoins spécifiques des différents types d'utilisateurs des résultats. Il s'agit davantage de démonstration des capacités de développement des ingénieurs de l'entreprise qui cherche à inclure les dernières innovations techniques dans ses produits, que d'une prise en compte des besoins informationnels des utilisateurs.

Les systèmes d'analyse gestuelle doivent subir les mêmes mutations que les systèmes intégrés de gestion des entreprises. S'il est admis que l'organisation comptable des sociétés est globalement commune, ce qui permet d'obtenir des logiciels aux fonctionnements de base communs, il est nécessaire avant de l'intégrer dans l'entreprise de faire une analyse précise de son activité. Il faut par exemple, définir les différents postes et sources de revenus qui sont autant d'indicateurs qui permettront de suivre, de piloter et de réorienter la politique de l'entreprise et nécessite d'individualiser le logiciel. Il doit en être de même des systèmes d'analyse gestuelle, qui doivent fournir aux utilisateurs des résultats, les indicateurs pertinents qui leur permettent d'évaluer et de suivre l'évolution de leurs sujets ou encore leur permettre de définir de nouveaux indicateurs.

Le **deuxième chapitre** propose une méthodologie d'analyse du mouvement, plus spécifique à l'analyse tridimensionnelle et pouvant s'appliquer à d'autres outils de mesures avec des modifications mineures. En effet, la démarche reste la même :

1) constitution d'une base de connaissances et des coopérations indispensables,
2) identification des éléments à mesurer,
3) identification des conditions d'évaluation,
4) détermination de la précision des mesures et de l'effet des hypothèses simplificatrices conditionnant les traitements à réaliser sur les données,
5) identification des contraintes, attentes et besoins particuliers de chaque utilisateur des résultats pour une présentation individualisée et optimisée.

Dans le **chapitre trois**, cette méthodologie a été appliquée à l'analyse de la marche du sujet hémiplégique, a montré son intérêt et a révélé les points faibles des méthodes couramment utilisées. L'extraction de connaissances montre l'inadéquation des modes de présentation actuels des résultats, mais aussi la multitude d'informations nécessaires et pour certaines, encore inaccessibles. L'analyse de la marche du sujet hémiplégique est souvent réalisée en appliquant les outils et en utilisant des résultats obtenus chez le sujet sain. L'étude de l'adéquation des modèles anthropométriques, de la variabilité des mesures ou encore de la marche du sujet sain âgé montrent la nécessité de travaux spécifiques à cette population.

En effet, les modèles anthropométriques actuels se révèlent inadaptés et la précision des mesures est liée au développement de modèles spécifiques à cette population. De plus, la variabilité de la marche des sujets hémiplégiques est nettement plus importante que celle de

sujets sains et surtout très différente d'un sujet à l'autre et même d'un passage à l'autre. De même, la marche du sujet âgé s'est révélée comme non homogène tant par nos travaux que par ceux très récents de Tucker et al. (1999). C'est ainsi l'ensemble de la méthodologie et des outils d'analyse qui doit être revu pour une étude pertinente de la marche du patient hémiplégique. D'une manière plus générale, l'étude de la marche pathologique ne peut pas être "calquée" sur celle du sujet sain avant de s'être assuré que cela est possible pour chaque étape du processus d'étude comme présenté dans la méthodologie du chapitre II.

V.1.2. Bilan de l'interface graphique d'aide à l'EFM du sujet hémiplégique

Le chapitre IV présente les principes de fonctionnement et la maquette d'une interface graphique d'aide à l'EFM du sujet hémiplégique suite à un AVC. Pour ces sujets la capacité de marcher n'est pas toujours préservée, sa récupération est souvent possible avec la rééducation mais des troubles de la marche sont toujours temporairement ou définitivement à déplorer (Bach-y-rita, 1981 ; Burdet et al., 1988 ; Lehman et al., 1975 ; Rodriquez et al. 1996 ; Tangeman et al., 1990 ; Von Schroeder et al., 1995 ; Wade et al., 1987).

La tendance actuelle au sein des structures thérapeutiques est la quantification des soins prodigués. De plus, l'analyse tridimensionnelle de la marche a souvent fait la preuve de sa capacité dans l'aide au diagnostic (Winter, 1991 ; Kaufman & Sutherland, 1996 ; Ounpuu, 1999). De même, la faible corrélation entre l'examen clinique et l'analyse détaillée de la marche a déjà été mise en évidence (Ounpuu, 1999) et justifie une évaluation précise de la marche des sujets.

Cependant, le problème réside dans l'identification des variables à quantifier et des modalités de présentation pour une aide à la prise de décision, et non pour une simple quantification ponctuelle d'événements. La méthodologie d'analyse du mouvement proposée a permis de bien identifier les contraintes, besoins et attentes des utilisateurs des résultats ainsi que les modalités de présentation optimales des variables mesurées. Une **évaluation globale** du produit fini, auprès de différents spécialistes, reste cependant à réaliser.

Les évolutions actuelles des interfaces d'analyse du mouvement, et celle de l'analyse de la marche en particulier, montrent une tendance nette à la compilation d'informations quantitatives variées présentées simultanément (Ariel et al., 1999a et 1999b) : vidéographie, déplacements cinématiques de marqueurs, courbes d'angle ou de contraintes articulaires normalisées en pourcentage du cycle etc., l'ensemble étant temporellement synchronisé. Cependant, Andriacchi & Alexander (1999) rappelaient encore récemment un des points faibles de l'analyse du mouvement qui est la capacité à acquérir puis à réduire efficacement les informations pertinentes. La tendance actuelle serait plutôt de l'augmenter et donc de compliquer la tâche de l'utilisateur.

De plus, cette redondance d'informations numériques variées n'apporte pas les conditions ou le contexte dans lequel les mesures ont été réalisées, les informations cliniques et la variabilité des mesures ou encore leur précision. Elles sont pourtant indispensables à une bonne appréciation et à une minimisation des risques d'erreur de jugement. Les informations quantitatives sont présentées dans les nouveaux systèmes de façon plus conviviale, mais ne sont toujours pas regroupées sous la forme de contenus sémantiquement significatifs pour l'utilisateur ni associées à toutes les informations nécessaires pour une bonne appréciation.

Pour aller plus loin dans l'appréciation de l'outil proposé, il est possible de s'appuyer sur les propositions de Brand & Crowninshield (1983) qui est une publication de référence du Journal of Biomecanics. Ils recensent six critères pour juger de l'utilité clinique d'un système de mesures. Ces propositions vont être successivement confrontées aux résultats de ce travail :

1) **«Les mesures réalisées par l'outil doivent être corrélées avec les potentialités du sujet.»**

La démarche proposée consiste à obtenir des spécialistes du mouvement étudié : -les informations permettant l'évaluation fonctionnelle de la marche des sujets hémiplégiques ; -la quantification de ce mouvement, le plus souvent avec les moyens validés dans la littérature. Les résultats apportés sont donc logiquement corrélés avec les capacités fonctionnelles du sujet.

2) **« Les mesures apportées ne doivent pas être directement observables et quantifiables ou semi quantifiables par l'utilisateur des résultats (améliorer la précision n'améliore pas forcément la pertinence clinique de l'évaluation). »**

L'analyse visuelle du mouvement permet d'apprécier les déplacements segmentaires du sujet mais pas l'étude cinétique ou électromyographique qui font la force de l'analyse du mouvement. De plus, l'observateur ne peut pas se placer simultanément en plusieurs points d'observation lors d'un même passage, ce qui est rendu possible par l'analyse instrumentée. Il peut cliniquement observer différents passages de différents points de vue, mais la variabilité de la marche de certains sujets rend cette pratique inefficace. Même si l'observation permet une appréciation globale de la cinématique du mouvement, elle permet difficilement la mise en relation de tous les défauts de marche pour mieux en identifier les origines possibles ; l'observateur ne peut apprécier simultanément l'ensemble des indicateurs. De plus, la vitesse d'exécution (ex. le transfert du poids), la simultanéité de nombreux phénomènes (ex. le synchronisme des flexions) ou encore les faibles variations (ex. mobilité du bassin) rendent l'appréciation visuelle de ces phénomènes, très délicate.

3) « Les paramètres mesurés doivent être clairement différents chez le sujet pathologique comparés à ceux du sujet sain. »

La démarche proposée s'appuie sur l'extraction de connaissances afin de définir ce qu'il faut mesurer mais aussi le seuil à partir duquel la différence observée à un sens pratique (ici un intérêt clinique). Elle tient compte également de l'erreur de mesure, de la variabilité des mesures et permet donc d'apprécier les résultats en fonction du contexte de leur obtention.

La possibilité de distinguer facilement le cas normal du cas pathologique est rendue possible au niveau de l'interface par la présentation, pour chaque indicateur qualifié, des distances qui séparent le cas étudié des classes de sujets sains sur les "vues étoiles" (figure II.16 pour la présentation théorique et IV.2. pour l'application pratique). L'utilisateur a simultanément à disposition le détail des paramètres qui permettent une appréciation plus fine du cas pathologique.

La capacité de discernement des systèmes d'analyse du mouvement est très importante puisque les résultats qu'ils fournissent permettent d'identifier différentes classes de marche chez le sujet sain. La capacité de discernement du cas pathologique et du cas "normal" n'est donc pas une limite lorsque l'on connaît les indicateurs qualifiés pertinents, comment les mesurer et les limites d'utilisation des résultats.

4) « Les techniques de mesures ne doivent pas modifier significativement le mouvement mesuré pour son évaluation. »

L'analyse tridimensionnelle du mouvement est non invasive et peu contraignante, dans le cadre de l'étude de la marche (coller des marqueurs et éventuellement des électrodes pour l'EMG de surface, sur la peau). La télémétrie permet désormais d'éviter les fils qui relient le système au sujet. Cependant, même si la nécessité de marcher en sous-vêtements et pieds nus peut perturber les premiers passages, une méthodologie rigoureuse (standardisation, phase de familiarisation, explications préalables aux sujets, matériels adaptés…) permet une analyse de la marche, avec une perturbation potentielle de l'exécution du mouvement souvent considérée comme négligeable. Les troubles de la marche étudiés (hémiplégie) ne sont pas connus comme étant modifiés par l'utilisation de ce type de système.

5) « Les mesures doivent être précises et reproductibles. »

Le point concernant la précision et la reproductibilité des mesures est certainement le plus délicat. Ce type d'information est curieusement absent des interfaces actuelles. Ce travail est en partie consacré à la précision et à la variabilité des mesures et ces résultats sont intégrés dans l'interface proposée.

6) « Les mesures doivent être présentées sous une forme identifiable comme une grandeur physique ou physiologique. »

Les modalités de présentation des indicateurs qualifiés au sein de l'interface comprennent à la fois des valeurs physiques (angles, moments, puissances, temps, vitesses…) mais aussi cliniques d'un même phénomène, qu'il s'agisse d'un défaut ou d'un élément constitutif de la marche.

Les six critères identifiés par Brand & Crowninshield (1983) pour qu'un outil puisse être utile, confirment que l'analyse tridimensionnelle du mouvement peut être utile à condition d'une méthodologie rigoureuse d'analyse. Les données de chaque patient évalué, ainsi que les actions thérapeutiques entreprises et les résultats obtenus peuvent ainsi être mémorisés pour être consultés ultérieurement lors de l'examen d'un autre sujet aux caractéristiques similaires. A la suite du bilan de ce travail, les évolutions et perspectives qui s'en dégagent vont être présentées.

V.2. EVOLUTIONS ET PERSPECTIVES A COURT TERME

V.2.1. Evaluation globale de l'interface graphique

Une évaluation, étape par étape, a été réalisée au cours du processus de développement de l'interface, comme exposé dans la méthodologie du chapitre II à la figure II.2. En effet, l'évaluation ne doit pas se faire uniquement lorsque l'interface est terminée mais tout au long du processus de réalisation (Kolski, 1997). Cependant, une évaluation globale de l'interface, en situation concrète, n'a pas pu être réalisée. Cette étape importante permet d'assurer une parfaite adéquation entre les fonctionnalités de l'interface et les contraintes, besoins et attentes des spécialistes. Elle fait souvent ressortir des difficultés d'utilisation non envisagées lors de la conception et nécessite des petites adaptations ou réajustements (Kolski, 1995).

De nombreuses méthodes et modèles issus de l'ingénierie et des sciences cognitives permettent d'évaluer la qualité des interfaces (Kolski, 1995 ; Meinadier, 1991). Senach, 1990 (cité par Kolski, 1995) en distingue deux catégories : 1) les **approches empiriques** qui se basent sur la mesure de la performance d'utilisateurs représentatifs de la population finale, en situation d'utilisation, 2) les **approches analytiques** qui font appel à des modèles d'interface.

Le protocole choisi s'inspire de différentes méthodes dites « empiriques » [élaboration de questionnaire (Sinclaire, 1990), utilisation de mouchard informatique (Drury, 1990) ou encore estimation de la charge de travail (Riera, 1993)].

La méthodologie d'évaluation en situation se déroulera en quatre étapes :

1) présenter à l'utilisateur une **vidéographie** de face, de dos et de profil (droit et gauche) de la marche d'un patient hémiplégique,
2) placer l'utilisateur face à l'interface pour l'analyse des données quantitatives de la marche de ce même patient et l'observer lors de l'utilisation de l'interface ; l'objectif est de tester **l'ergonomie** et le caractère **intuitif** de celle-ci,
3) réévaluer l'utilisation de l'interface après une présentation et une familiarisation avec celle-ci pour en estimer la **performance**,
4) réaliser un entretien semi-dirigé, avec l'utilisateur, pour une évaluation plus fine de sa **perception de l'interface** et de ses **fonctionnalités**.

L'évaluation doit porter sur des utilisateurs de deux types : 1) des **novices** en matière d'analyse tridimensionnelle du mouvement, 2) des utilisateurs **familiarisés** avec l'outil. Au moins un spécialiste de chaque profession, différent des spécialistes auprès desquels l'extraction de connaissances a été réalisée, doivent être confrontés à l'interface.

Lors de l'entretien, pour chacun des trois niveaux de l'interface (utilisateurs, sujets et indicateurs), il s'agit d'évaluer l'ergonomie et la performance des modalités de fonctionnement. De même, il s'agit d'encourager les utilisateurs à faire des propositions pour améliorer l'interface. D'une manière plus générale, il est nécessaire d'arriver à une appréciation des éléments suivants (du plus précis au plus général) :

- la pertinence des informations apportées,
- la facilité de lecture des informations apportées,
- la facilité d'accès aux informations désirées,
- les principes de navigation au sein de l'interface,
- le caractère intuitif de la démarche de fonctionnement,
- la convivialité générale.

L'ensemble se fait sous enregistrement vidéographique en vue d'une exploitation ultérieure des résultats.

Les résultats peuvent être discutés au sein d'une profession ou toutes professions confondues, pour les novices comme pour les utilisateurs déjà familiarisés avec l'analyse tridimensionnelle du mouvement. Ces résultats déboucheront vraisemblablement sur des adaptations de l'interface, malgré une évaluation étape par étape de ces modalités de fonctionnement. Après ce travail propre aux trois spécialités professionnelles pour lesquelles l'interface a été conçu, il est possible de procéder à une extension de la démarche à d'autres professionnels impliqués dans le suivi de sujets hémiplégiques.

