



HAL
open science

Analyse du mouvement humain appliqué à la locomotion

Eric Watelain

► **To cite this version:**

Eric Watelain. Analyse du mouvement humain appliqué à la locomotion. Sciences du Vivant [q-bio].
Université de Valenciennes, 2006. tel-03046931

HAL Id: tel-03046931

<https://hal.science/tel-03046931v1>

Submitted on 8 Dec 2020

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

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



Habilitation à Diriger des Recherches

(Arrêté du 23 novembre 1988 relatif à l'habilitation à diriger des recherches)

Analyse du mouvement humain appliqué à la locomotion

par

Eric WATELAIN

Section du C.N.U. : 74^e SECTION

Sciences et Techniques des Activités Physiques et Sportives

N°ORDRE : 06/04

Soutenue le 13 décembre 2006 devant le jury composé de :

Ghislaine Lensel	Université de Lille 2	Co-Directeur
François Xavier Lepoutre	Université de Valenciennes	Co-Directeur
Philippe Gorce	Université de Toulon Var	Rapporteur
Vincent Nougier	Université de Grenoble	Rapporteur
Thierry Pozzo	Université de Bourgogne	Rapporteur
André Thevenon	Université de Lille 2 & CHRU	Examineur

Laboratoire d'Automatique et de Mécanique et d'informatique Industrielles et Humaines

LAMIH - UMR CNRS 8530 - GR " Biomécanique"

Université de Valenciennes et du Hainaut-Cambrésis

59313 VALENCIENNES Cedex 9

Remerciements

Je remercie chaleureusement les scientifiques qui m'ont fait l'honneur de faire partie de mon jury d'habilitation à diriger des recherches,

- Ghislaine Lensel de l'Université de Lille 2, Co-Directeur qui m'a assuré un encadrement scientifique et humain depuis la maîtrise jusqu'à l'habilitation, merci pour votre disponibilité, votre rigueur et vos innombrables contributions à mes travaux,
- François Xavier Lepoutre de l'Université de Valenciennes, Co-Directeur, pour m'avoir accueilli dans son équipe depuis mon intégration à l'Université de Valenciennes ainsi que pour cet encadrement d'habilitation et la confiance que vous m'avez accordée en de nombreuses occasions dans le cadre de la réalisation de projets communs,
- Philippe Gorce de l'Université de Toulon Var, Vincent Nougier de l'Université de Grenoble et Thierry Pozzo de l'Université de Bourgogne pour avoir accepté d'être rapporteur de ce travail, pour le temps important passé à l'analyse de ce document et pour les discussions riches qui en ont découlé,
- André Thevenon de l'Université de Lille 2 & CHRU de Lille pour avoir accepté d'être examinateur dans ce jury après avoir été dans celui de ma thèse ainsi que pour les nombreuses discussions et contributions que vous avez pu accorder à mon travail.

Je tiens à remercier les chercheurs avec lesquels j'ai développé mes thèmes de recherches : - au LAMIH notamment, Cyril Garnier (mon co-détenu [...]) pour les nombreuses discussions que nous avons pu avoir sur ce sujet ; - en dehors de l'UVHC, en particulier à Gilles Kemoun de l'université et du CHRU de Poitiers, Domitille Dubois et Anne Dauphin du CHRU de Lille, mais aussi à quelques anciens étudiants et actuels collègues avec qui j'ai pris beaucoup de plaisir à travailler et avec qui j'espère continuer à rester en contact, notamment Stéphane Armand, Patrick Avogadro ou encore Virginie Femery.

Enfin, plus généralement je remercie tous les collègues et étudiants de notre équipe de recherche du LAMIH qui contribuent à son fonctionnement et ainsi nous offrent un environnement matériel et scientifique particulièrement appréciable à Valenciennes.

Organisation du document

Ce document de synthèse résume mon activité universitaire depuis 1996, c'est-à-dire depuis le début de ma thèse. Ce document comprend trois parties, une **première partie** présentant rapidement mon "Curriculum vitae" (pages 13 & 14).

Cette première partie comprend :

- A. [L'état civil](#),
- B. [Les formations](#),
- C. [Les emplois successifs et laboratoires d'accueil](#).

La **seconde partie** "Activités" est beaucoup plus conséquente (pages 15 à 84).

Cette seconde partie comprend à la fois :

- A. [Les activités de recherche](#) (axes de recherche, liste de publications / communications, et animation de la recherche),
- B. [Les activités d'enseignement](#) (enseignement et encadrement pédagogique) et
- C. [Les activités d'administration et d'animation de la vie du campus](#) (représentation collégiale, organisation de journée thématique, implication associative).

La **troisième partie** du document, comprend les [10 principales publications scientifiques](#).

Enfin le document se termine par quelques annexes.

Liste des abréviations

Liées à l'activité de Recherche

A3D : Analyse tridimensionnelle du mouvement
ABC : The Activities-specific Balance Confidence
AFPT : The Aggregate functional performance time (AFPT, seconds)
AMH : Analyse du Mouvement Humain
AQM : Analyse Quantifié de la Marche
AVC : Accident Vasculaire Cérébral
AVQ : Activités de la Vie Quotidienne
BDT : The Bending Down Test
BI : The Barthel index
BNT : The Boston Naming Test
CCPPRB : Comité Consultatif de Protection des Personnes dans la Recherche Biomédicale
CBAS: The Clinical Balance Assessment Scale
CM : Centre de Masse
CPG : Central Pattern Generator
DTT : The Double Task Test
ECD : Extraction de Connaissances à partir de Données
EFM : Evaluation Fonctionnelle de la Marche
EMG : Electromyographie
FRT : The Functional Reach Test
GDS : The 30-item Geriatric Depression Scale
GUGT : The Get-Up and Go Test
HKB : Haken, Kelso et Bunz
HY : The Hoehn et Yahr
IMC : Infirmité Motrice Cérébrale
IRM : Imagerie par Résonance Magnétique
MMS : The Mini Mental Score
MMSE : The Mini Mental State Examination
MMT : The Mini Motor Test
MTT: The Multiple Tasks Test
PST : The Postural Sway Test
RT : The Romberg Test
SCL90 The depression subscale of the Symptom Checklist
SIP68 : The Sickness Impact Profile
SP : Sous-Projet
SRFF: The Self-reported Fear of Falling
TBMS : The Tinetti Balance and Mobility Scale
TGBS: The Tinetti gait and balance score
TMS: Troubles Musculosquelettiques
TT : The Trendelenburg Test
UPDRS : The Unified Parkinson's Disease Rating Scale
Wint : Travail interne