V.2.2. Extraction de connaissances auprès d'autres spécialités professionnelles impliquées dans le suivi du sujet hémiplégique

Un travail de transfert d'expertise a été réalisé auprès des trois spécialités professionnelles les plus impliquées dans le suivi de sujets hémiplégiques (médecins rééducateurs, médecins neurologues et cadres kinésithérapeutes). L'extraction de connaissances a montré des contraintes, des attentes et des besoins spécifiques à chaque profession qui impliquent une interface graphique adaptée pour chacune d'elles. Cette adaptation est nécessaire tant au niveau des informations fournies que de leur mode de présentation ou encore de leurs modalités d'accès.

Cependant, la marche joue également un rôle prépondérant pour d'autres professionnels tels que les **chirurgiens orthopédistes** ou les **appareilleurs.** Leurs spécificités professionnelles impliqueraient un travail similaire pour que l'interface graphique puisse également être adaptée à leurs modalités d'analyse du mouvement pour une aide à la décision.

Une des perspectives à court terme de ce travail est donc de réaliser, selon le même protocole, une extraction de connaissances auprès de plusieurs spécialistes de ces deux professions. Il sera ainsi possible de compléter les modalités de fonctionnement de l'interface graphique pour correspondre également aux spécificités de ces professions.

L'importance des modèles anthropomorphes dans la précision des mesures a déjà été présentée et le projet d'élaboration d'un modèle anthropométrique propre aux sujets hémiplégiques est présenté ci-après.

V.2.3. Un modèle anthropométrique spécifique aux sujets hémiplégiques

L'utilisation d'un modèle anthropomorphe est indispensable pour une approche cinétique de l'analyse du mouvement. A notre connaissance, il n'existe pas de modèle anthropométrique spécifique à une pathologie donnée. Pourtant, l'étude d'un cas (voire chapitre III) a montré la grande variété de résultats obtenus à partir des différents modèles existants et les risques d'erreur importants qu'ils peuvent engendrer ainsi que les conséquences que cela peut avoir sur les paramètres de la marche (Barbier, 1994 ; Pearsall & Costigan, 1999). L'IRM est reconnue comme appropriée pour la détermination des propriétés inertielles des segments (Martin et al., 1989 ; Mungiole & Martin, 1990) mais la détermination manuelle des paramètres propres à un sujet est très longue et fastidieuse (24 heures de travail pour la seule détermination des contours de chaque structure des membres inférieurs d'un sujet). Dès le début de ce travail manuel, il a donc été entrepris, en parallèle, un projet de détermination automatique des structures et de calcul des propriétés inertielles des segments à partir de traitement d'images automatisé (Devinck, 1998 ; Hédoux, 1999 ; Hédoux et al. 1999 ;).

Les routines de traitement d'images automatisé sont actuellement fonctionnelles pour les segments en dehors des images représentant les zones articulaires, trop complexes pour les algorithmes utilisés. Ce projet s'inscrit maintenant dans le cadre d'un travail de thèse plus vaste sur la segmentation non supervisée d'images IRM. Le coût financier et les contraintes subies par le patient ne rendent pas possible la systématisation d'IRM. Le projet comprend donc également la détermination d'un modèle anthropométrique propre au sujet hémiplégique. Il permettra de réduire de façon importante l'imprécision liée à l'estimation des propriétés inertielles des segments.

L'ensemble des travaux réalisés portent sur la marche du sujet lui-même, mais la méthodologie proposée permet d'étudier également les "outils" que le sujet peut utiliser. Ainsi, pour la locomotion, l'étude de l'utilisation des aides à la marche fait partie des finalités de l'évaluation fonctionnelle et cette utilisation doit donc être évaluée.

V.2.4. Intégration des aides à la locomotion dans l'EFM

Face à la complexité de la locomotion humaine, et plus particulièrement de la marche pathologique, il a fallu restreindre le champ d'investigation de ce travail à la marche en dehors des aides techniques éventuelles. Celles-ci sont pourtant nombreuses et largement utilisées (Bergman et al., 1979; Kalvarisky, 1996 ; Kuant et al., 1998 ; Lu et al., 1997) pendant des périodes plus ou moins longues par les sujets hémiplégiques, avant de retrouver une marche autonome (Mazaux et al., 1995). Les principales aides techniques utilisées chez les sujets hémiplégiques sont les différents types de cannes et les différents types de déambulateurs (figure V.1.).

Figure V.1. : *Les principales aides techniques utilisées par les sujets hémiplégiques.*

L'évaluation des modalités d'utilisation des aides à la marche est un souhait exprimé spontanément par certains spécialistes (9 sur 15). Ceci est d'autant plus important que des contradictions et divergences ont été relevées dans l'évaluation des modalités d'utilisation d'une simple canne anglaise pour l'un des six sujets hémiplégiques dont la marche a été évaluée par les spécialistes. Outre sa simple présence, l'utilisation de la canne a été interprétée par les différents spécialistes comme :

1) « un simple moyen de rééquilibration » par son placement « loin du corps sans pression importante sur celle-ci »,
2) « indispensable à la marche »,
3) « un simple moyen de mise en confiance »,
4) « une aide à la marche sur laquelle le sujet se repose fortement pour marcher ».

De même, un biofeed-back des modalités d'utilisation de la canne ou d'un releveur de pied par exemple, en cours de rééducation, est d'une utilité non négligeable pour le sujet (Glanz et al., 1995 ; Intiso et al., 1994). Il est donc intéressant d'envisager l'instrumentation de l'aide à la marche. Cette instrumentation pourrait même être utilisée à la fois comme simple biofeed-back sonore mais aussi comme un moyen permettant l'évaluation quantitative.

Trois marqueurs, non colinéaires, posés à des endroits connus sur la canne, ainsi qu'un capteur de force posé à chaque interface entre le sujet et la canne, suffisent pour fournir des informations cinématiques et cinétiques. Ceci permettrait ainsi d'affiner l'évaluation mais aussi d'éviter les erreurs d'interprétation.

De même, des aides techniques de type orthèse sont largement utilisées (Mazaux, 1995). Les principales sont les "releveur de pied" et les "anti-recurvatum". Des méthodologies d'évaluation d'orthèse (Siegler et al., 1997) ou de pied prothétique (Van der Linden et al. 1999), ont déjà été proposées et les indicateurs utilisés pourraient également être intégrés au protocole.

L'analyse de la marche de sujets atteints d'autres pathologies gagnerait également à être étudiée avec la méthodologie proposée. De même, l'application de la méthodologie à d'autres mouvements permettrait d'en améliorer la pertinence. Ainsi, la marche du sujet coxarthrosique est en cours d'étude.

V.2.5. Application de la méthodologie à d'autres pathologies

La méthodologie générale d'analyse du mouvement a été appliquée à l'EFM de la marche du patient hémiplégique. Les modalités de fonctionnement de l'interface graphique ont été conçues pour répondre aux contraintes, attentes et besoins spécifiques des spécialistes pour l'EFM de ces sujets. Fort des résultats encourageants qui ont été obtenus, il est entrepris d'appliquer la même méthodologie à l'étude de la marche à la suite d'une autre pathologie : la coxarthrose.

Ainsi, à la suite d'une pathologie d'origine neurologique, une atteinte d'origine "mécanique" est en cours d'étude. Il est possible de trouver dans la littérature des études relatives aux paramètres spatiaux temporels (Berman et al., 1991), à la cinématique du membre inférieur (Dujardin et al., 1998 ; Isacson & Bromström, 1988 ; Wadsworth et al., 1972), à la force de réaction au sol (Smidt & Wadsworth, 1973), aux moments musculaires (Hurwitz et al., 1997) ou encore aux puissances (Dubois et al., 1997).

Cependant ces études s'intéressent à un aspect très particulier de la pathologie, le niveau d'atteinte est souvent important ou encore l'étude est réalisée à proximité de l'intervention chirurgicale. Les sujets se déplacent le plus souvent avec une aide à la marche. Dans ce cas, il est difficile d'identifier ce qui revient directement à l'atteinte de ce qui est la conséquence de celle-ci. De même, cela ne concerne qu'une petite partie de la population de sujet coxarthrosique.

A partir de ces constatations, la marche du sujet coxarthrosique fait l'objet d'investigations au sein des laboratoires impliqués dans le projet. En parallèle du travail d'extraction de connaissances, il est actuellement entrepris d'étudier les effets de cette atteinte sur la locomotion à un stade initial de la pathologie (Watelain et al. soumis[2]).

A la suite des évolutions et perspectives à court terme qui se dégagent de ce travail, une seconde série de propositions concerne des travaux à plus long terme.

V.3. EVOLUTIONS ET PERSPECTIVES A PLUS LONG TERME

V.3.1. La recherche de similarité pour des propositions concrètes

La résolution de problèmes est un thème central de l'intelligence artificielle. Parmi les différentes approches utilisées, le raisonnement à base de cas (RàpC) vise à résoudre un problème, par analogie avec un problème déjà traité. Ce processus conduit à rechercher parmi des problèmes déjà résolus, un cas suffisamment proche pour être directement proposé comme solution. Ce cas peut aussi être modifié pour individualiser la réponse (Carbonelle 1985 ; Coulon et al., 1990). Le problème majeur réside dans la détermination de la métrique de similarité. Le RàpC a déjà été utilisé pour des problématiques aussi diverses que l'aide à la décision dans la supervision du trafic téléphonique en Ile de France (Caulier, 1997) ou la chirurgie de la scoliose (Chusseau, 1999).

Dans le cas de l'aide à la prise de décisions, Degoulet et Fieschie (1998) distinguent six biais de jugement. Parmi eux le conservatisme, l'inconsistance et la justifiabilité (voir I.2.4.2.). Si pour chaque nouveau sujet examiné, les résultats de l'analyse de la marche, le contexte de mesures, les interventions cliniques réalisées ainsi que les résultats obtenus sont correctement stockés, la recherche de similarité avec un cas déjà traité pourrait être utile.

En effet, elle permettrait de présenter à l'utilisateur un cas proche de celui étudié ainsi que les résultats obtenus. La recherche de similarité permettrait ainsi des propositions d'interventions concrètes, qui vont au-delà de la présentation pertinente de résultats. Ceci permettrait également d'améliorer la prise de décision par une diminution des risques d'erreurs dus à trois biais de jugement.

L'ensemble du travail réalisé ainsi que des évolutions et perspectives envisagées concernent la marche spontanée une fois le sujet « lancé ». Elle ne s'intéresse pas à l'initiation de la marche, le lever de chaise ou encore le demi-tour et ne concerne ainsi qu'une partie de la motricité globale du sujet nécessaire aux activités de la vie de tous les jours. Des évaluations plus globales existent cependant tel que le test du « get-up and go » (Mathias et al., 1986).

V.3.2. De la marche « lancée » vers un parcours de marche

L'évaluation et l'analyse de la marche sont d'une importance clinique qu'il n'est plus nécessaire de démontrer. Cependant, cette marche ne constitue qu'une partie de l'évaluation de la locomotion globale du sujet mais aussi de sa motricité nécessaire dans les activités de la vie de tous les jours. Celle-ci est cliniquement évaluée dans le cadre du suivi des sujets atteints de pathologie(s). Il semble donc important de s'acheminer progressivement vers des évaluations plus globalisantes quant à l'estimation des potentialités du sujet. Des tests plus globaux ont été développés tel que le « get-up and go » qui comprend :

1) le lever d'une chaise,
2) l'initiation de la marche,
3) la marche sur terrain plat,
4) le demi-tour
5) le passage de la position érigée à la position assise (Mathias et al, 1986).

Ceci permet, outre la mise en évidence et la quantification d'autres troubles de la locomotion, de confirmer ou d'infirmer les hypothèses formulées lors de la marche proprement dite.

A partir d'un rapport interne au LAMIH réalisé en début de thèse sur les bilans destinés aux sujets hémiplégiques (Watelain, 1997), un parcours de marche est proposé (figure V.2.). Celui-ci comprend les éléments de la motricité de base nécessaires aux principales activités de la vie de tous les jours, soit successivement :

1) un passage de la position allongée à assise puis debout,
2) une position statique de quelques secondes les yeux fermés,
3) deux appuis monopodaux successifs,
4) un déplacement successif d'objets situés à des hauteurs décroissantes pour les poser sur une étagère,
5) un quart de tour à droite,
6) un passage de plints de hauteurs croissantes,

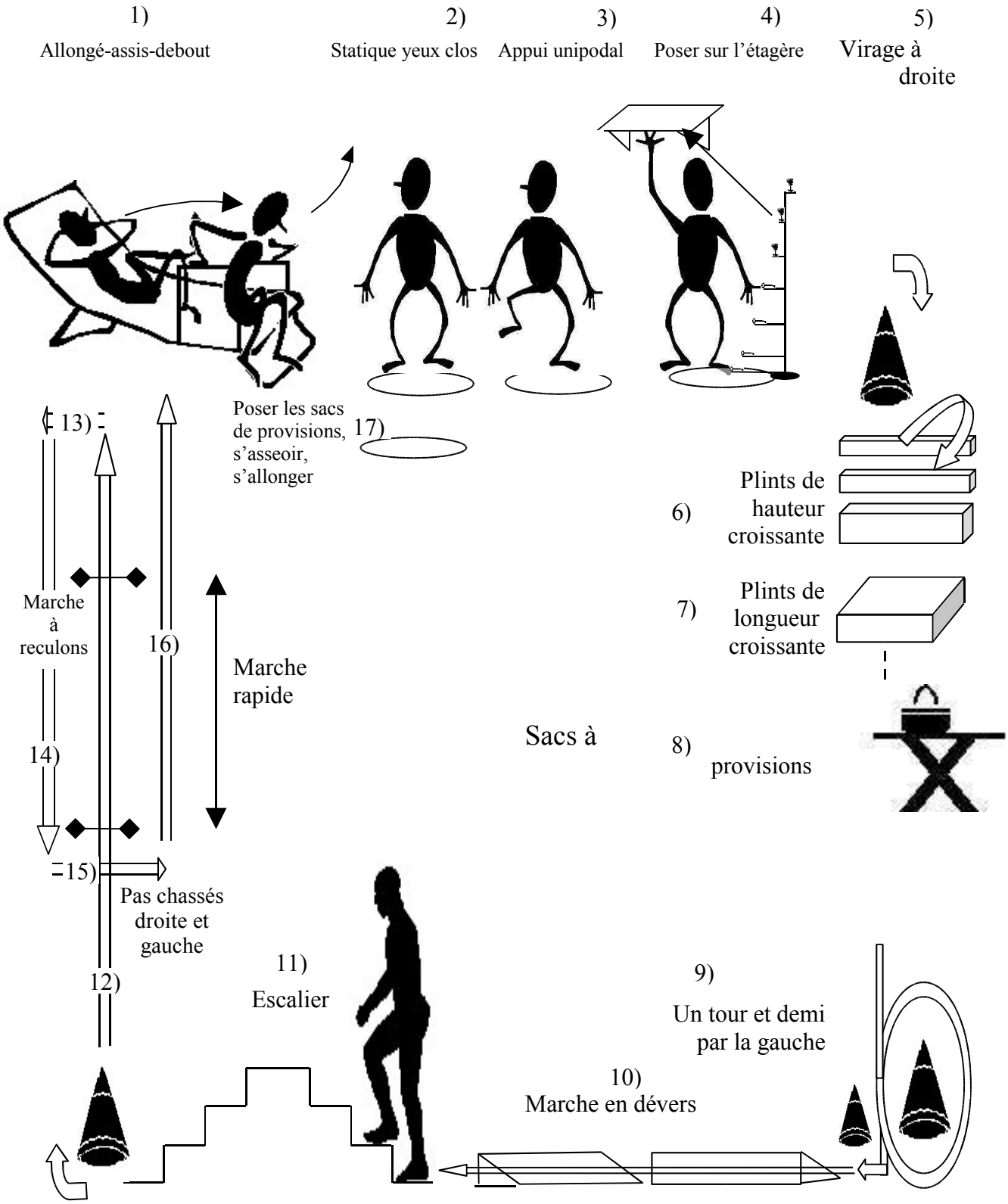


Figure V.2. : *Parcours de marche regroupant les principaux éléments de la motricité quotidienne retrouvés dans les différentes bilans (Watelain, 1997).*

7) un passer de plints de longueurs croissantes,
8) une marche avec deux sacs équivalents à des sacs à provisions de grande surface,
9) un tour et demi par la gauche,
10) une marche en dévers à droite puis à gauche,
11) une montée et une descente d'escaliers,
12) la marche à vitesse spontanée puis rapide sur quelques mètres (comme une traversée de chaussée),
13) un pas chassé à gauche,
14) une marche à reculons,
15) un pas chassé à droite,
16) une marche lente,
17) une phase de dépôt des sacs à provisions puis le passage à nouveau dans les phases assises puis allongées.

L'analyse du mouvement sur un tel parcours permettrait de quantifier d'une manière beaucoup plus globale les capacités et les défauts de la motricité de base indispensable dans les principales activités de la vie de tous les jours.

Un tel test pourrait être réalisé en totalité ou en partie selon le niveau de récupération du sujet. Par exemple, il est possible de réaliser le parcours sans la montée d'escalier ou la marche en dévers puisque toutes les tâches sont indépendantes. Cependant, sa mise en place pose de nouvelles difficultés liées notamment au volume de mesure nécessaire, à la sécurité du sujet et à l'augmentation importante de la quantité d'informations disponibles.

En ce qui concerne le volume de mesure, son augmentation pose de nouvelles difficultés quant à la précision des mesures. Le matériel nécessaire pose également des difficultés de poursuite de marqueurs qui pourront être cachés. Le nombre de caméras nécessaires est nettement supérieur aux cinq utilisées lors de la marche et leur positionnement devra être réalisé de façon judicieuse. Par contre, le nombre de marqueurs, posés sur le sujet pourrait être réduit puisque chaque tâche ne serait pas étudiée en détail, comme cela a été le cas pour la marche, mais en évaluant seulement les paramètres déterminants de chacune de ces tâches.

En ce qui concerne la sécurité du patient, une aide humaine est possible mais rend les mesures plus difficiles encore car l'aide risque de cacher certains marqueurs du sujet. Il est également possible d'utiliser un système, parfois employé en rééducation, qui consiste à suspendre le sujet à un filin de rappel avec un harnais (figure V.3.).

En ce qui concerne la quantité d'informations et la probable redondance de celles-ci, deux approches sont possibles. La première consiste à ne présenter qu'un nombre réduit d'indicateurs pertinents par tâche motrice et de s'assurer par une matrice de corrélation que ceux-ci ne sont pas redondants. L'ensemble des indicateurs retenus le serait également sur la

base de l'extraction de connaissances et de l'identification des indicateurs les plus représentatifs de la tâche considérée (comme le propose Olney et al. (1994) pour la vitesse de marche par exemple). C'est ainsi un nombre réduit d'indicateurs par tâche qui évaluerait la motricité globale nécessaire aux activités de base de la vie de tous les jours et non un ensemble important d'indicateurs qui évaluerait précisément une seule composante de cette motricité nécessaire.

Figure V.3. : *Harnais de suspension pour prévenir les éventuelles chutes*

La dernière proposition de ce travail concerne la synthèse des différentes approches d'analyse du mouvement pour une optimisation de celle-ci.

V.3.3. Vers une optimisation de l'analyse du mouvement

Trois démarches d'analyse du mouvement ont été identifiées dans la littérature (voir I.1.). La complexité de mise en œuvre de chacune d'elles a nécessité de faire un choix ; parmi celles-ci, l'analyse dite «objective» a été sélectionnée pour ce travail. Cependant, l'associer à d'autres méthodes (système à base de cas, approche «cognitive» et approche «extrapolative»), dans un même logiciel, permettrait d'optimiser l'analyse du mouvement humain. Un tel logiciel peut paraître utopique mais de nombreux travaux très ciblés dans chacune des trois approches montrent cependant que les recherches actuelles, encore parcellaires, pour ce projet, ne sont pas si éloignées des exigences d'un tel outil d'analyse.

En ce qui concerne les systèmes à base de cas, les travaux entrepris au LAMIH sur l'utilisation du RàPC pour une aide à la prise de décisions dans la chirurgie de la scoliose idiopathique de l'enfant donnent des résultats appréciés par le chirurgien (Chusseau, 1999).

Pour l'approche «Cognitive» par exemple, Dzierzanowski et collaborateurs, proposent en 1985 un logiciel appelé GAITSPERT dont les principes sont publiés dans la revue IEEE Trans Biomed Eng. L'approche cognitive est depuis longtemps l'objet de recherche.

Pour l'approche «simulative», différents travaux de simulation des effets d'opérations chirurgicales au niveau de la cheville (Dul et al, 1985) ou de la cuisse (Delp & Piazza, 1999) sur la locomotion sont encourageants quand aux potentialités de ces méthodes. Popovic et al.

(1995) utilisent également la simulation pour déterminer le pattern d'activation musculaire optimal dans le but d'utiliser l'éléctrostimulation pour aider les patients à remarcher. Cette approche est donc également l'objet de nombreux travaux.

Il est ainsi réaliste d'envisager à plus long terme un logiciel combinant les trois approches ci-dessus et permettant une démarche d'analyse en quatre étapes (figure V.4.) :

1) utiliser l'approche "objective" afin que l'utilisateur puisse se faire sa propre idée de la solution appropriée,
2) utiliser le système à base de cas pour des propositions de traitement déjà réalisés dans un cas similaire au sein de l'équipe (proposition(s) « interne(s) »),
3) utiliser l'approche "cognitive" par l'intelligence artificielle pour avoir des propositions "externes",
4) utiliser l'approche "extrapolative" pour confronter les solutions et réaliser la prise de décision la plus pertinente.

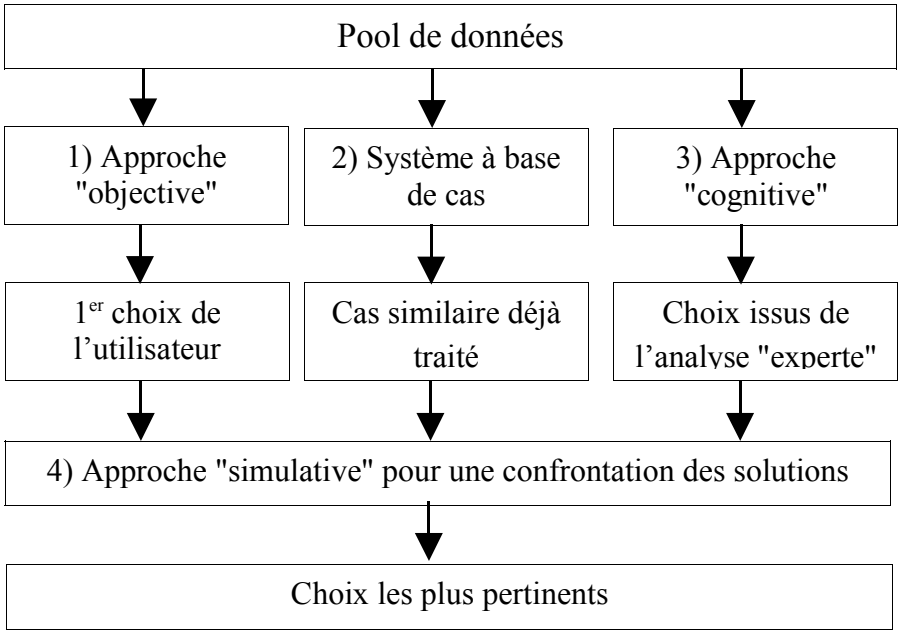


Figure V.4. : *Optimisation de la démarche d'analyse du mouvement*

Les interventions thérapeutiques possibles afin de contribuer à l'amélioration de la marche du patient hémiplégique sont très nombreuses : kinésithérapie, différents type de canne, déambulateur, différents types d'orthèses, électrostimulation… Cette multitude d'approches, ne permet pas actuellement d'envisager un logiciel exhaustif fonctionnant selon le principe décrit ci-dessus (figure V.4.). Cependant, en se focalisant sur une des différentes interventions thérapeutiques, il est tout à fait possible d'envisager un tel système en quatre étapes.

L'utilisateur se ferait ainsi sa propre idée des décisions à prendre qu'il pourrait ensuite confronter à celles déjà prises par les différents utilisateurs du système dans un cas similaire (proposition interne) et se faire aider d'un système expert (proposition externe) avant de prendre sa décision finale lorsqu'il aura visualisé les différentes propositions par la simulation.

D'une manière plus générale, pour d'autres mouvements moins complexes et pour lesquels la variété des prises de décisions possibles est moins importante, une approche telle que celle proposée ci-dessus est également envisageable.

A la suite de cette dernière proposition, une rapide conclusion de chapitre précède la conclusion générale de ce travail.

V.4. CONCLUSION

Ce chapitre fait le bilan du travail réalisé tant au niveau de la méthodologie proposée que des résultats obtenus lors de son application à l'analyse de la marche du patient hémiplégique.

Il fait ressortir la nécessité d'une approche multifactorielle du mouvement considéré ainsi qu'une étroite collaboration entre les différents acteurs de l'analyse d'un mouvement (spécialiste de l'analyse du mouvement, expert du mouvement, utilisateur des résultats et acteur du mouvement). Ces collaborations étroites doivent permettre de pallier les difficultés liées tant aux utilisateurs qu'aux outils de mesure, pour permettre une aide à la décision à partir des données quantitatives fournies par les systèmes d'analyse tridimensionnelle du mouvement. L'application de la méthodologie, proposée dans le chapitre II, à l'analyse d'un mouvement tel que la marche du patient hémiplégique montre ses potentialités. Cependant, son application à d'autres mouvements peut contribuer à son amélioration.

D'une manière plus générale, ce travail montre la possibilité de modéliser l'analyse du mouvement mais aussi la nécessité de spécialisation des interfaces graphiques pour une aide effective à la prise de décision. Les interfaces généralistes, ne pouvant pas replacer les informations dans leur contexte de mesure ni les regrouper dans un même sous ensemble sémantiquement significatif pour l'utilisateur, ne conviennent pas.

Enfin, les évolutions et perspectives qui se dégagent de ce travail montrent également que de nombreux travaux peuvent encore concourir à l'amélioration de l'interface d'aide à l'EFM du sujet hémiplégique et plus généralement à la contribution de l'analyse du mouvement à la prise de décision.

Conclusion générale

CONCLUSION GENERALE

Un nombre croissant de systèmes d'analyse tridimensionnelle du mouvement est utilisé dans des domaines aussi variés que l'ergonomie, l'entraînement sportif ou encore l'évaluation médicale. Cependant, il persiste de réelles difficultés à intégrer les résultats numériques de ces systèmes dans les processus de prise de décision.

Le cœur de ce travail est la proposition d'une méthodologie permettant une intégration des résultats numériques de l'analyse du mouvement au processus de prise de décision. Cette méthodologie a ensuite été appliquée à l'analyse de la marche du sujet hémiplégique. Pour répondre à ces objectifs, ce mémoire s'organise en cinq chapitres.

Le premier chapitre de ce travail a permis de mettre en évidence les difficultés qui peuvent contribuer à la sous-utilisation des systèmes d'analyse tridimensionnelle du mouvement. Il fait ainsi le point sur les principales contraintes liées à l'intervenant humain et celles relatives à l'utilisation des outils de mesure ou en d'autres termes aux problèmes liés à l'interaction entre l'homme et la machine. Les différentes modalités d'utilisation des résultats de l'analyse du mouvement, la variété des modes de raisonnement humain mais aussi la grande diversité des paramètres qui influencent le mouvement sont autant de raisons qui justifient la nécessité d'une approche multidisciplinaire de l'analyse du mouvement humain. La relative complexité d'utilisation des systèmes d'analyse tridimensionnelle du mouvement et des nombreux paramètres qui influencent sa précision, mais aussi la propagation de l'erreur de mesure tout au long de la chaîne de calculs des paramètres, nécessitent une parfaite connaissance de ces outils pour une utilisation adaptée au mouvement considéré. Ce chapitre fait également le point sur les finalités et les contraintes communes à l'analyse de tout mouvement humain ; l'ensemble constituant les bases nécessaires à l'élaboration de la méthodologie d'analyse du mouvement objet du chapitre deux.

Le chapitre deux est consacré à la méthodologie d'analyse du mouvement, point central de ce travail. Il propose une progression en cinq étapes, chacune successivement détaillée et permet d'aboutir à un schéma de synthèse plus complexe reprenant l'ensemble de la démarche (figure II.19.). *La première étape* consiste en l'élaboration d'une base de connaissances rendue possible par d'étroites collaborations avec l'ensemble des interlocuteurs de l'analyse du mouvement considéré. *La deuxième étape* consiste en l'identification précise de ce qu'il faut mesurer : quels sont les indicateurs pertinents du mouvement, à quoi correspondent-ils, comment les caractériser… *La troisième étape* correspond à l'élaboration des conditions de mesures permettant la quantification des indicateurs retenus. *La quatrième partie* concerne les traitements de données et leur mise en forme ; la présentation et les modalités permettant de faciliter l'accès aux résultats sont présentés dans la *cinquième partie*. La démarche proposée comprend ainsi toutes les étapes d'analyse d'un mouvement permettant de faciliter l'intégration des résultats numériques au processus de prise de décision.

Le chapitre trois présente l'application de la méthodologie proposée à l'évaluation fonctionnelle de la marche du sujet hémiplégique. Le premier travail : l'extraction de connaissances, a permis de mettre en évidence un grand nombre d'indicateurs qualifiés nécessaires à l'évaluation fonctionnelle de la marche de sujets hémiplégiques (Watelain et al., 1998 ; Watelain et al., 1999b). L'utilisation de ces indicateurs mais aussi la stratégie d'analyse du mouvement s'est révélée très différente d'un spécialiste à l'autre (Watelain et al., 1997b). La méthodologie a également permis de mettre en évidence les lacunes de la démarche la plus couramment utilisée et qui consiste à employer tout ou partie des résultats et des outils développés pour la marche du sujet sain. Ainsi, les modèles anthropométriques (Watelain et al. 1998b ; Hédoux et al., 1999) et la variabilité des mesures issues de l'étude de sujets sains ou encore l'utilisation d'une norme unique apparaissent inappropriés (Watelain et al., 1999 ; Watelain et al., 1999d). La suite de ce travail consiste à proposer une maquette d'interface graphique d'aide à l'EFM du sujet hémiplégique (Watelain et al., 1999e) en utilisant les informations collectées et la méthodologie développée au deuxième chapitre.