Autres abréviations

AGE : Assemblée Générale Extraordinaire
ANVAR : Agence Nationale de Valorisation de la Recherche
APA : Activités Physiques Adaptées
BEESAN : Brevet d'Etat d'Educateur Sportif des Activités de la Natation (anciennement MNS)
CAPEPS : Certificat d'Aptitude Professionnelle d'Education Physique et Sportive
CEVU : Commission d'Etudes de la Vie Universitaire
CHRU : Centre Hospitalier Régional et Universitaire
CIFRE : Convention Industrielle de Formation par la Recherche
CNRS : Centre National de la Recherche Scientifique
CNU : Conseil National des Universités
CR : Congé de Recherche
CRAM : Caisse Régionale d'Assurance Maladie
CSE : Commission des Spécialistes de l'Enseignement supérieur
DEA : Diplôme d'Etudes Approfondies
DEUG : Diplôme d'Etudes Universitaires Général
DRRT : Direction Régionale à la Recherche et à la Technologie
DRSMN : Direction Régionale du Service Médical Nord – Picardie
DUMPR : Département Universitaire de Médecine Physique et de Réadaptation, CHRU de Lille
Eq. TD : Equivalant en heures de Travaux Dirigés
FSSEP : Faculté des Sciences du Sport et de l'Education Physique
HDR : Habilitation à Diriger des Recherches
IF : Impact Factor
IR : Ingénieur de Recherche
IRRH : Institut Régional de Recherche sur le Handicap
LAM : Laboratoire d'Analyse du Mouvement (CHRU, Lille)
LAMIH : Laboratoire d'Automatique de Mécanique et d'informatique, Industrielles et Humaines
LC : Laboratoire de Cinésiologie (Genève, Suisse)
LEM : Laboratoire d'Etudes du Mouvement (Montréal, Quebec)
LEMH : Laboratoire d'Etude de la Motricité Humaine (Lille 2)
LMD : Licence – Master – Doctorat
MCF : Maître de Conférences
MCS : Modélisation et commande des systèmes
MD : Docteur en Médecine
MNS : Maître Nageur Sauveteur
MPR : médecin de Médecine Physique et de Réadaptation
NPdC : Nord-Pas de Calais
PAC : Publication d'Actes Courts
PU/PH : Professeur des Universités et Praticien Hospitalier
SMPR : Service de Médecine Physique et de Réadaptation
STAPS : Sciences et Techniques des Activités Physiques et Sportives
UFR : Unité de Formation et de Recherche
UVHC : Université de Valenciennes et du Hainaut Cambrésis
VUC : Valenciennes Université Club

Liste des figures et tableaux

Figures

- Figure 1 : Ensemble de la méthodologie d'analyse du mouvement proposée
- Figure 2 : Illustration de la méthode d'ECD utilisée pour expliquer les patrons de marche digitigrades identifiés
- Figure 3 : Schéma simplifié des étapes du déclenchement et de la régulation de la locomotion avec mise en relation des paramètres contrôlés.
- Figure 4a : Mise en relation des étapes du contrôle moteur et du modèle simplifié du tableau 1 avec les principales réalités anatomiques actuellement identifiées
- Figure 4b : Principaux paramètres entrants influençant ou susceptibles d'influencer le contrôle de la locomotion
- Figure 5 : Schématisation de la stratégie de recherche sur la partie gauche associée à l'objet d'étude au centre et à l'échelle de temps sur la partie droite
- Figure 6 : Photo du système de suspension du coureur permettant l'investigation de la contribution du travail interne
- Figure 7 : Schéma général de l'activité de recherche
- Figure 8 : Organigramme binaire utilisé pour assister la classification des tâches en fonction de leurs aptitudes sous-jacentes
- Figure 9 : 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
- Figure 10 : Exemple possible de présentation des résultats des indices provenant des 5 catégories d'indicateurs
- Figure 11 : Exemple d'acquisition de données chez un sujet amputé de cuisse, lors de montée et descente de trois marches
- Figure 12 : Taux de mortalité liés directement à la chute pour 100.000 personnes aux Etats-Unis (d'après Nevitt, 1990)
- Figure 13 : Les six conditions d'organisation sensorielle testée
- Figure 14 : Classification hiérarchique ascendante réalisée à partir des paramètres de marche corps entier
- Figure 15 : Evolutions des angles de flexion/extension de la hanche, du genou et de la cheville avant, à 4 et 8 mois de grossesse ainsi que 6 mois après

Tableaux

- Tableau 1 : Les trois niveaux du système de contrôle du mouvement (Nashner (1997)).
- Tableau 2 : Modélisation simplifiée à trois niveaux du contrôle de la locomotion.
- Tableau 3 : Equipes impliquées dans le projet 1.
- Tableau 4 : Synthèse des publications et communications sur l'ensemble de l'activité universitaire (DEA inclus).
- Tableau 5 : Récapitulatif de participation à des jurys de travaux de recherche.
- Tableau 6 : Synthèse du nombre d'expertises d'articles pour des revues internationales avec leur impact factor (IF) pour chaque année.
- Tableau 7 : Synthèse des heures d'enseignement réalisées depuis la thèse en heures équivalent travaux dirigés (Eq. TD).
- Tableau 8 : Synthèse de l'encadrement d'étudiants en master professionnel ou en projet d'école d'ingénieurs.
- Tableau 9 : Participation à des jurys de travaux universitaires.
- Tableau 10 : Echancier prévisionnel du projet 1.
- Tableau 11 : Echancier prévisionnel du projet 2.
- Tableau 12 : Répartition du travail du thésard sur les 3 ans (projet 2).
- Tableau 13 : Echancier prévisionnel du projet 3.
- Tableau 14 : Evolution de 3 paramètres spatio-temporels exprimés en pourcentage de leur valeur avant la grossesse.
- Tableau 15 : Récapitulatif des principales caractéristiques des trois sous-projets du projet 3.
- Tableau 16 : Répartition du travail du thésard sur les 3 ans et demi (projet 3).

Sommaire

Partie 1 : Curriculum vitæ simplifié

A. Etat Civil	4
B. Formations	4
C. Emplois successifs et laboratoires d'accueil	5

Partie 2 : Activités

A. Activités de recherche	15
1. AXES DE RECHERCHES	17
1.1. La complexité de l'analyse du mouvement ou la nécessité de recherches méthodologiques : Le travail de thèse	17
1.2. De la quantification du mouvement pathologique à l'intégration progressive dans une logique de recherche prédictive : Continuité des travaux	22
1.2.1. Analyse Quantifiée de la Marche : extraction de connaissances à partir de données pour l'aide à l'interprétation clinique de la marche	22
1.2.2. Autres approches	26
1.3. Cadre théorique et formulation de la problématique actuelle	28
1.4. Perspectives de recherche offertes par ces travaux	35
1.4.1. Stratégie d'investigation	35
1.4.2. Projet 1 : Evaluation multicritère et suivi de sujets équipés de prothèses de membre inférieur	40
1.4.2.1. Objectifs du projet	40
1.4.2.2. Partenaires du Projet	42
1.4.2.3. Organisation du projet	42
1.4.2.4. Exploitation des résultats	44
1.4.2.5. Réalisations finales et intermédiaires	45
1.4.3. Projet 2 : Prédiction de la chute chez la personne âgée à partir de l'A3D et de mesures cliniques	46
1.4.3.1. Objectifs du projet	46
1.4.3.2. Partenaires du Projet	47
1.4.3.3. Organisation du projet	47
1.4.3.4. Exploitation des résultats	49
1.4.3.5. Réalisations finales et intermédiaires	49
1.4.4. Projet 3 : Prévention des TMS post partum	50
1.4.4.1. Objectifs du projet	50
1.4.4.2. Partenaires du Projet	51
1.4.4.3. Organisation du projet	51
1.4.4.4. Exploitation des résultats	52
1.4.4.5. Réalisations finales et intermédiaires	52
1.5. Conclusion des axes de recherche	53
2. LISTE DES PUBLICATIONS ET COMMUNICATIONS	54
2.1. Articles internationaux indexés avec IF (2005)	54
2.2. Articles nationaux et internationaux indexés sans IF	55
2.3. Chapitres d'ouvrage	56
2.4. Communications dans les congrès avec comité de lecture et publication d'actes courts	56
2.5. Communications dans les congrès internationaux avec comité de lecture	60
2.6. Communications dans des manifestations scientifiques nationales	61
2.7. Synthèse et tableau récapitulatif des publications et communications	64

3. ANIMATION DE LA RECHERCHE	65
3.1. Encadrement de la recherche	66
3.1.1. Master 2 Recherche	66
3.1.2. Thèse de doctorat	66
3.1.3. Post doctorants	66
3.1.3.1. Post doctorat 1	67
3.1.3.2. Post doctorat 2	68
3.2. Participation à des jurys de travaux universitaires	69
3.3. Contrats de recherche	70
3.4. Activités d'expertises	70
3.4.1. Expertises d'articles pour des revues internationales	70
3.4.2. Expertise ministérielle d'appel à projet	71
3.4.3. Modérateur de session de congrès (Chairman) ou conférencier invité	72
3.5. Principales implications dans des sociétés scientifiques	72
3.5.1. Au niveau national, avec responsabilités	72
3.5.2. Au niveau national, sans responsabilité significative	72
3.5.3. Au niveau régional	73
3.5.4. Divers	73
3.6. Participation à l'organisation de manifestations scientifiques	73
3.6.1. Au niveau international	73
3.6.2. Au niveau national	73
3.6.3. Au niveau régional	74
4. CONCLUSION	75
B. Activités liées à l'enseignement	77
1. Enseignement	77
1.1. Avant l'ouverture de la filière en APA à la FSMS	77
1.2. Depuis l'ouverture de la filière en APA à la FSMS en septembre 2001	77
2. Encadrement pédagogique d'étudiants	79
2.1. Etudiants de licence 2 & 3	79
2.2. Etudiants de master 1 & 2 pro et projet d'école d'ingénieurs	79
3. Membre de jurys de travaux universitaires professionnels	79
4. Perspectives en matière d'activités liées à l'enseignement	80
C. Activités administratives et d'animation de la vie du Campus de l'UVHC	81
1. Représentation collégiale et implication locale à l'UVHC	81
1.1. Représentation collégiale au niveau de l'Université	81
1.2. Implication au niveau du laboratoire	81
1.3. Implication au niveau de la composante d'enseignement	81
1.4. Implication au niveau d'une formation de la composante d'enseignement	82
2. Activités d'animation de la vie du Campus de l'UVHC	82
2.1. Organisation de Journées Thématiques sur les APA de Valenciennes	82
2.2. Implications associatives sur le campus de l'Université	82
2.3. Relais de sport sans frontière	82
3. Perspectives en matière d'activités administratives et d'animation de la vie du Campus	83
Bibliographie	84