Le chapitre quatre concrétise la méthodologie proposée précédemment en s'appuyant sur les données collectées au chapitre trois et propose une interface conçue pour une aide à la prise de décision dans le cadre de la marche pathologique et s'adaptant aux différents intervenants. Son mode de fonctionnement est basé sur un concept nouveau dans le domaine des logiciels d'analyse de la marche : *l'indicateur qualifié*. Ainsi, sous un label sémantiquement significatif pour l'utilisateur (un défaut de marche par exemple), l'ensemble des informations numériques et contextuelles sont regroupées. Différents niveaux de regroupement de ces informations sont proposés ainsi que de multiples possibilités d'accès permettant à chaque spécialiste d'obtenir rapidement les informations dont il a besoin.

Le chapitre cinq fait le bilan de l'ensemble du travail ainsi que des évolutions et perspectives qui s'en dégagent. Si la méthodologie proposée a permis une contribution importante à l'analyse de la marche du sujet hémiplégique en situation de marche (finalité du travail) de nombreuses perspectives existent. L'évaluation des aides techniques à la marche par une instrumentation adaptée, la conception d'un modèle anthropométrique spécifique aux sujets hémiplégiques ou encore l'application de la méthodologie proposée à l'évaluation des troubles de la marche consécutifs à d'autres pathologies (Watelain et al., 1999c ; Kemoun et al., 1999) sont autant de perspectives en cours de développement. De même, l'élaboration d'un système de recherche de similarités (entre un cas en cours d'analyse et les cas déjà étudiés pour des propositions d'interventions thérapeutiques associées aux résultats obtenus) ou encore la conception de tests d'évaluation permettant une appréciation plus globale de la motricité du sujet, sont des perspectives intéressantes à plus long terme.

Enfin, plus généralement, ce travail a été rendu possible grâce à une collaboration étroite entre le LAMIH de l'Université de Valenciennes, apportant les techniques et les connaissances propres aux Sciences pour l'Ingénieur, le LEMH de l'Université de Lille 2, apportant les

techniques et les connaissances propres à l'homme en mouvement et le Service de Rééducation Fonctionnelle et de Médecine Physique du CHRU de Lille pour l'expertise médicale.

Placé sous l'égide de l'Institut Régional de Recherche sur le Handicap (IRRH) ce travail a bien évidemment privilégié une application médicale correspondant aux axes de développement de l'Institut mais la méthodologie proposée pourrait tout aussi bien s'appliquer : à un autre mouvement pathologique ; à l'analyse d'un poste de travail pour une aide à la prise de décision ergonomique ; ou encore à l'analyse d'une geste sportif pour une aide à la planification de l'entraînement.

Bibliographie

ABDEL-AZIZ Y.I. & H.M. KARARA, 1971
"Direct linear transformation from comparator coordinates into object space coordinates in close-range photogrammetry", Symposium on close-range photogrammetry, 1-18, Falls Church, VA, American Society of Photogrammetry

ABERNETHY B., V. KIPPERS, L.T. MACKINNON, R.J. NEAL & S. HANRAHAN, 1997
"The biophysical foundations of human movement", Ed. Human Kinetics, Champagn, 425p

ALBERT A., 1980
"Rééducation neuromusculaire de l'adulte hémiplégique", Ed. Masson, Paris, 258p

ALLARD P. & J.P. BLANCHI, 1996
"Analyse du mouvement human par la biomécanique", Ed. Décarie, Ville Mont-Royal, Quebec, 281p

ALLARD P., A. CAPPOZZO & C.L. VAUGHAN, 1997
"Three-dimensional analysis of human locomotion", Ed. Wiley & Sons, Toronto, 415p

ALLARD P., I.A. STOKES & J.P. BLANCHI, 1995
"Three-dimensional analysis of human movement" Ed. Human Kinetics, Champagn, 379p

ALLARD P., J.P. BLANCHI, G. GAUTIER & R. AÏSSAOUI, 1990
"Technique de lissage et de filtrage de données biomécaniques", Science & Sports, 5, 27-38

ALLARD P., R. LACHANCE, R. AISSAOUI & M. DUHAIME, 1996
"Simultaneous bilateral 3-D able-bodied gait", Human Mouvement Science, 15, 327-346

ALLARD P.F. TRUDEAU, F. PRINCE, J. DANSEREAU, H. LABELLE & M. DUHAIME, 1995
"Modelling and gait evaluation of asymmetrical-keel foot prosthesis", Med. Biol. Eng. Comput, 33, 2-7

AN K.N., L.J. JACOBSON & E.Y. CHAO, 1988
"Application of a magnetic tracking device to kinesiologic studies", J. Biomech., 21, 613-620

ANDIACCHI T.P. & E.J. ALEXANDER, 1999
"Studies of human locomotion: past, present and future", XVIIth Meeting of the International Society of Biomechanics, Calgary, Canada, 3

ARIEL G.B., FINCH A. & A. PENNY, 1999a
"Biomechanical data integration - Latest technology", XVIIth Meeting of the International Society of Biomechanics, Calgary, Canada, 703

ARIEL G.B., J.C. BROND, M.A. PENNY & J. WISE, 1999b
"Evaluation of human motion using biomechanical integration: a synchronized approach to computer assisted visual evaluation", XVIIth Meeting of the International Society of Biomechanics, Calgary, Canada, 216

ASENCIO G., J. PELISSIER, J.M. PRIVAT, R. BERTIN, B. MEGY & C. LEONARDI, 1993
"La chirurgie du pied équin chez l'adulte hémiplégique", Rev. Chir. Orthop. Reparatrice Appar. Mot., 79, 41-48

BACH-Y-RITA P., 1981
"Brain plasticity as a basis of the development of rehabilitation procedures for hemiplegia", Scand. J. Rehabil. Med., 13, 73-83

BADLER N.I., C.B. PHILIPS & B.L. WEBER, 1993
"Simulating humans, Computer graphics animation and control", Ed. Oxford University Press, Oxford, 270p

BAKEMAN R.J.M. GOTTMAN, 1987
"Applying observational methods: A systematics viems" In "Handbook of infant development", Bakeman R. & J.M. Gottman editors, Ed. Osofsky J.D., 112-119

BARBIER F., 1994
"Modélisation biomécanique du corps humain et analyse de la marche normale et pathologique - Application à la rééducation -", Thèse de Doctorat, Université de Valenciennes, 185p

BARIETY M., R. BONNIOT, J. BARIETY & J. MOLINE, 1990
"Sémiologie médicale", Ed. Masson, 7e Ed., Paris, 564p

BERGMANN G, R. KOLBEL, A. ROHLMANN & N. RAUSCHENBACH, 1979
"Walking with walking aids. III. Control and training of partial weightbearing by means of instrumented crutches (author's transl)", Z. Orthop., 116, 106-113

BERMAN A.T., R.H. QUINN & V.J. ZARRO, 1991
"Quantitative gait analysis in unilateral and bilateral total hip replacements", Arch. Phys. Med. Rehabil., 72,190-194

BESSON P., 1985
"Masse, volume, densité, centre de masse et moment d'inertie des segments corporels, études sur le cadavre", Lyon, 50p

BLANCHET A. & A. GOTMAN, 1992
"L'enquête et ses méthodes : l'entretien", Ed. Nathan Université, Coll. Sociologie, Paris, 127p

BLANKE D.J. & P.A. HAGEMAN, 1989
"Comparison of gait of young men and elderly men", Phys. Ther., 69, 144-148

BOBATH B. & K. BOBATH, 1984
"Développement de la motricité des enfants IMC", Ed Masson, Paris, 145p

BODSON A.M., 1999
"Entre ombre et lumière, Dossier Hémiplégie", Faire Face, 561, 7p

BOHANNON R.W., M.G. HORTON & J.B. WIKHOLM, 1991
"Importance of four variables of walking to patients with stroke", Int. J. Rehabil. Res., 14, 246-250

BORG G., 1998
"Borg's perceived exertion and pain scale", Ed. Human Kinetic, Champagne, 120p

BOUISSET S. & B. MATON, 1995
"Muscle, posture et mouvement. Bases et applications de la méthode électromyographique", Ed. Hermann, Paris, 735p

BOUROCHE J.M. & G. SAPORTA, 1994
"L'analyse de données" Ed. PUF, Coll. que sais-je, 127p

BRAND R.A. & R.D. CROWNINSHIELD, 1983
"Comment on criterion for patient evaluation tools", J. Biomech., 16, 655

BRAUNE W. & O. FISHER, 1892
"Determination of the moments of inertia of the human body and its limbs", Trad. Maquet P., Ed. Spinger-Verlag, Paris, 84p

BRAUNE W. & O. FISHER, 1892
"On the center of gravity of the human body", Trad. Maquet P., Ed. Spinger-Verlag, Paris, 96p

BRAUNE W. & O. FISHER, 1904
"The human gait", Trad. P. Maquet & R. Furlong, Ed. Springer-Verlag, Berlin, 440p

BRUNNSTROM S., 1964
"Recording gait patterns of adult hemiplegic patients", J. Am. Phys. Ther. Assoc., 44, 11-18

BRUNNSTROM S., 1970
"Movement therapy in hemiplegia. A neurophysiologycal approach", Haagestown, Harper and Row publishers, 34-56

BUCZEK F.L., T.M. KEPPLE, K.L. SIEGEL & S.J. STANHOPE, 1994
"Translational and rotational joint power terms in a six degree of freedom model of the normal ankle complex", J. Biomech., 27, 1447-1457

BURDETT R.G., D. BORELLO-FRANCE, C. BLATCHY & C. POPTTER, 1988
"Gait comparison of subjects with hemiplegia walking unbraced, with ankle-foot orthosis, and with Air-Stirrup brace", Phys. Ther., 68, 1197-1203

CAILLET F., P. MERTENS, S. RABASEDA & D. BOISSON, 1998
"Etude de l'évolution de la marche chez le patient hémiplégique après neurotomie tibiale sélective", Neurochirurgie, 44, 183-191

CAILLET F., S. RABASEDA, R. GEX, C. MOREL, M. EYSSETTE & D. BOISSON, 1994
"Contrôle de l'efficacité de l'orthèse type "saint genis à la marche", ISPO, France

CAILLET F.,J. CHERPIN, S. LOUDCHER, P. MERTENS & D. BOISSON, 1994
"La marche de l'hémiplégique opéré par neurotomie tibiale sélective", In "la marche et sa pathologie", Ed. Masson, Paris, 155-166

CAMBIER J., M. MASSON & H. DEHEN, 1998
"Neurologie", Ed. Masson, 9e Ed., 595p

CARBONELLE J.G., 1985
"Derivational analogy: A theory of reconstructive problem solving and expertise acquisition", CMU-CS-85115, Carnegie Mellon University

CARDOSO G.C., C. POSADAS, O.O. ORVANANOS, C. PENICHE, J. ZAMORA, R. AGUILAR, J.A. HOLGUIN, A.S. RAYNAUD, J.D. MORRISETT & J.J. GUEVARA, 1994
"Long distance runners and body-builders exhibit elevated plasma levels of lipoprotein(a).", Chem. Phys. Lipids, 67-68, 207-221

CARR E.K., 1991
"Observational methods in rehabilitation research", Clin. Rehabil., 5, 89-94

CAULIER P., 1997
"Méthodologie de capitalisation et de réutilisation des connaissances pour l'aide à la supervision des procédés automatisés complexes : application à la supervision du trafic téléphonique de l'Ile de France", Thèse de Doctorat, Université de Valenciennes, 257p

CAVANAGH P. & R. GREGOR, 1974
"The quick-release method for estimating the moment of inertia of the shank and foot" In Nelson R.C.& C.A. Morehouse Editors, Biomechanics IV, University of Park Press, 524-530

CELIGUETA J.T., 1993
"DYNAMAN: Real time kinematic simulation tool of the human body in space" Final report, European Speace Agency, Noordwijk, 183p

CELIGUETA J.T., 1996
"Multibody simulation of human motion in sports", XIVe Meeting of the International Symposium of Biomechanics of Sports, 81-94

CHANDLER R.F., C.E. CLAUSER, J.T. MCCONVILLE, H.M. REYNOLDS & J.W. YOUNG, 1975
"Investigation of the Inertial Properties of the Human Body", AMRL-TR 74-137 Wright Patterson Air Force Base, Ohio, 95p

CHAO E.Y., 1980
"Justification of triaxial goniometer for the measurement of human body movements", J. Biomech., 13, 989-1006

CHAO E.Y., R.K. LAUGHMAN, E. SCHNEIDER & R.N. STAUFFER, 1983
"Normative data of knee joint motion and ground reaction force in adult level walking", J. Biomech., 16, 219-233

CHEN I.H., K.N. KUO & T.P. ANDRIACCHI, 1997
"The influence of walking speed on mechanical joint power during gait", Gait & Posture, 6, 171-176

CHEN J.J. & R. CHIAVI, 1990
"Temporal feature extraction and clustering of electromyographic linear envelopes in gait studies", IEEE Trans. Biomed. Eng., 37, 295-302

CHEZE L., B.J. FREGLY & J. DIMNET, 1995
"A solidification procedure to facilitate kinematics analyses based on video system data", J. Biomech., 28, 879-884

CHUSSEAU S., 1999
"Système d'aide à la décision pré-opératoire en chirurgie orthopédique de la scoliose", Thèse de Doctorat, Université de Valenciennes, 157p

CLAUSER C.E., J.T. MCCONVILLE & J.W. YOUNG, 1969
"Weight, Volume and Centre of Mass of Segments of the Human Body" Report AMRL-TR-69-70, Wright Patterson Air Force Base, 98p

COLASO M. & J. JOSHI, 1971
"Variation of gait pattern in adult hemiplegia", Neurology India(Bombay), 19, 212-216

CONTINI R., 1972
"Body Segment Parameters, Part II", Artificial Limbs, 16, 1-19

COOKE N.J., 1994
"Varieties of knowledge elicitation techniques", Int. J. Hum-Comp. Studies, 41, 801-849

COULON D., J.F. BOISVIEUX, L. BOURELLY, L. BRUNEAU, E. CHOURAQUI, J.M. DAVID, C.R. LU, M. PY, J. SAVELLI, B. SEROUSSI & C. VRAIN, 1990
"Le raisonnement par analogie en intelligence artificielle: formalisation, application" Actes des 3e journées nationales du PRC-GDR-IA du CNRS, Ed. Hermès, France, 45-88

COURTIER J.C., 1994
"Vocabulaire de la mesure", Technique de l'Ingénieur, R 113-4 R 113-14

CRAIK R.L. & C.A. OATIS, 1985
"Gait assessment in the clinic : issues and approaches", In "Measurement in physical therapy", Rothstein J.M. Editors. New York, NY : Churchill Livingston Inc, 169-205

CUNHA U.V., 1988
"Differential diagnosis of gait disorders in the elderly", Geriatrics, 43, 33-38

CZERNIECKI J.M., A. GITTER & C. MUNRO, 1991
"Joint moment and muscle power output characteristics of below-knee amputees during running : The influence of energy storing prosthetic feet", J. Biomech., 24, 63-75

CZERNIECKI J.M., A.J. GITTER& J.C. BECK, 1996
"Energy transfer mechanisms as a compensatory strategy in below knee amputee runners", J. Biomech., 29, 717-22

DAL MONTE A., A. KOMOR & L. LEONARDI, 1986
"Optimisation of rowing motion technique by use of interactive computer simulation" In "Biomechanics: Basis and applied research" 5th meeting of the European Society of Biomecanics, 645-652