Partie 3 : Principales publications

- Armand S., Watelain E., Mercier M., Lensele G., Lepoutre F.X., 2006, [Linking clinical measurements and kinematic gait patterns of toe-walking using fuzzy decision trees](#), *Gait & Posture*, In Press. (IF : 1,691 ; 136°/200 Neuroscience)*
- Toulotte C., Thevenon A., Watelain E. & Fabre C., 2006, [Identification of healthy elderly fallers and non-fallers by gait analysis under dual-task conditions](#), *Clin. Rehabil.* 20(3), 269-276. (IF : 1,447 ; 9°/25 Rehabilitation)*
- Armand S., Watelain E., Mercier M., Roux E., Lepoutre F.X., 2006, [Identification of toe-walking causes with fuzzy decision trees and gait pattern displaying](#), *Gait & Posture*, 23(2), 240-248. (IF : 1,691 ; 136°/200 Neuroscience)*
- Watelain E., Froger J., Barbier F., Lensele G., Rouseaux M., Lepoutre F.X. & Thevenon A., 2005, [Variability of Video-based Clinical Gait Analysis in Hemiplegia as performed by practitioners in diverse specialties](#), *J Rehabil Med.* 37(5), 317-24. (IF : 1,799 ; 2°/25 Rehabilitation)*
- Armand S., Mercier M., Watelain E., Patte K., Pelissier J., Rivier F., 2005, [A comparison of gait in spinal muscular atrophy, type II and Duchenne muscular dystrophy](#), *Gait & Posture*, 21, 369-378. (IF : 1,691 ; 136°/200 Neuroscience)*
- Kemoun G., Defebvre L., Watelain E., Guieu J.D. & Destée A., 2004, [Maladie de Parkinson comme modèle de vieillissement : analyse prospective des troubles de la marche](#), *Rev. Neurol. (Paris)*, 159(11), 1028-1037. (IF : 0,443 ; 132° / 148 Clinical Neurology)*
- Watelain E., Froger J., Barbier F., Lensele G., Rouseaux M., Lepoutre F.X. & Thevenon A., 2003, [Comparison of Clinical gait analysis strategies by French neurologists, physiatrist and physiotherapists](#), *J. Rehabil. Med.*, 35, 8-14. (IF : 1,799 ; 2°/25 Rehabilitation)*
- Kemoun G., Watelain E., Defebvre L., Guieu J.D. & Destée A., 2002, [Stratégies posturales et chutes chez la personne âgée et le sujet parkinsonien](#), *Ann. Réad. Méd. Phys.*, 45, 485-492.*
- Watelain E., Dujardin F., Barbier F., Dubois D. & Allard P., 2001, [Compensatory actions in the lower limb of subjects in an early stage of hip osteoarthritis](#), *Arch. Phys. Med. Rehabil.*, 82(12), 1705-1711. (IF : 1,734 ; 4°/24 Rehabilitation)*
- Watelain E., Barbier F., Allard P., Thevenon A. & Angué J.C., 2000, [Gait pattern classification of elderly healthy men on the basis of biomechanical data](#), *Arch. Phys. Med. Rehabil.*, 81(5), 579-586. (IF : 1,734 ; 4°/24 Rehabilitation)*

Annexes 103

Résumé 159

Partie 1 : Curriculum vitæ

A. Etat Civil	4
B. Formations	4
C. Emplois successifs et laboratoires d'accueil	5

A. Etat Civil

Nom	WATELAIN
Prénom	Eric-Dominique
Nationalité	Française
Date de naissance	18 octobre 1971
Lieu de naissance	Bapaume (Pas-de-Calais)
Situation familiale	Marié, trois enfants (4, 8 et 14 ans)
Situation militaire	Dégagé des obligations militaires depuis le 31 juillet 1996 (Affecté au service des sports, Cambrai)
Adresse personnelle	138 Banlieue vers Ruesnes 59530 Le Quesnoy ☎ 03.27.49.51.46 http://www.eric.watelain.free.fr
Adresse professionnelle	LAMIH UMR CNRS 8530 & Faculté des Sciences et des Métiers du Sport Le Mont Houy, 59313 Valenciennes Cedex 9 ☎ 03.27.51.14.93. ☎ 03 27 51 13 16 ✉ eric.watelain@univ-valenciennes.fr , http://www.univ-valenciennes.fr/LAMIH/
Fonction actuelle :	Maître de conférences à la Faculté des Sciences et des Métiers du Sport, nommé le 1 ^{er} septembre 2000, titularisé le 1 ^{er} septembre 2001

B. Formations

1. Diplômes universitaires

1999 (Novembre) **Doctorat** STAPS, Université de Lille 2,

Titre : « [Proposition d'une méthode d'analyse du mouvement : Application à l'analyse de la marche du sujet hémiplégique](#) »,

Jury : *Co-direction* P^r G. Lensel (Université de Lille 2) et F. Barbier (Université de Valenciennes),
Autres membres du Jury : P^r P. Allard (Université de Montréal), P^r J.C. Angué (Université de Valenciennes), P^r F.X. Lepoutre (Université de Valenciennes), P^r A. Thevenon (CHRU de Lille).

Mention : Très honorable

1996 *Service National*

1995 **DEA** « **Les facteurs de la performance motrice** », UFR STAPS Lille 2,

Titre : Renforcement musculaire du biceps brachii en simple ou double tâche - Suivi longitudinal de cinq semaines d'entraînement.

Jury : *Direction* P^r G. Lensel (Université de Lille 2), *Autres membres du jury* : P^r S. Bouisset (Paris) ; P^r A. Ferry (Paris) ; P^r C. Pérot (Compiègne).

Mention : Bien

1994 **Maîtrise STAPS mention** Activités Physiques Adaptées, UFR STAPS Lille 2

1993 **Licence STAPS mention** Activités Physiques Adaptées, UFR STAPS Lille 2

1992 **DEUG** STAPS, UFR STAPS Lille 2

1990 **Baccalauréat** Série D

2. Principaux stages de formation

- « Transfert de Technologie : Evaluation qualitative et quantitative d'un projet technologique », Délégation CNRS NPdC/DRT, Lille, 2005-2006
- « Négocier un contrat industriel », Délégation CNRS NPdC/DRT, Lille, 2005-2006
- « La formation des cadres universitaires : Comptabilité », université de Valenciennes, 2005-2006
- « Droits des Citoyens, Obligations de l'administration », université de Valenciennes, 2004-2005
- « La formation des cadres universitaires : Législation », université de Valenciennes, 2004-2005
- « Sport et santé, une question d'équilibre », Université du sport 2004, Carcan Maubuisson, 5-9 juillet 2004
- « Les nouvelles missions de l'Université » formation du CIES, 18 décembre 2000
- « Diplôme Inter-Universitaire de Langue » : option anglais (99/00 et 00/01)
- « Activités Physiques et Sportives et Handicaps », Journée de formation de Pen Bron, (44), 25 avril 2000
- « Introduction au traitement numérique du signal et application », ISTV Valenciennes, 27 janvier 2000 au 11 février 2000
- « La planification de la préparation physique », UFR STAPS de Dijon, 17 et 18 décembre 1999
- « Ecole Thématique d'Analyse du Mouvement », Centre de Formation Marseille Luminy, du 28 septembre au 2 octobre 1998
- « Anglais langue culturelle 1 », CNED, 1995-1996

C. Emplois successifs et laboratoires d'accueil

1. Emplois et statuts successifs

- 2006-** Maître de conférences (STAPS de Valenciennes)
- 2005-2006** Congés de recherche de l'Université de Valenciennes
- 2001-2005** Maître de conférences (STAPS de Valenciennes)
- 2000-2001** Maître de conférences Stagiaire (STAPS de Valenciennes)
- 1999-2000** Attaché Temporaire d'Enseignement et de Recherche (STAPS de Valenciennes)
- 1996-1999** Allocataire de recherche de la Région Nord-Pas de Calais (thèse : Lille 2)
- 1995-1996** Appelé du contingent, service des sports (Cambrai)

2. Laboratoires d'accueil

- 2003 -** LAMIH*
- 1999-2003** LAMIH, LAM
- 1996-1999** LEMH, LAMIH, LAM
- 1995-1996** LEMH

*LEMH : Laboratoire d'Etudes de la Motricité Humaine, Faculté des Sciences du Sport et de l'Education Physique, Université de Lille 2 ; LAMIH : Laboratoire d'Automatique et de Mécanique et d'informatique Industrielles et Humaines, UMR CNRS 8530, Université de Valenciennes ; LAM : Laboratoire d'Analyse du Mouvement, Hôpital Roger Salengro, Neurologie A, CHRU de Lille ; * Attaché au DUMPR : Département Universitaire de Médecine Physique et de Réadaptation, CHRU de Lille*

Partie 2 : Activités

A. Activités de recherche	15
B. Activités liées à l'enseignement	77
C. Activités administratives et d'animation de la vie du campus de l'UVHC	81

A. Activités de recherche

L'activité de recherche est la partie fondamentale de l'activité de l'enseignant chercheur qu'il soit maître de conférences ou professeur des universités. Cette activité me semble devoir prendre différentes formes qui sont au moins au nombre de trois : l'[investigation d'axe\(s\)](#) de recherche bien identifiés, la [publication de ses résultats](#) pour la communauté scientifique mais aussi non scientifique et enfin l'[animation de la recherche](#) (encadrement de la recherche, recherche de financements, activités d'expertises scientifiques...). Ces trois éléments seront successivement abordés dans cette deuxième partie.

Mon activité de recherche s'inscrit dans le domaine de l'*analyse du mouvement humain* (AMH). Cette discipline, peu développée en France, l'est beaucoup plus outre atlantique le plus souvent sous l'appellation générale de "kinesiologie" ou "human movement analysis". Elle repose sur le principe d'une approche transdisciplinaire (dans le sens des disciplines académiques traditionnelles) pour l'étude d'un même objet en l'occurrence, le mouvement humain. Elle est parfois confondue, à tort, avec la biomécanique ou la physiologie dont elle utilise bon nombre d'outils, de méthodes et de connaissances. Le principe de l'analyse du mouvement repose sur la mise en commun des potentialités des principales disciplines scientifiques qui s'attachent partiellement à comprendre le mouvement humain pour dépasser la capacité d'analyse d'une seule d'entre elle.

L'objet de mes recherches en AMH repose sur l'hypothèse d'un potentiel prédictif important de l'AMH (dans le sens de permettre de prévenir/prédire l'apparition de certaines pathologies). La prédiction dans le domaine du mouvement humain est l'un des thèmes transversaux de l'équipe Biomécanique du LAMIH. Par exemple, il est également abordé dans le cadre de la simulation du mouvement par *Monsieur Philippe Pudlo* (Lempereur, 2006). Dans notre approche, il s'agit d'identifier puis d'utiliser des *signes infracliniques* et/ou des *mouvements infratraumatiques* ([voir 1.3](#)) lors du mouvement humain, dans le contexte d'un *contrôle partagé complexe* de celui-ci, comme moyen prédictif d'identification ou d'évitement de la survenue de pathologies.