DANIELS L. & C. WORTHINGHAM, 1979
"L'analyse de la démarche dans l'examen du malade ambulatoire pour un testing musculaire", In "Le testing, techniques de l'examen manuel analytique", Ed. Maloine, 4e éd., Paris, 194-207

de SINGLY F., 1992
"L'enquête et ses méthodes : le questionnaire", Ed. Nathan Université, Coll. Sociologie, Paris, 127p

DEBELLEIX X., 1997
"La rééducation de l'hémiplégie vasculaire de l'adulte améliore-t-elle la marche?", Ann. Rédapt. Méd. Phys., 40, 121-130

DEGOULET P. & M. FIESCHI, 1998
"Informatique médicale", Ed. Masson, 3e ed., Paris, 250p

DELAMARE J., F. DELAMARE, E. GELIS-MALVILLE & L. DELAMARE, 1992
"Dictionnaire des termes de médecine", Ed. Maloine, 23e Ed., Paris, 1058p

DELAMOTTE Y., 1992
"Pour une analyse des conditions du travail ouvrier dans l'entreprise", Ed. Armand colin, Paris, Publ. CNRS

DELP S.L. & S.J. PIAZZA, 1999
"Dynamic simulation of stiff knee gait", XVIIth Meeting of the International Society of Biomechanics, Calgary, Canada, 136

DEMPSTER W.T., 1955
"Space Requirements of the Seated Operator", WADC-TR-55-159, Aerospace Medical Research Laboratories, Ohio, 160p

DEMPSTER W.T., W.C. GABEL & W.J. FELTS, 1959
"The Anthropometry of Manual Work Space for the Seated Subjects", Am. J. Phys. Anthrop., 17, 289-317

DEVYNCKT T., 1998
"Détermination automatique des propriétés inertielles de segment par traitement d'image IRM", Mémoire de DEA, Université de Valenciennes, 50p

DRILLIS R. & R. CONTINI, 1966
"Body Segment Parameters", Office of Vocational Rehabilitation, Department of health, Education, and Welfare, New York, 1163-1203

DRURY C.G., 1990
"Methods for direct observation of performance" In "Evaluation of human work. A practical ergonomics methodology", Wilson J.R. & E.N. Corlet Editors, Ed Taylor & Francis, London, 880p

DUBOIS D., J.L. BLATT, G. KEMOUN & A. THEVENON, 1997
"Analyse tridimensionnelle de la marche et coxarthrose", In "Les troubles de la marche et leur exploration", Thoumies P.H. Editeurs, Ed. Frison-Roche, 77-92

DUBOY J., A. JUNQUA & P. LACOUTURE, 1994
"Mécanique humaine", Editions Revue EPS, Paris, 224p

DUJARDIN F., T. AUCOUTURIER, G. BOCQUET, F. DUPARC, J. WEBER & J.M. THOMINE, 1998
"Cinématique de la coxofémorale saine et arthrosique durant la marche. Etude de 136 sujets.", Revue Chir. Ortho. Réparatrice Appar. Mot., 84, 689-699

DUL J., R. SHIAVI & N. GREEN, 1985
"Simulation of tendon transfer surgery", Eng. Med., 14, 31-38

DUREY A., 1997
"La physique pour les sciences du sport", Ed. Masson, Paris, 248p

DURIBREUX-COCQUEBERT M., 1995
"MODESTI: vers une méthodologie interactive de développement de système à base de connaissances", Thèse de Doctorat, Université de Valenciennes, 259p

DZIERZANOWSKI J.M., J.R. BOURNE, R. SHIAVI, H.S. SANDELL & D. GUY, 1985
"GAITSPERT: an expert system for the evaluation of abnormal human locomotion arising from stroke", IEEE Trans. Biomed. Eng., 32, 935-942

EASTLACK M.E., J. ARVIDSON, L. SNYDER-MACKLER, J.V. DANOFF & C. McGRARVEY, 1991
"Interrater reliability of videotaped observational gait-analysis assessment", Phys. Ther., 71, 465-472

ENG J.J. & D.A. WINTER, 1995
"Power and work of the lower limb during walking derived by a three-dimensional kinetic model", J. Biomech., 28, 753-758

ERDMANN W.S. & T. GOS, 1990
"Density of human trunk tissues of young and medium age people", J. Biomech., 23, 945-947

FINLEY F.R. & P.V. KARPOVICH, 1964
"Electrogoniometric analysis of normal and pathological gaits", Res. Quart., 35, 379-384

FISCHER O., 1906
"Theoretische grundlangen für eine mechanik der lebenden körper", Ed. Teubner, Berlin

FUJIKAWA, 1963
"The center of gravity in the parts of the human body", Okajimos Folia Anat. Jap., 39, 117-126

GABELL A. & U.S. NAYAK, 1984
"The effect of age on variability in gait", J. Gerontol., 39, 662-666

GAGE J.R., 1991
"Gait analysis in cerebral palsy", Ed. Blackwell Scientific Publication Ltd, Oxford, 210p

GALLOUIN J.F., 1989
"Transfert de connaissances, systèmes experts : techniques et méthodologie", Ed. Eyrolles,169p

GLANZ M., S. KLAWANSKY, W. STASON, C. BERKEY, N. SHAH, H. PHAN & T.C. CHALMERS, 1995
"Biofeedback therapy in poststroke rehabilitation : A meta-analysis of the randomized controlled trials", Arch. Phys. Med. Rehabil., 76, 508-515

GOODKIN R. & L. DILLER, 1973
"Reliability among physiotherapists in diagnosis and treatment of gait deviations in hemiplegia", Percept. Mot. Skills, 37, 727-734

GREMY A., 1987
"Informatique médicale", Ed. Flammarion, Paris, 49-70

GUERIN F., A. LAVILL, F. DANIELLOU, J. DURAFFOURG & A. KERGUELEN, 1997
"Comprendre le travail pour le transformer, la pratique de l'ergonomie", Ed. Anact, Paris, 287p

HANAVAN E.P., 1964
"A mathematical model of the human body", AMBL-TR-64-102, Behavioral Sciences Laboratory, Oshio, 73p

HATZE H., 1980
"A mathematical model for the computational determination of parameter values of anthropomorphic segments", J. Biomech., 13, 833-843

HATZE H., 1981
"A comprehensive model for human motion simulation and its application to the take-off phase of the long jump", J. Biomech., 14, 135-142

HATZE H., 1988
"High-precision three-dimensional photogrammetric using a modified DLT-approach", J. Biomech., 21, 533-538

HEDOUX P., 1999
"Segmentation non supervisée d'images RMN pour la reconstruction 3D et l'étude des caractéristiques mécaniques des membres inférieurs chez le patient hémiplégique", Mémoire de DEA, Université de Valenciennes, 49p

HEDOUX P., E. WATELAIN, A. PINTI, F. BARBIER, B. BOLUIX & G. KEMOUN, 1999
"Automatic analysis of lower limb MRIs of hemiplegic patients for biomechanic parameter calculation", XXIVe Congrès de la Société de Biomécanique, Beaune, Arch. Physiol. Bioch., 107 (suppl), E110

HESSE S., C. BERTELT, A. SCHAFFRIN, M. MALEZIC & K. MAURITZ, 1994
"Restoration of gait in nonambulatory hemiparetic patients by treadmill training with partial body-weight support", Arch. Med. Phys. Rehabil., 75, 1087-1093

HILL K.D., GOLDIE P.A. & K.M. GREENWOOD, 1994
"Retest reliability of the temporal and distance characteristics of hemiplegic gait using a footswitch system", Arch. Phys. Med. Rehabil., 75, 577-583

HIMANN J.E., D.A. CUNNINGHAM, P.A. RECHNITZER & D.H. PATTERSON, 1998
“Age-related changes in speed of walking” Med. Sci. Sports Exer., 20, 161-166

HOLDEN M.K., K.M. GILL & M.R. MAGLIOZZI, 1986
"Gait assessment for neurologically impaired patients. Standards for outcome assessment", Phys. Ther., 66, 1530-1539

HOLDEN M.K., K.M. GILL, M.R. MAGLIOZZI, J. NATHAN & L. PIEHLE-BAKER, 1984
"Clinical gait assessment in the neurologically impaired : Reliability and meaningfulness", Phys. Ther., 64, 35-40

HUANG H.K. & S.C. WU, 1976
"The evaluation of mass densities of the human body in vivo from CT scans", J. Biomech., 6, 337-343

HUGHES K.A. & F. BELL, 1994
"Visual assessment of hemiplegic gait following stroke: pilot study", Arch. Phys. Med. Rehabil., 75, 1100-1107

HURWITZ D.E., C.H. HULET, T.P. ANDRIACCHI, A.G. ROSENBERG & J.O. GALANTE, 1997
"Gait compensations in patients with osteoarthritis of the hip and their relationship to pain and passive hip motion", J. Orthop. Res., 15, 629-635

INTISO D., V. SANTILLI, M.G. GRASSO, R. ROSSI & I. CARUSO, 1994
"Rehabilitation of walking with electromyographic biofeedback in foot-drop after stroke", Stroke, 25, 1189-1192

ISACSON J. & L.A. BROSTROM, 1988
"Gait in rheumatoid arthritis: An electrogoniometric investigation", J. Biomech., 21, 451-457

ISMAIL A.R. & S.S. ASFOUR, 1999
"Discrete wavelet transform: a tool in smoothing kinematics data", J. Biomech., 32, 317-321

JENSEN R.K. & G. NASSAS, 1988
"Growth of segment principal moments of inertia between four and twenty years", Med. Sci. Sports Exer., 20, 594-604

JENSEN R.K., 1986
"Body segment mass, radius and radius of gyration proportions of children", J. Biomech., 19, 359-368

JENSEN R.K., 1986
"Changes in segment mass, radius and radius of gyration, four years to adulthood", Proceedings of the North American Congress on Biomechanics, Allard P & M. Gagnon Editors, Canadian Society of Biomechanics, Montreal, Quebec, 227-228

JUDGE J.O., R.B. DAVIS & S. OUNPUU, 1996a
"Step length reductions in advanced age: the role of ankle and hip kinetics.", J. Gerontol. A. Biol. Sci. Med. Sci., 51, M303-12

JUDGE J.O., S. OUNPUU & R.B. DAVIS, 1996b
"Effects of age on the biomechanics and physiology of gait.", Clin. Geriatr. Med., 12, 659-678

KADABA M.P., H. RAMAKRISHNAN & M. WOOTTEN., 1990

"Measurement of lower extremity kinematics during level walking.", J. Orthopaedic Res., 8, 383-392

KADABA M.P., H.K. RAMAKRISHNAN, M.E WOOTTEN, J. GAINEY, G. GORTON & G.V. COCHRAN, 1989
"Repeatability of kinematic, kinetic, and electromyographic data in normal adult gait.", J. Orthop. Res., 7, 849-860

KALVARISKY S., 1996
"Les aides techniques pour personnes hémiplégiques", Encycl. Med. Chir., Paris, Kinésithérapi, n° 26999, 35-36

KAPANDJI I.A., 1994
"Physiologie articulaire", Editions Maloine, 5e Ed., Paris, 270p

KAUFMAN K.R.& D.H. SUTHERLAND, 1996
"Future trends in human motion analysis" In "Human motion analysis: Current applications and future directions", Harris G.F. & P.A. Smith Editors, IEEE Press, Piscataway, NJ, 187-215

KEENAN A.M. & T.M. BACH, 1996
"Video assessment of rearfoot movements during walking: A reliability study", Arch. Phys. Med. Rehabil., 77, 651-655

KEMOUN G., WATELAIN E., GUIEU J.D., 1999
Falls predictive gait strategies in elderly and in parkinsonian patient, XIVe Congrès de l'International Society of Posture and Gait, Waterloo, Canada, Ontario; Gait & Posture, 9(suppl. 1), S23

KERRIGAN D.A., M.K. TODD, U.D. CROCE, L.A. LIPSITZ & J.J. COLLINS, 1998
"Biomechanical gait alterations independent of speed in the healthy elderly : evidence for specific limiting impairments", Arch. Phys. Med. Rheab., 79, 317-322

KIRKPATRICK M., R. WYTCH, G. COLE & P. HELMS, 1994
"Is the objective assessment of cerebral palsy gait reproducible?", J. Ped. Orthop., 14, 705-708

KNUDSON D.V. & C.S. MORRISON, 1997
"Qualitative analysis of human movement", Ed. Human Kinetic Publisher, London, 203p

KOLSKI C., 1995
"Méthodes et modèles de conception et d'évaluation des interfaces homme-machine", Habilitation à Diriger des Recherches, Université de Valenciennes, 120p

KOLSKI C., 1997
"Ingénierie des interfaces homme-machine, application aux systèmes industriels complexes", Série Automatique, 2e Ed. Ed. Hermès, Paris, 480p

KREBS D.E., J.E. EDELSTEIN & S. FISHMAN, 1985
"Reliability of observational kinematic gait analysis", Phys. Ther., 65, 1027-1033

KREIGHBAUM E. & K.M. BARTHELS, 1996
"Biomechanics A qualitative approach for studying human movement", Ed. Allyn & Bacon, 4e ed., 619p

KUANT T., J. TSOU, S. CHEN, J. CHEN & F. SU, 1998
"Gait analysis of the effects of a cane on hemiplegic stroke patient", Arch. Phys. Med. Rehabil., 79, 1188

LAASEL E.M., E. MILON, C. GUIBAL & J.G. POUS, 1992
"Analyse quantitative de la marche intérêt en chirurgie et rééducation", In "Echanges en rééducation et orthopédie infantile : Analyse de la marche", Ed Sauramps médical, Paris, 223-292

LAASSEL E.M., 1992
"Analyse et modélisation multidimensionnelles de la marche humaine", Thèse de Doctorat, Université de Valenciennes, 186p

LAASSEL E.M., P.H. VOISIN, P. LOSLEVER & H. HERLANT, 1992
"Analyse de la dissymétrie des deux membres inférieurs au cours de la marche normale", Ann. Read. Med. Phys., 35, 159-173

LAMOUREUX L.W., 1971
"Kinematics measurements in the study of human walking", Bull. Prosthet. Res., 10-15, 3-82

LANDEN B.R. & A.D. AMIZICH, 1963
"Functional muscle examination and gait analysis", J. Amer. Phys. Ther. Assoc., 43, 39-44

Larousse, 1990
"Nouveau Larousse médical", Ed. Larousse, Paris, 1143p

LaVIGNE J.M., 1974
"Hemiplegia Sensorimotor assessment form", Phys. Ther., 54, 128-134

LECLERCQ C., 1998
"La chirurgie périphérique du membre supérieur spastique", In "Hémiplégie vasculaire de l'adulte et médecine de rééducation", Ed. Masson, Paris, 240-248

LEHMANN J.F., 1982
"Gait analysis : diagnosis and management.", In Kottke F.J., Stillwell G.K. & Lehmann J.F. Editors, Krusen's handbook of physical medicine and rehabilitation. Phyladelphia : Saunders, 86-101

LEHMANN J.F., B.J. DELATEUR, R.S. FOWLER, C.G. WARREN, R. ARNHOLD, G. SCHERTZER, R. HURKA, J.J. WHIMORE, A.J. MASOCK & K.H. CHAMBERS, 1975
"Stroke: Does rehabilitation affect outcome ?", Arch. Phys. Med. Rehabil., 56, 375-382