De nombreux points d'entrée sont nécessaires pour aborder cette problématique complexe. Parmi eux, une méthodologie spécifique et rigoureuse particulière à l'analyse du mouvement et spécifique au mouvement étudié doit être développée. Ce point est également un axe fort de l'équipe Biomécanique comme en témoigne l'Habilitation à Diriger des Recherches (HDR) récemment soutenue sur ce domaine par *Monsieur Franck Barbier* (Barbier 1995). De même, l'approche clinique de l'analyse du mouvement est un point de passage obligatoire. En effet, il est nécessaire de bien comprendre la clinique d'un mouvement pathologique, si l'on veut pouvoir identifier dans un mouvement, le sujet ne présentant pas encore clairement les

symptômes d'une pathologie, ce qui pourrait permettre de la prédire. De même, il est nécessaire de s'attacher à bien identifier et caractériser les nombreux *paramètres internes* (force, endurance, souplesse, apprentissage...) et *externes* (matériel, obstacles, contraintes en amplitude, en vitesse, en fréquence...) qui entrent en jeu dans le contrôle de la locomotion humaine. En effet, si l'on ne connaît pas bien les paramètres qui conditionnent la locomotion et l'effet de ces derniers, il semble difficile de pouvoir faire la part entre ce qui est dû à ces paramètres et ce qui dans le mouvement humain pourrait être préventif/prédictif de pathologie... Ces paramètres sont ensuite à rapprocher des grandes lignes du contrôle de la locomotion en particulier, et du mouvement en général. Ce rapprochement permettrait alors de mieux orienter les investigations scientifiques quant à l'origine possible des troubles ou encore de guider l'investigation clinique en termes d'examen complémentaires... Enfin, il est nécessaire de s'approprier, spécialiser voire développer différents outils de classification, de recherche de paramètres pertinents, de mise en relation de données ou encore de caractérisation multifactorielle d'un mouvement. Ces techniques et outils, sans être un objet d'étude en soi en ce qui nous concerne, sont cependant nécessaires pour identifier ces *signes infracliniques* ou ces *mouvements infratraumatiques* au sein de la masse de données issues de l'AMH.

Nos axes de recherches et leurs évolutions seront présentés au travers du [travail de thèse](#), suivis des [travaux qui en ont découlé](#) et nous ont conduit aux [recherches actuelles](#) avant d'en présenter le [cadre théorique et de formulation de la problématique actuelle de recherche](#).

1. AXES DE RECHERCHES

1.1. La complexité de l'analyse du mouvement ou la nécessité de recherches méthodologiques : Le travail de thèse

La biomécanique et l'analyse du mouvement constituent un axe fort du LAMIH avec 10 chercheurs permanents et environ 10 non-permanents par an. La complexité du mouvement humain en rend son analyse particulièrement difficile, entre autre de par la multitude de structures physiologiques et psychologiques impliquées, la complexité du système locomoteur d'un point de vue biomécanique mais aussi les difficultés que posent souvent l'expérimentation sur l'être humain. Technologiquement, le LAMIH a bien intégré l'outil complexe d'analyse tridimensionnelle du mouvement, notamment en contribuant largement à la construction d'un système actuellement commercialisé par la société Biogesta et en faisant l'acquisition d'un second système commercialisé par Oxford Metrics. Cependant, de nombreuses zones d'ombre persistent et ont conduit à la proposition d'un sujet de thèse portant sur une réflexion globale sur la ou les méthodes à développer pour une AMH pertinente comprenant tant l'aspect humain que matériel.

Contexte : Cette thèse de doctorat a été réalisée à l'Université de Lille 2 après un DEA intitulé « Les facteurs de la performance motrice ». Elle a été co-dirigée par M^{me} Ghislaine Lensel de l'Université de Lille 2, Monsieur François Xavier Lepoutre et M^r Franck Barbier de l'UVHC. La partie médicale était supervisée par Monsieur André Thevenon du CHRU de Lille. Elle s'inscrivait dans le cadre du programme de l'Institut Régional de Recherches sur le Handicap et à ce titre a été financée par une bourse régionale de trois ans, durée effective de la thèse ([Voir 3.3. CR.1.](#)).

Titre de la thèse : Proposition d'une méthodologie d'analyse du mouvement humain :
- Application à la marche du sujet hémiplegique -

Résumé de la thèse et contribution aux axes de recherches actuels :

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 était 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 hémiplegique. Pour répondre à ces objectifs, ce mémoire s'organisait 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'AMH. 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 constitue les bases nécessaires à l'élaboration de la méthodologie d'analyse du mouvement, objet du chapitre deux. Cette partie du travail est importante pour nos travaux actuels, dans la mesure où notre objet d'étude porte sur des phénomènes extrêmement fins, puisque non identifiables cliniquement (*signe infraclinique* et *mouvement infratraumatique*) ; il est donc indispensable de maîtriser parfaitement les limites de nos outils et d'en optimiser la performance.

Le chapitre deux était consacré à la méthodologie d'analyse du mouvement, point central de ce travail. Il propose une progression en cinq étapes, chacune successivement détaillée et permettant d'aboutir à un schéma de synthèse plus complexe reprenant l'ensemble de la démarche ([Figure 1](#)). 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 présentées 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. Cette partie du travail a été la base méthodologique générale d'investigation qui a ensuite été spécialisée pour notre objet d'étude actuel ([voir 1.4.1.](#))

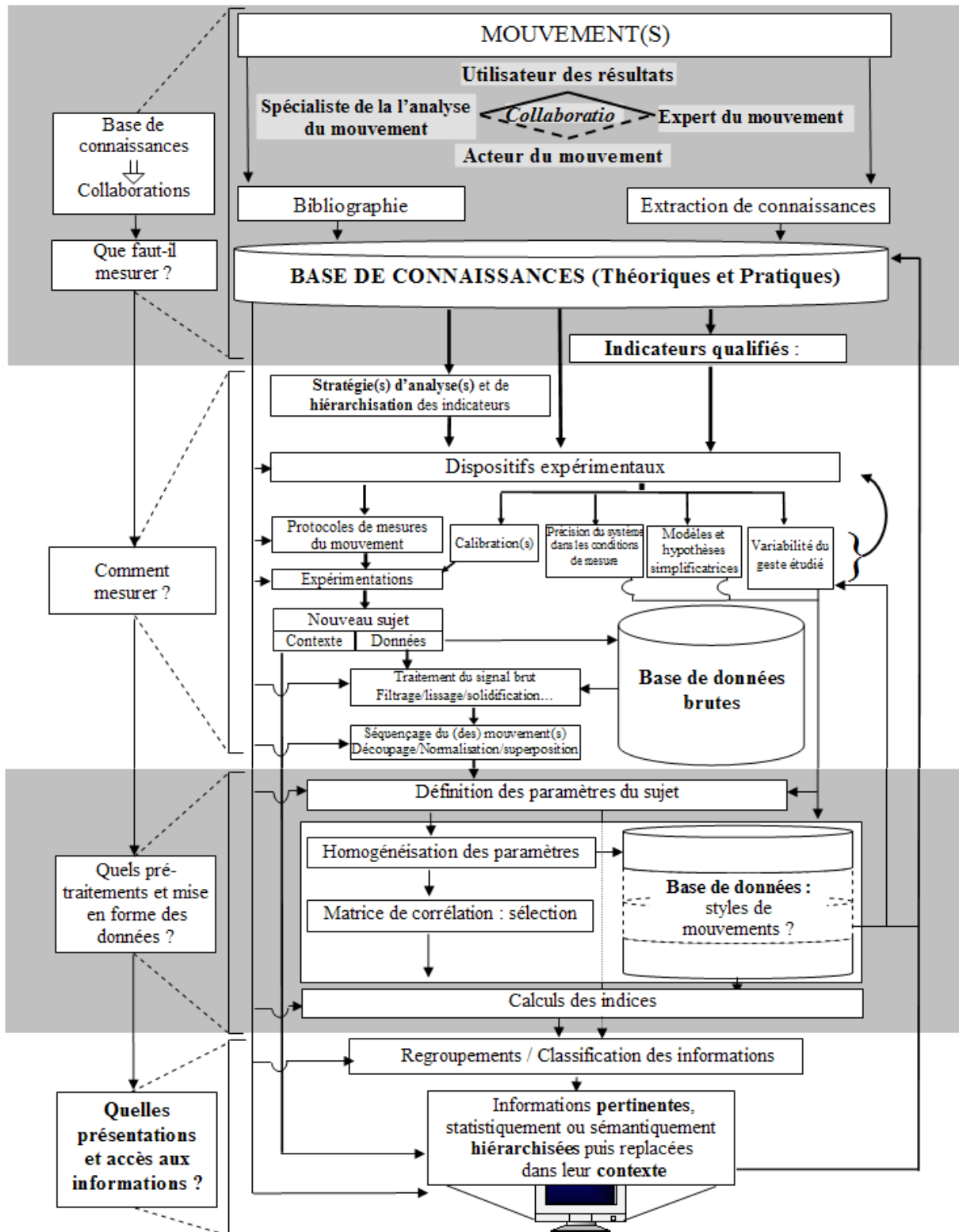


Figure 1 : Ensemble de la méthodologie proposée pour l'analyse du mouvement .

Le chapitre trois présente l'application de la méthodologie proposée à l'évaluation fonctionnelle de la marche du sujet hémiplegique. 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 hémiplegiques (Watelain et al., 1998 ; Watelain et al., 2003). 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 a consisté à proposer une maquette d'interface graphique d'aide à l'EFM du sujet hémiplegique (Watelain et al., 1999e) en utilisant les informations collectées et la méthodologie développée au deuxième chapitre. Ces études sur la validation de la méthodologie d'analyse du mouvement en termes de classes de marche, de variabilités de mouvement ou d'anthropométrie sont encore utilisées actuellement.

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 est un 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 hémiplegique, en situation de marche (finalité du travail), de nombreuses perspectives s'en dégagent. L'évaluation des aides techniques à la marche par une instrumentation adaptée, la conception d'un modèle anthropométrique spécifique aux sujets hémiplegiques ou encore l'application de la méthodologie proposée à l'évaluation des troubles de la marche consécutifs à d'autres pathologies (Watelain et al., 2001 ; Kemoun et al., 1999) sont autant de perspectives en cours de développement. L'évaluation des aides à la marche est encore actuellement investie par l'intermédiaire d'un projet de transfert technologique financé par Oséo/ANVAR qui devrait débiter d'ici peu sur l'étude de la locomotion du sujet amputé ([voir 1.4.2.](#)). Certains des outils et certaines des techniques mises en places dans le domaine de l'anthropométrie ont été développés dans une thèse à l'université de Valenciennes (Patrick Hédoux, 2004). Enfin, un transfert méthodologique vers d'autres pathologies a été

réalisé par l'étude de la locomotion du sujet coxarthrosique à un stade initial de l'atteinte dans le cadre d'une collaboration avec le CHRU de Rouen ([voir 1.2.](#)). L'élaboration d'un système de recherche de similarités et de mise en relation des données cliniques avec les défauts de marche quantifiés par l'AMH étaient également discutés en perspective de cette thèse. Ce dernier point a fait l'objet de la thèse de Stéphane Armand à l'Université de Valenciennes ([voir 1.2.](#)). Une autre perspective à plus long terme était développée concernant la conception de tests d'évaluation permettant une appréciation plus globale de la motricité du sujet. Ces deux dernières perspectives ont également été, en partie, reprises pour deux projets de recherches sur l'étude de la locomotion du sujet amputé ([voir 1.4.2.](#)) et sur la locomotion en fauteuil roulant (projet financé par l'ANR sur l'appel Tecsan 2006 [voir CR7](#)).