LIBERSON W.T., H.J. HOLMQUEST & A. HALLS, 1962
"Accelerographic study of gait", Arch. Phys. Med. Rehab., 12, 547-551

LIU W., S. SIEGLER, H. HILLSTROM & K. WHITNEY, 1997
"Three-dimentional, six-degrees-of-freedom kinematics of the human hindfoot during the stance phase of level walking", Hum. Movement Sci., 16, 283-298

LOIZEAU J., P. ALLARD, M. DUHAIM & B. LANDJERIT, 1995
"Bilateral gait patterns in subjects fitted with a total hip prothesis", Arch. Phys. Med. Rehabil., 76, 552-557

LORD S.E., P.W. HALLIGAN & D.T. WADE, 1998
"Visual gait analysis: the development of a clinical assessment and scale [In Process Citation]", Clin. Rehabil., 12, 107-119

LOSLEVER P. & F. BARBIER, 1998
"Multivariate graphical presentation for gait rehabilitation study", Gait & Posture, 7, 39-44

LOSLEVER P., EL MOSTAFA LAASSEL & J.C. ANGUE, 1994
"Combined statistical study of joint angles and ground reaction forces using component and multiple correspondence analysis", Biomed. Eng., 41, 1160-1167

LU C.L., B. YU, J.R. BASFORD, M.E. JOHNSON & K.N. AN, 1997
"Influences of cane length on the stability of stroke patients", J. Rehabil. Res. Dev., 34, 91-100

LU T.W. & J. O'CONNOR, 1999
"Bone position estimation from skin marker co-ordinates using global optimisation with joint constraints", J. Biomech., 32, 129-134

LU T.W., S.J. TAYLOR, J.J. O'CONNOR & P.S. WALKER, 1997
"Influence of muscle activity on the forces in the femur: an in vivo study", J. Biomech., 11, 1101-1106

MACLEAN J.C. & C.V. GRANGER, 1967
"Use of short leg brace to the knee in hemiplegia", Arch. Phys. Med., 48, 250-252

MACLEOD JR, W. MORRIS & M.LYSTER, 1990
"Highly accurate video co-ordinate generation for automatic 3D trajectory calculation", SPIE, 1356, Image-Based Motion Measurement, 12-18

MAHLER D.A., A. HARVER, T. LENTINE, J.A. SCOTT, K. BECK & R.M. SCHWARTZSTEIN, 1996
"Descriptors of breathlessness in cardiorespiratory diseases", Am. J. Respir. Crit. Care Med., 154, 1357-1363

MARTIN A.D., L.F. SPENST, D.T. DRINKWATER & J.P. CLARYS, 1990
"Anthropometric estimation of muscle mass in men", Med. Sci. Sport. Exerc., 22, 729-733

MARTIN P.E., M. MUNGIOLE, M.W. MARZKE & J.M. LONGHILL, 1989
"The use of magnetic resonance imaging for measuring segment inertial properties", J. Biomech., 22, 367-376

MARZAN G.T. & H.M. KARARA, 1975
"A computer program for direct linear transformation solution of the colinearity condition, and some application of it", Proceedings of the Symposium on close-range Photogrammetric Systems, American Society of Photogrammetry, 420-467

MATHIAS S., U.S. NAYAK & B. ISAACS, 1986
"Balance in elderly patients : The "get-up and go" test", Arch. Phys. Med. Rehabil., 67, 387-389

MAZAUX J.M., J. LION & M. BARAT, 1995
"Le choix des aides à la marche", In "Rééducation des hémiplégies vasculaires de l'adulte" Ed. Masson, Paris, 164-166

MAZAUX J.M., J. LION & M. BARAT, 1995
"Rééducation des hémiplégies vasculaires de l'adulte", Ed. Masson, Paris, 200p

McCLAY I., 1997
"Statistically significant but clinically irrelevant", JOSPT, 25, 1-2

McCONVILLE J.T., C.E. CLAUSER, T.D. CHURCHILL & J. CUZZI, 1980
"Antropometric relationships of body and body segments of inertie", AFAMLR - TR 6 80 6 119, Air Force Aerospace Medical Research Laboratory, Wright Patterson Air force base, Ohio, 93p

MEINARDIER J.P., 1991
"L'interface utilisateur : pour une informatique plus conviviale", Ed. Dunod, Paris, 222p

MILLER C.A. & M.C. VERSTREAT, 1996
"Determination of the step duration of gait initiation using a mechanical energy analysis", J. Biomech., 29, 1195-1199

MIYAZAKI S. & T. KUBOTA, 1984
"Quantification of gait abnormalities on the basis of continuous foot-force measurement : correlation between quantitative indices and visual rating", Med. Biol. Eng. Comput., 22, 70-76

MOORE S., K. SCHURR, A WALES, A. MOSELEY & R. HEBERT, 1993
"Observation and analysis of hemiplegic gait : swing phase", Aust. J. Physioter., 39, 271-278

MORRIS J.R., 1973
"Accelerometry: A technique for the measurement of human body movements", J. Biomech., 6, 729-736

MOSELEY A., A. WALES, R. HEBERT, K. SCHURR & S. MOORE, 1993
"Observation and analysis of hemiplegic gait : stance phase", Aust. J. Physiother., 39, 259-267

MOTTA E., T. RAJAN & M. EISENSTADT, 1990
"Knowledge acquisition as process of model refinement", Knowledge Acquisition, 2, 21-49

MOTTA E., T. RAJAN, J. DOMINGUE & M. EISENSTADT, 1991
"Methodological foundations of KEATS, the knowledge engineer's assistant", Knowledge Acquisition, 3, 21-47

MUNGIOLE M. & P.E. MARTIN, 1990
"Estimating segment inertial properties: comparison of magnetic resonance imaging with existing methods.", J. Biomech., 23, 1039-1046

NIGG B.& W. HERZOG, 1994
"Biomechanics of the musculo-skeletique system", Ed. Wiley & Sons ltd, Baffis Lane, Chichester, 580p

NIGG B.M. & A.J. VAN DEN BOGERT, 1994
"Simulation", In "Biomechanics of the musculo-skeletal system" Ed. Wiley & Sons ltd, Baffis Lane, Chichester, 551-566

NIGG B.M., B.N. SKELERYK, 1980
"Gait characteristics of the elderly", Clin. Biomech., 3, 79-87

NIKRAVESH P.E., 1987
"Computer-Aided analysis of mechanical systems", Ed. Prentice Hall, Englewood Cliffs, 371p

NOBLE B.J. & R.J. ROBERTSON, 1996
"Perceived exertion" Ed. Human Kinetics Publisher, Champagn, 320p

OBERG T., A. KARSZNIA & K OBERG, 1994
"Joint angle parameters in gait: Reference data for normal subjects, 10-79 years of age", J. Rehab. Res. Dev., 31, 199-213

O'BYRNE J.M., A. JENKINSON & T.M. O'BRIEN, 1998
"Quantitative analysis and classification of gait patterns in cerebral palsy using a three-dimensional motion analyser", J. Child. Neurol., 13, 101-108

OLNEY S.J. & C. RICHARDS, 1996
"Hemiparetic gait following stroke. Part I: Characteristics", Gait & Posture, 4, 136-148

OLNEY S.J., H.A. MACPHAIL, D.M. HEDDEN & W.B. BOYCE, 1990
"Work and power in hemiplegic cerebral palsy gait", Phys. Ther., 70, 431-438

OLNEY S.J., M.P. GRIFFIN & I.D. Mc BRIDE, 1994
"Temporal, kinematic, and kinetic variables related to gait speed in subjects with hemiplegia : a regression approach", Phys. Ther., 74, 872-885

OUNPUU S., 1999
"Gait analysis in treatment decision-making for children with cerebral palsy", XVIIth Meeting of the International Society of Biomechanics, Calgary, Canada, 134

PANDY M.G., F.E. ZAJAC, E. SIM & W.S. LEVINE, 1990
"An optimal control model for maximum-height human jumping", J. Biomech., 23, 1185-1198

PATLA A.E., 1991
"Adaptability of human gait Implications for the control of locomotion", PATLA A.E. Editors, Ed. Elsevier Science Publishers, Coll. Advances in psychology, Amsterdam, 455p

PATLA A.E., 1996
"Neurobiomechanical bases for the control of human locomotion", In "Clinical disorders of balance posture and gait", Ch. 2, Ed. Arnold, Paris, 18-40

PATLA A.E., J. PROCTOR & B. MORSON, 1987
"Observations on aspects of visual gait assessment : a questionnaire study", Physiother Can, 39, 311-316

PAUL J. P., 1998
"History and fundamentals of gait analysis", BioMed. Mat. Eng., 8, 123-125

PEARSALL D.J. & J.G. REID, 1994
"The study of human body segment parameters in biomechanics : an historical review and current status repart", Sports Med., 18, 126-140

PEARSALL D.J. & P.A. COSTIGAN, 1999
"The effect of segment parameter error on gait analysis results", Gait & Posture, 9, 173-183

PEARSALL D.J., G.J. REID & L.A. LIVINGSTON, 1996
"Segmental inertial parameters of the human trunk as determined from computed tomography.", Ann. Biomed. Eng., 24, 198-210

PEARSALL D.J., J.G. REID & R. ROSS, 1994
"Inertial properties of the human trunk of males determined from magnetic resonance imaging.", Ann. Biomed. Eng., 22, 692-706

PERRY J., 1992
"Gait analysis, Normal and pathological function", Ed. SLACK, Thorofare, 524p

PERRY J., M. GARRETT, J.K. GROLEY & S.J. MULROY, 1995
"Classification of walking handicap in the stroke population", Stroke, 26, 982-989

PERSYN U. & D. DALY, 1982
"Developing evaluation system", Swimming Technique, Aug-Oct, 27-30

PIASENTA J., 1994
"Apprendre à observer, Plaidoyer pour une formation à l'observation du comportement du sportif", Ed; INSEP, Coll Etudes & Formation, 143p

PIERRON G., A. LEROY, G. PERRINOU, M. DUFOUR, C. GENET, 1989
"Examen de la marche, Les principales anomalies de la marche et autres examens dynamique en charge", In "Kinésithérapie 2, Le membre inférieur, bilan techniques passifs et actifs", Ed. Flammarion, Coll. Méd. & Sc., tome 2, 6-17

POPOVIC D., R.B. STEIN, N. OGUZTORELI, M. LEBIEDOWSKA & S. JONIC, 1999
"Optimal control of walking with functional electrical stimulation: a computer simulation study", IEEE Trans. Rehabil. Eng., 7, 69-79

POTTER J.M., A.L. EVANS & G. DUNCAN, 1995
"Gait speed and activities of daily living function in geriatric patients", Arch. Phys. Med. Rehabil., 76, 997-999

QUINN T.P. & C.D. MOTE, 1990
"A six-degrees-of-freedom acoustic transducer for rotation and translation measurements across the knee", J. Biomech. Eng., 112, 371-378

RADEMAKERS P, & J. VANWELKENHUYSEN, 1993
"Generic models and their support in modelling problem solving behaviour", In "Second generation expert systems" David J.M. et al. Editors, Ed. Springer-Verlag, 410p

REIMERS J.A., 1972
"A scoring system for the evaluation of ambulation in cerebral palsied patients", Dev. Med. Child. Neurol., 14, 332-335

RICHARDS C.L. & S.J. OLNEY, 1996
"Hemiparetic gait following stroke. Part II: Recovery and physical therapy", Gait & Posture, 4, 149-162

RICHARDS G.J, T. NIILER & E.J. QUIGLEY, 1999
"Predicting functional effects of surgical outcomes", XVIIth Meeting of the International Society of Biomechanics, Calgary, Canada, 135

RICHARDS J.G., 1998
"The measurement of human motion : A comparison of commercially available system", 5th International Symposium 3-D Analysis of Human Movement, Chattanooga, Tennesse, USA

RIERA B., 1993
"Méthodologie d'évaluation des interfaces homme-véhicule automobile", Thèse de Doctorat, Université de Valenciennes, 259p

ROBERTS G.C., K.S. SPINK, C. PEMBERTON, 1999
"Learning experiences in sport psychology", Ed. Human Kinetics, London, 200p

ROBINSON J.L. & G.L. SMIDT, 1981
"Quantitative gait evaluation in clinic", Phys. Ther., 63, 351-353

RODE G., C. TILIKET & D. BOISSON, 1997
"Predominance of postural imbalance in left hemiparetic patients", Scand. J. Rehab. Med., 29, 11-16

RODRIQUEZ A.A., P.O. BLACK, K.A. KILE, J. SHERMAN, B. STELLBERG, J. McCORMICK, J. ROSZKOWSKI & E. SWIGGUM, 1996
"Gait training efficacy using a home-bases practice model in chronic hemiplegia", Arch. Phys. Med. Rehabil., 77, 801-805

ROSE S.A., S. OUNPUU & P.A. DeLUCA, 1991
"Strategies for the assessment of paediatric gait in the clinical setting", Phy. Therap., 71, 961-980

ROUANET H. & B. LE ROUX, 1993
"Analyse de données multidimensionnelles", Ed. Dunod, Coll. Statistique en Science Humaine, Paris, 309p

SAFATI G-E., 1997
"Eléments d'analyse du discours", Ed. Nathan Université, Coll. Linguistique, Paris, 128p

SALEH M. & G. MURDOCH, 1985
"In defence of gait analysis, Observation and measurement in gait assessment", J. Bone Joint Surg., 67B, 237-241

SALO A., P.N. GRIMSHAW & J.T. VIITASALO, 1999
"Effect of camera location on variables of 3D motion analysis", XVIIth Meeting of the International Society of Biomechanics, Calgary, Canada, 190

SANDERS S.H. & S.F. BRENA, 1993
"Empirically derived chronic pain patient subgroups: the utility of multidimensional clustering to identify differential treatment effects", Pain, 54, 51-6

SAUNDERS J.B., V.T. INMAN & H.D. EBERHART, 1953
"The major determinants in normal and pathological gait", J. Bone Joint Surg., 35, 543-558

SENACH B., 1990
"Evaluation et ergonomie des interfaces homme-machine : revue de la littérature", Rapport de recherche, INRIA, Sophia Antipolis, 1180, 70p

SHIAVA R., S. CHAMPION, F. FREEMAN & P. GRIFFIN, 1981
"Variability of electromyographic patterns for level-surface walking through a range of self-selected speeds", Bull. Prot. Res., 18, 5-14

SHIAVI R., L.Q. ZHANG, T. LIMBIRD T & M.A. EDMONDSTONE, 1992
"Pattern analysis of electromyographic linear envelopes exhibited by subjects with uninjured and injured knees during free and fast speed walking", J. Orthop. Res., 10, 226-236

SIEGLER S., R. SELIKTAR & W. HYMAN, 1982
"Simulation of human gait with aid of a simple mechanical model", J. Biomech., 15, 415-425

SIEGLER S., W. LIU, B. SENNETT, RJ. NOBILINI & D. DUNBAR, 1998
"The three-dimensional passive support characteristics of ankle braces", J. Orthop. Sports Phys. Ther., 26, 299-309

SINCLAIR M.A., 1990
"Subjective assessment" In "Evaluation of human works: a practical ergonomics methodology", Wilson & Corlett Editors, Ed. Taylor & Francis, New York, 890p

SMIDT G.L. & J.B. WADWORTH, 1973
"Floor reaction forces during gait: Comparison of patients with hip disease and normal subjects", Phys. Ther., 53, 1056-1062

SPAGELE T., A. KISTNER, A. GOLLHOFER, 1999
"Modelling, simulation and optimisation of a human vertical jump", J. Biomech., 32, 521-530

STAMMERS R.B., M.S. CAREY & J.A. ASTLEY, 1990
"Task analysis" In "Evaluation of human work. A practical ergonomics methodology", Wilson J.R. & E.N. Corlet Editors, Ed Taylor & Francis, London, 880p

STIJNEN V.V., E.J. WILLEMS & A.J. SPAEPEN, 1983
"A modified release method for measuring the moment of inertia of the limbs", In Matsui H. & K. Kobayashi Editors, Biomechanics VIII-B, Champaign, Human Kinetics, 1152-1159

STROKES V.P., H. LANSHAMMAR & A. THORSTENSSON, 1997
"Extraction of repeating patterns via optimally weighted ensemble averaging", International symposium of Biomechanics, Japon, Tokyo, 167

SUTHERLAND D.H., 1984
"Gait disorders in childhood and adolescence", Ed Williams & Wilkins, Baltimore

TABARIN V., 1989
"Coopération entre opérateur et système d'aide à la décision pour la conduite de procédés continus", Thèse de Doctorat, Université de Valenciennes, 237p

TANGEMAN P.T., D.A. BANAITIS & A.K. WILLIAMS, 1990
"Rehabilitation of chronic stroke patients : changes in functional performance", Arch. Phys. Med. Rehabil., 71, 876-880

TANGEMAN P.T., D.A. BANAITIS & A.K. WILLIAMS, 1990
"Rehabilitation of chronic stroke patients : changes in functional performance", Arch. Phys. Med. Rehabil., 71, 876-880

TROSSELLO B., D.O. SLOSMAN, M. ROTH, B. UEBELHART, C. KIEKENS, A. CHANTRAINE & D. UEBELHART, 1999
"Evolution prospective de la composition corporelle et des marqueurs biochimiques du remodelage osseux chez l'hémiplégique", Ann. Réadaptation Méd. Phys., 42, 151-160

TUCKER C.A., C.A. McGIBBON & D.E. KREBS, 1999
"Neurocomputational unsupervised clustering for pattern recognition of mechanical power data obtained during ambulation in elderly", XVIIth Meeting of the International Society of Biomechanics, Calgary, Canada, 74

TUCKER C.A., C.A. McGIBBON & D.E. KREBS, 1999
"Neurocomputational unsupervised clustering for pattern recognition of mechanical power data obtained during ambulation in elderly", XVIIth Meeting of the International Society of Biomechanics, Calgary, Canada, 74

VAN DER LINDEN M.L., S.E. SOLOMONIDIS, W.D. SPENCE, N. LI & JP PAUL, 1999
"A methodology for studying the effects of various types of prosthetic feet on the biomechanics of trans-femoral amputee gait", J. Biomech., 32, 877-889

VARDAXIS V.G., P. ALLARD, R. LACHANCE & M. DUHAIME, 1998
"Classification of able-bodied gait using 3-D muscle powers", Hum. Mov. Sci., 17, 121-136

VAUGHAN C.L., B.L. DAVIS & J.C. O'CONNOR, 1992
"Dynamics of human gait", Ed. Human Kinetics Publishers, Leeds, 137p

VIEL E., 1998
"Evaluation de la marche" In "Le diagnostic en kinésitherapie", Ed. Masson, Paris, 80-86

VON SCHROEDER H.P., R.D. COUTTS, P.D. LYDEN & E.J. BILLINGS, 1995
"Gait parameters following stroke : a particle assessment", J. Rehabil. Res. Dev., 32, 25-31

WADE D.T. & R.L. HEWER, 1987
"Functional abilities after stroke: measurement, natural history and prognosis", J. Neurol. Neurosurg. Psychiatry, 50, 177-182

WADE D.T., V.A. WOOD, A. HELLER, J. MAGGS & R.L. HEWER, 1987
"Walking after stroke : measure and recovery over the first 3 months", Scand. J Rehab. Med., 19, 25-30

WADSWORTH J.B., G.L. SMIDT & R.C. JOHNSTON, 1972
"Gait characteristics of subjects with hip disease", Phys. Ther., 52, 829-837

WAHBA G., 1975
"Smoothing noisy data with spline functions", Numer. Math., 24, 383-393

WARD J.H., 1963
"Hierarchical grouping to optimize an objective function", J. Am. Stat. Assoc., 58, 236-244

WATELAIN E., 1997
"Evaluation fonctionnelle du patient hémiplégique et plus particulièrement de la marche", Rapport interne, LAMIH, Université de Valenciennes, 87p

WATELAIN E., THEVENON A., F. BARBIER, P. MORETTO, G. KEMOUN & G. LENSEL-CORBEIL, 1997
"Hemiplegic gait : Reproducibility of joints kinematics from one stride to the next", Congrès de l'International Symposium of Posture and Gait, Paris, France

WATELAIN E., THÉVENON A, KEMOUN G., BARBIER F., BENAIM C. & LENSEL-CORBEIL G., 1997b
"Etude inter-professionnelle des "stratégies" d'évaluation fonctionnelle de la marche du patient hémiplégique", XIIe Congrès de la SOFMERR, Strasbourg ; Ann. Réad. Méd. Phys., 40(6), 334

WATELAIN E., THEVENON A., BARBIER F., KEMOUN G., LENSEL-CORBEIL G., ALLARD P. & LEPOUTRE F.X., 1998
"Evaluation visuelle de la marche du patient hémiplégique", XIIIe Congrès de la SOFMERR, Lyon ; Ann. Réad. Méd. Phys., 41(6), 336

WATELAIN E., BARBIER F., DEVYNCK T., PINTI A., KEMOUN G., BOLUIX B. & ANGUE J.C., 1998b
"Estimation des masses segmentaires des membres inférieurs du patient hémiplégique à l'aide d'IRM", XIIIe Congrès de la Société de Biomécanique, Lyon ; Arch. Physiol. Bioch., 106B, 162

WATELAIN E., F. BARBIER, P. ALLARD, A. THÉVENON & J.C. ANGUÉ, 1999
Classification of elderly healthy men on the basis of biomechanical data, Arch. Phys. Med. Rehabil., Arch. Phys. Med. Rehabil., 81, 000-000, 2000 (sous presse)

WATELAIN E., J. FROGER, F. BARBIER, G. LENSEL, M. ROUSEAUX, F.X. LEPOUTRE & A. THÉVENON, 1999b
Clinical gait analysis strategies in the medical and paramedical preofessions, Arch. Phys. Med. Rehabil. (soumis).

WATELAIN E., F. DUJARDIN, F. BABIER, D. DUBOIS & P. ALLARD, 1999c
Compensatory actions in the lower limb of subjects in an early stage of hip osteoarthritis, Arch. Phys. Med. Rehabil., (soumis2)

WATELAIN E., ALLARD P., THÉVENON A., LENSEL G., DUBOIS D. & KEMOUN G., 1999d
Is there different gait patterns for healthy elderly men?, XIVe Congrès de l'International Society of Posture and Gait, Waterloo, Canada, Ontario; Gait & Posture, 9(suppl. 1), S24

WATELAIN E., BARBIER F., THEVENON A., LENSEL G. & LEPOUTRE F-X., 1999e
Proposition of new graphic interface for clinical gait evaluation, XIVe Congrès de l'International Society of Posture and Gait, Waterloo, Canada, Ontario; Gait & Posture, 9(suppl. 1), S55

WEINBERG R.S. & D. GOULD, 1999
"Foundations of sport and exercise psychology", Ed. Human Kinetics, London, 520p

WHITTLE M.W., 1996
"Gait analysis. An introduction", 2nd Ed, Ed. Butterworth heinemann, Oxford, 248p

WILSON D.R. & J.J. O'CONNOR, 1997
"A three-dimensional geometric model of the knee for the study of joint force in gait", Gait & Posture, 5, 108-115

WILSON J.R. & E.N. CORLET, 1990
"Evaluation of human work. A practical ergonomics methodology", Eds J.R. Wilson & E.N. Corlet, Ed Taylor & Francis, London, 880p

WINTER D.A., 1982
"Camera speeds for normal and pathological gait analyses", Med. Biol. Eng. Comput., 20, 408-412

WINTER D.A., 1984
"Biomechanics of human movement with applications to the study of human locomotion", Biomedical engineering, 9, 287-314

WINTER D.A., 1984
"Pathologic gait diagnosis with computer-averaged electromyographic profiles", Arch. Phys. Med. Rehabil., 65, 393-398

WINTER D.A., 1985
"Concerning the scientific basis for the diagnosis of pathological gait and for rehabilitation protocols", Physiother. Canada, 37, 245-252

WINTER D.A., 1987
"Mechanical power in human movement : generation, absorption and transfer", Med. Sport Sci., vol. 25, 34-45

WINTER D.A. & H.J. YACK, 1987
"EMG profiles during normal human walking : stride-to-stride and inter-subject variability", Electroencephalog. Clinical Neurophysio., 67, 402-411

WINTER D.A., 1990
"Biomechanics an motor control of human movement", A Wiley Inters. Publ., 2e Ed., New York, 143p

WINTER D.A., 1991
"The biomechanics and motor control of human gait", 2nd ed., Ed. Press Universitaire de Waterloo, Ontario, 210p

WINTER D.A., A.E. PATLA, J.S. FRANK & S.E. WALT, 1990
"Biomechanical walking pattern changes in the fit and healthy elderly", Phys. Ther., 70, 340-347

WINTERS J.C., K.H. GROENIER, J.S. SOBEL, H.H. ARENDZEN & B. MEYBOOM-DE JONGH, 1997
"Classification of shoulder complaints in general practice by means of cluster analysis", Arch. Phys. Med. Rehabil., 78, 1369-1374

WINTERS T.F., J.R. GAGE & R. HICKS, 1987
"Gait patterns in spastic hemiplegia in children and young adults", J. Bone Joint Surg., 69A, 437-441

WOLFSON L., R. WHIPPLE, P. AMERMAN & J.N. TOBIN, 1990
"Gait assessment in the elderly : gait abnormality rating scale and its relation to falls", J. Gerontol., 45, M12-M19

WOLFSON L.W., R. WHIPPLE, C.A. DERBY, P. AMERMAN, J.N. TOBIN & L. NASHNER, 1992
"The effect of age, disease and gender on the balance of healthy elderly", In "Falls, Balance and gait disorders in the elderly", Ed. Elsevier, Paris, 129-136

WOLTRING H.J., 1985
"On optimal smoothing derivative estimation from noisy displacement data in biomechanics", Hum. Mov. Sci., 4, 229-245

WOLTRING H.J., 1991
"Definition and calculus of attitude angle, instantaneous helical axes and instantaneous centres of rotation from noisy position and attitude data", Int. Symp. 3-D Analysis Hum. Mov., Montreal, Quebec, Canada

WOODARD H.G. & D.R. WHITE, 1986
"The composition of body tissues", Br. J. Radiol., 59, 1209-1219

WOOTTEN M.E., M.P. KADABA & G.V. COCHRAN, 1990
"Dynamic electromyography. II. Normal patterns during gait.", J. Orthop. Res., 8, 259-265

YNGVE D.A. & C. CHAMBERS, 1996
"Vulpius and Z-lengthening", J. Pediatr. Orthop., 16, 759-764

ZATSIORSKY V. & V. SELUYANOV, 1983
"The mass and inertia characteristics of the main segments of the human body", Biomechanics VIII-B, Ed. by Matsui H. & K. Kobayashi, Human Kinetics Publisher, Champaign, IL, 1151-1159

ZATSIORSKY V. & V. SELUYANOV, 1985
"Estimation of the mass and inertia characteristics of the human body by means of the best predictive regression equation", Biomechanics IX-B, Ed by Winter D.A., R.W. Norman, R.P. Wells, K.C. Hayes & A.E. Patla, Human Kinetics Publisher, Champaign, IL, 233-239

ZATSIORSKY V., V. SELUYANOV & L. CHUGUNOVA, 1990
"In vivo body segment inertia parameters determination using gamma-scanner method", In "Biomechanics of human movement : Applications in Rehabilitation, Sports and Ergonomics", Berne N. & A. Cappozzo Editors, Bertec Corporation, Worthington, OH, P186-202

ZHANG L.Q., R. SHIAVI, M.A. HUNT & J.J. CHEN, 1991
"Clustering analysis and pattern discrimination of EMG linear envelopes", IEEE Trans. Biomed. Eng., 38, 777-784

Index

Abductif (Raisonnement) I.2.1.1. / I.2.4.1.
Accélération I.3.4.2.
Accéléromètre (Outils) I.3.2.
Accident vasculaire cérébrale III.2.1. / III.3.2.
Acteur du mouvement I.2.1.2. / I.3.1. / II.1. / II.2.2.2.1. / II.3.2.5.
Aide à la décision I., IV, V
Aide à la marche III.3.2. / III.2.3. / IV.4. / V.2.4.
Algorithme II.3.3.3. / IV.2.3.
Alphabétique (Classement) III.2.3.1.7. / IV.2.3.1.9.
Anatomique (Classement) III.3.3.2. / IV.2.3.1.3. / IV.2.3.1.9. / IV.3.4.
Architecture logicielle IV.3.1.
Artefacts de mesure II.3.3.3.
Attente (des utilisateurs) I.4.2.2. / II.2.2.2.1. / III.3.3.3. / III.6. / V.1.2.
Attente (issue du contexte) I.2.4.2. / III.6.
Barrière sémantique I.2.2.
Base de connaissances II.1. / II.2. / III.1. / V.1.1.
Besoins (des utilisateurs) I.4.2.2. / II.2.2.2.1. / III.3.3.3. / III.6. / IV. / V.1.2.
Biais de jugement I.2.4.2. / IV.2.2.7. / IV.2.3.1. / IV.2.2.2. / IV.2.3.1.9./ V.3.1.
Bibliographie (Recherche) II.1. / II.2. / V.1.
Biomécaniques (Facteurs) I.2.2.
Biophysique (Fondements) I.2.2.
Bottom-up method II.2.2.2.2.
Calibration I.3.2. / I.3.3.2. / I.3.3.4. / I.4.1.2. / II.3.2.1. / III.4.2.2. / III.4.2.3.
Cameras (Déplacement et placement) I.4.1.2. / V.1. / V.3.2.
Caméras (Nombre) I.3.3.4. / I.4.1.2. / III.4.2.2. / V.3.2.
Capteur de force I.3.2. / I.3.3.3.
Capteur de pression I.3.2. / I.3.3.3. / II.3.3.2.
Caractérisation d'un individu II.4.1.
Catégoriel (Classement) III.3.3.2. / IV.2.3.1.5. / IV.2.3.1.9.
Cellule photoélectrique (outils) I.3.2.
Centre de rotation I.3.4.4.
Chronomètre (outils) I.3.2.
Chute (Risque de) III.4.2.5.
Classe de comportement (voir style de mouvement)
Classement des informations I.2.1.3. / I.2.4.2. / II.1. / II.2.1. / II.4.1. / II.4.3. / III.3.2. / III.3.3.2. / III.3.3.3. / III.6. / IV.2. / IV.3.4.
Classification hiérarchique II.4.1. / II.4.3.
Clinique (Approche) I.4.2.2. / V.3.3.
Cluster (Analyse en) III.3.3.1. / III.5.2.
Coefficient de variation III.4.2.2. / IV.2.2.1
Cogniticien II.1. / II.2.2.2.2. / III.3.2.
Cognitive (Approche) I.2.1.1. / V.3.3.
Collaboration II.1. / II.2.2.1. / II.2.2.2.
Comportement (Classes de) I.4.3. / II.1. / II.2.2. / III.1. / III.3.3.3. / III.3.3.4. / V.1.1.
Comportement analogue I.2.1.2.
Conceptualisation II.2.2.2.
Connaissances (Extraction) II.2. / II.2.2. / II.2.2.2. / III.3. / V.1.1. / V.2.2.
Connaissances académiques I.2.4.2.
Connaissances associées I.2.4.2. / IV.2.2.6.
Conservatisme I.2.4.2.

Contacteur (outils) I.3.2.
Contexte (prise de mesures) II.5.3.1.
Contexte des informations I.2.4.2. / II.3.2.6. / II.4. / II.5.3. / IV.2.2.1 / V.1.2.
Contradiction & Divergence III.3.3.2.
Contraintes (des utilisateurs) I.4.2.2. / II.2.2.2.1. / III.3.3.3. / III.6. / V.1.2.
Contrôle moteur I.2.2. / I.3.4.3.2.
Coopération (voir collaboration)
Coordonnées 2D I.3.3.1. / I.3.4.1.
Coordonnées 3D I.3.3.2. / I.3.4.1.
Correction locale ou globale de coordonnées II.3.3.3.
Coxarthrose V.2.5.
Curative (Approche) I.4.2.2. / III.2.3.
Décalage temporel des signaux III.4.2.2.
Découpage de signaux II.3.3.3.
Déductif (Classement) III.3.3.2. / IV.2.3.1.6. / IV.2.3.1.9.
Déductif (Raisonnement) I.2.1.1. / I.2.4.1. / III.3.3.
Développement moteur (Niveau) I.2.2.
Difficulté d'évaluation IV.2.2.4.
Disciplinaire (champs) I.2.2.
Discriminants (Paramètres) I.2.1.3. / II.4.4.
Dispersion des mesures (voir variabilité)
Dispositifs expérimentaux (voir protocole)
Distances (entre des paramètres) II.4. / II.4.1. / II.4.4. / II.5.1. / IV.2.2.1.
Distorsion d'optique I.3.3.1.
Divergence (voir contraditions)
DLT I.3.3.1.
Données (Accès aux) II.1. / II.4. / II.5.2.2. / IV.2.3.
Données (Homogénéisation) II.4.2.
Données (Mise en forme) II.1.
Données (Traitement) II.2.2.1. / III.3.2.
Echange gazeux (outils) I.3.2.
Echanges thermiques (outils) I.3.2.
Echelle analogique visuelle I.3.1.
Effet de traîne I.3.3.1.
Efforts internes I.3.2. / I.3.3.3.
Electroencephalographie (outils) I.3.2.
Electromyographie (outils) I.3.2.
Electroocculographie (outils) I.3.2.
Energie Cinétique I.3.4.4.
Energie Potentiel I.3.4.4.
Entretien I.3.1. / II.2.2.2. / II.2.2.2.2. / III.3.2. / III.3.3.3.
Enveloppe des mesures III.4.2.2.
Environnementaux (facteurs) I.2.2.
Erreur de jugement I.2.4.2. / I.3.2. / V.1.2.
Etiologique (Classement) III.3.3.2. / IV.2.3.1.4. / IV.2.3.1.9.
Evaluation clinique de la marche III.1. / III.3.2.
Evaluation fonctionnelle de la marche III.1. / III.3.2. / IV.
Evaluation instrumentée de la marche III.1. / IV.1. / IV.
Evaluation visuelle de la marche III.1. / III.3.2. / IV.1.
Examen complémentaire IV.1.
Explicite (aide à la décision) I.2.1.1.
Extrapolation (techniques) II.3.3.3.
Extrapolative (approche) I.2.1.2. / V.3.3.
Familiarisation II.3.2.5. / III.4.2.5. / III.4.2.1. / V.2.1. / V.1.2.
Fenêtres temporelles II.4.2. / II.4.4.
Filtrage II.3.3.3.

Fonctionnement (modalité de l'interface) IV.2.1. / IV.3.
Force de frottement I.3.4.3.2. / I.3.4.4.
Force internes I.2.1.2. / III.4.1.1.
Fragments de connaissances II.2.2.2.
Fréquence cardiaque (outils) I.3.2.
Fréquence d'acquisition I.3.3.1. / I.3.3.4. / III.4.2.2. / II.4.1. / II.3.3.3. / II.2.2.2.
Fréquence respiratoire (outils) I.3.2.
Données d'un sujet (Gestion des) IV.3.3.
Utilisateur (Gestion des) IV.3.2.
Goniomètre (outils) I.3.2.
Grille d'évaluation I.3.1. / III.1. / III.3.3.1.
Habileté I.4.1.1.
Hémiplégie (conséqeunces sensori-motrice) III.1. / III.2.1.
Hémiplégie (marche) III.
Hémiplégie (pathologie) III.1. / III.2.1. / III.3.2.
Hypothèses (formulation) I.2.4.1. / III.3.3.3.
Hypothèses (simplificatrices) II.2.2.1. / II.3.2.4. / II.5.3.1. / II.6.
Hypothèses (vérification) I.2.1.2. / I.2.4.1.
Imagerie médicale II.3.2.4. / III.4.1.1. / V.2.3.
Implicite (Aide à la décision) I.2.1.3.
Imprécision (voir précision)
Indicateur Qualifié II.1. / II.2. / II.2.2.2.2. / II.3. / II.3.2.5. / II.4. / III.1. / III.3.1. / III.3.2. / III.3.3 / III.3.3.3. / III.3.3.4. / III.6. / IV.2. / IV.2.3.2. / V.1.1.
Indice (présentation) II.5.1. / IV.2.2. / IV.2.3.2.
Indice d'agrégation II.4.1. / II.4.3.
Indice d'indicateur II.4.4. / IV.2.3.2.
Indice discriminants II.4. / IV.2.3.2.
Indice global II.4.4. / IV.2.3.2.
Indice locale II.4.4. / IV.2.3.2.
Indice semi-global II.4.4. / IV.2.3.2.
Inductif (raisonnement) I.2.1.1. / I.2.4.1.
Information (ordre) I.2.4.2.
Infrarouge I.4.1.2.
Instanciation II.2.2.2.2.
Intelligence artificielle I.2.1.1. / V.3.2. / V.3.3.
Interface graphique IV. / V.2.1.
Interlocuteur (de l'analyse du mouvement) II.1. / II.2. / III.1.
IRM III.4.1. / V.2.3.
Jugement humain I.3.
Justifiabilité I.2.4.2.
Kinésithérapeutes II.2.2.2. / III.3.2. / III.3.3.1. / III.3.3.3. / III.3.3.4.
Lien de causalité I.2.4.1.
Linéarisation des caméras I.3.3.1.
Lissage II.3.3.3.
Logiciel de simulation I.2.1.2.
Magnétophone (enregistrement) III.3.1. / V.2.1.
Marche (description) III.2.2.
Marche (variabilité) + voir mesures III.4.2. / III.5.3. / IV.2.2.1
Marqueur réfléchissant I.3.3.1. / IV.4. / V.1.2.
Marqueurs (nombre) I.3.3.4. / I.4.1.2. / IV.4. / V.1.2.
Marqueurs actifs I.3.3.1 / I.3.2. / I.3.3.4.
Marqueurs passifs I.3.2. / I.3.3.4.
Mesures (Précision des) I.3.3. / II.3.2. / II.3.2.2. / II.5.3.1. / III.4.1. / III.4.2. / V.1.2.

Mesures (variabilité)	I.2.4.2. / I.4.3. / II.3.2.3. / II.5.3.1. / II.6. / III.1. / III.4.2. / III.5.3. / IV.2.2.1 / V.1.2.
Mesures anthropométriques	III.4.2.2. / V.2.3.
Mesures préliminaires	II.3.1.
Méthodologie (analyse du mouvement)	II. / III.1. / V.1.1. / V.2.5.
Mètre (outils)	I.3.2.
Mode de raisonnement	I.2.1.1. / I.2.4.1. / II.2.2.2.2.
Modèle (niveaux de complexité)	I.3.4.3.2.
Modèle	I.2.1.2. / I.3.4.3./ I.4.1.2. / II.2.2.1. / II.3.2. / III.4.1. / III.5.2. / III.6.
Modèles anthropométriques	II.3.2.4. / III.1. / III.4.1. / III.6. / V.2.3.
Moments musculaire	I.3.2. / I.3.3.3. / I.3.4.1. / I.3.4.3.2. / I.3.4.4. / II.3.3.2. / III.4.1.1. / III.5.
Mouvement (Acteur du)	II.1. / II.2. / III.3.2.
Mouvement (Contraintes du)	I.4.1.1. II.2. / II.2.2.2.1.
Mouvement (Efficacité)	I.4.2.1.
Mouvement (Expert du)	II.1. / II.2. / II.2.2.2.1. / II.3.2.5. / III.3.2.
Mouvement (Finalité)	I.4.2.
Mouvement (modèle)	I.4.2.1.
Mouvement (rendement)	I.4.2.1.
Mouvement (rotation)	I.4.1.2. / I.3.4.3.2.
Mouvement (Spécialiste du)	II.1. / III.3.2.
Mouvement (translation)	I.4.1.2. / I.3.4.3.2.
Mouvement contextuel/non contextuel	I.4.1.1.
Multidimensionnelle (statistique)	II.4.2. / II.4.4.
Multidisciplinaire	I.2.2 / I.2.3.
Multi-expertise	II.2.2.2.
Multifactorielle (approche)	I.2.2. / V.1.1.
Navigation (dans le logiciel)	IV.3.1.
Neurologues (médecins)	II.2.2.2. / III.3.2. / III.3.3.1. / III.3.3.3. / III.3.3.4.
Normalisation des données	II.3.3.3.
Norme	I.4.3. / III.1. / III.5.5.
Numériques (classements)	II.5.1.
Objectifs (outils)	I.3.2.
Objective (approche)	I.2.1.3.
Observation	I.2.3. / I.3.1. / II.2.2.2. / II.2.2.2.1.
Optimisation (de l'analyse du mouvement)	V.3.3.
Palliative (approche)	I.4.2.2. / III.2.3.
Paramètres spatio-temporels	III.2.2. / III.5.
Parcours de marche	V.3.2.
Pédagogiques (facteurs)	I.2.2.
Perception de l'effort	I.3.1. / II.5.3.1.
Photographies	IV.2.2.6.
Physiologique (signaux)	I.3.2.
Physiologiques (facteurs)	I.2.2.
Physique (variables)	II.1.2.
Plate forme de force	I.3.2. / I.3.3.3. / II.3.3.2. / III.4.2.2.
Pondération	II.4.2.
Précision (système optoéléctronique)	I.3.3.4. / II.3.2.2.
Préférentiel (Classement)	III.3.3.2. / IV.2.3.1.2. / IV.2.3.1.9.
Données (Pré-traitement)	II.1. / II.3.3.3. / II.6. / III.1.
Préventive (Approche)	I.4.2.2. / III.2.3.
Prise de décision (Contexte de la)	I.2.4.2.
Prise de décision (Etapes de)	I.2.4.1.
Problème décisionnel	I.2.4.1.
Processus décisionnel	I.2.4.1.

Professionnel (Classement) III.3.3.2. / IV.2.3.1.1. / IV.2.3.1.9.
Propagation de l'erreur I.3.3.2. / II.6. / V.1.1.
Propositions thérapeutiques III.3.3.3.
Propriétés inertielles II.3.2.4. / III.4.1. / V.2.3.
Protocole (proposition) IV.4
Protocole II.3. / II.3.1. / II.3.2.5. / III.4.
Psychosociologiques (facteurs) I.2.2. / I.2.3.
Puissance musculaire I.3.4.3.2. / I.3.4.4. / III.5.
Qualitatives (données ou informations) I.2.3. / II.2.2.2. / II.3.2.6. / II.3.3.1. / II.6.
Quantitatives (données ou informations) I.2.3. / II.2.2.2. / II.3.2.6. / II.3.3.2. / II.6.
Questionnaire I.3.1. / III.3.2.
Raffinement II.2.2.2.2.
Recherche de similarité V.3.1. / V.3.3.
Signale (Réduire du) II.4.2.
Rééducateurs (médecin) II.2.2.2. / III.3.2. / III.3.3.1. / III.3.3.3. / III.3.3.4.
Référence(s) II.4. / II.4.1. / II.4.2. / II.6. / III.1. / III.5.5.
Réglementaires (aspects) I.2.2.
Réseaux neuronaux I.2.1.1.
Résultats (présentation) II.2. / II.2.2.1. / II.5. / III.1. / IV.2. / V.1.1.
Scotch-Lit I.3.3.1.
Sémantique (classement des informations) II.4. / II.5.2.2. / III.3.3.2.
Sémantique (contenu) II.6. / IV.1. / V.1.2.
Sémantique (mise au point) II.2.2.2.2.
Sensorielles (prise d'informations) I.2.3.
Signale (centrer) II.4.2.
Significativité pratique II.5.3.1. / II.6. / III.3.1. / III.3.3.4. / III.6. / IV.2.2.5
Significativité statistique II.4.2. / II.5.3.1. / II.6. / III.3.1. / III.3.3.4. / III.6. / IV.2.2.5.
Site de mesures II.3.2.5. / III.1.
Socioculturelles (fondements) I.2.2.
Solution (choix) I.2.4.1.
Soutien (approche de) I.4.2.2. / III.2.3.
Spécialisation disciplinaire I.2.2.
Spirale (modèle en) II.2.2.1.
Stockage d'informations I.3.2. / V.3.
Stratégie d'analyse II.2.2.2.2. / III.3.3.3. / III.6.
Style de mouvement I.4.1.1 / I.4.3. / II.4. / III.5. / V.1.1.
Subjectif (outils) I.3.1.
Subjective (estimation) I.2.3.
Système à base de cas V.3.1. / V.3.3.
Système à base de cas I.2.1.1.
Système à base de connaissances I.2.1.1.
Système d'analyse 3D (contraintes) I.4.1.2.
Système d'analyse 3D (données av modèle) I.3.4.4.
Système d'analyse 3D (données brutes) I.3.4.1.
Système d'analyse 3D (données ss modèle) I.3.4.2.
Système d'analyse 3D I.3.2. / I.3.3.
Système de mesures I.3.
Système expert I.2.1.1. / V.3.3.
Tâche (analyse) II.2.2.2.1.
Taxonomie I.2.1.1.
Technique I.2.2. / I.4.1.1 / I.4.3.
Tests cliniques IV.3.3.
Top-down method II.2.2.2.2.
Transfert d'expertise (voir connaissances extractions)
Travail (variables) I.3.4.4.

Utilisateur (Classement) III.2.3.1.8. / IV.2.3.1.9.
Utilisation des résultats I.4.2.2. / II.1. /
Validation II.2.2.1. / II.2.2.2.2.
Verbalisation I.3.1. / II.2.2.2.
Vidéographie I.3.1. / I.3.2. / III.3.2. / II.5.3.2. / IV.2.2.6. / V.2.1.
Vitesse I.3.4.2.
Vues étoiles II.5.1. / IV.2.2.1.