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. Cette partie du travail nous a permis d'acquérir des connaissances et des compétences dans le domaine de l'analyse clinique de la locomotion humaine indispensable à l'objet de notre thématique de recherche actuelle et de développer de nécessaires collaborations avec le corps médical.

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 peut 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'un geste sportif pour une aide à la planification de l'entraînement. Ce travail de thèse a donné lieu à différentes publications scientifiques dont les principales sont les suivantes :

1> Watelain E., Barbier F., Allard P., Thevenon A. & Angué J.C., 2000

Gait pattern classification of elderly healthy men on the basis of biomechanical data,
Arch. Phys. Med. Rehabil., 81(5), 579-586.

IF 2000 : 1,315 ; 4^e revue sur 25 de la discipline (Rehabilitation ISI Weeb of science)

2> Watelain E., Froger J., Barbier F., Lensele G., Rouseaux M., Lepoutre F.X. & Thevenon A., 2003

Comparison of Clinical gait analysis strategies by french neurologists, physiatrist and physiotherapists,
J. Rehabil. Med., 35, 8-14.

IF 2005 : 1,799 ; 2^e revue sur 25

- 3> **Watelain E., Froger J., Barbier F., Lensel G., Rouseaux M., Lepoutre F.X. & Thevenon A., 2005**
Variability of Video-based Clinical Gait Analysis in Hemiplegia as performed by practitioners in diverse specialties,
J Rehabil Med, 37(5):317-324
IF 2005 : 1,799 ; 2^e revue sur 25

1.2. De la quantification du mouvement pathologique à l'intégration progressive dans une logique de recherche prédictive : Continuité des travaux

L'objet principal du travail de thèse était la conception d'une méthode d'analyse tridimensionnelle du mouvement humain. Le financement ([Voir 3.3. CR.1.](#)) a conditionné une application relativement médicale du travail ; cependant, la méthode est conçue pour permettre l'analyse de tout mouvement humain. La continuité de mes travaux de recherche s'inscrit tout naturellement dans le cadre de l'étude de la locomotion humaine normale et pathologique.

La locomotion humaine, du latin *locomovere* "déplacer", peut prendre différentes formes, les principales étant *la marche* et *la course*, une autre forme étant *la propulsion en fauteuil*. Ces modes de locomotion demeurent l(es) activité(s) physique(s) la (les) plus pratiquée(s) au monde, souvent la seule activité physique du sujet. C'est également une des plus étudiées... L'analyse tridimensionnelle (A3D) de la locomotion initiée manuellement par les travaux de Braune & Fisher, 1889 (*trad. P. Maquet 1984*) et la grande majorité des travaux qui ont suivi ont été essentiellement à visée **quantitative** : quantifier des grandeurs physiques de la locomotion. Il faut attendre les années 1970-1980, et l'automatisation importante des processus de traitement des données issues de l'A3D du mouvement, pour voir émerger un nombre significatif de travaux utilisant l'A3D à des fins **explicatives**, par exemple des processus de contrôle moteur de la locomotion. Je m'intègre dans un petit pool de chercheurs qui pense que l'avenir et surtout l'intérêt principal de l'A3D se situent à un troisième niveau, celui de ses potentialités **prédictives** : identifier la pathologie avant l'apparition des signes cliniques ou encore éviter l'apparition de la pathologie par une modification du mouvement potentiellement traumatisant (Voir [annexe 1](#) une rapide revue de littérature sur le sujet).

1.2.1. Analyse Quantifiée de la Marche : extraction de connaissances à partir de données pour l'aide à l'interprétation clinique de la marche

Mon travail de thèse se situait à l'interface entre l'approche quantitative de l'analyse du mouvement humain et une approche explicative. J'ai désiré poursuivre dans l'approche explicative et ai pour cela co-encadré le travail de thèse de Stéphane Armand (thèse CIFRE ([Voir 3.3. CR.6.](#)), co-encadrée à 80% avec les Professeur François Xavier Lepoutre, UVHC et Ghislaine Lensel, Lille 2), La thèse s'intitule « Analyse Quantifiée de la Marche : Extraction de

Connaissances à partir de Données pour l'aide à l'interprétation clinique de la marche digitigrade ».

L'Analyse Quantifiée de la Marche (AQM) est un examen valide et standardisé permettant d'identifier et de quantifier les défauts de marche d'un patient (*Whittle 1996*). Son apport est indéniable pour la prise en charge des patients (*Gage & Novacheck, 2001*). Néanmoins, l'interprétation de cet examen, conduisant à l'explication des causes des défauts de marche, reste difficile (*Davis 1997a*).

L'objectif du travail de thèse de S Armand était de fournir une aide à l'interprétation des données de l'AQM pour la marche digitigrade à destination d'un institut de rééducation et de réadaptation fonctionnelle disposant d'un laboratoire d'A3D de la marche pathologique. L'approche choisie pour atteindre cet objectif était d'extraire objectivement des connaissances à partir des données (ECD) de l'AQM par un apprentissage automatique. Ce choix s'inscrivait tout à fait dans la perspective de nos travaux actuels permettant de rechercher, sans a priori, les indicateurs de marche associés à un défaut clinique, dans l'ensemble des données d'un sujet. Par extension, dans le cadre de la recherche de signes infracliniques, cette approche permettra d'identifier les indicateurs associés ou non à la survenue de pathologie.

Le premier chapitre de ce travail a montré, dans une première partie, la complexité de la marche humaine et des processus pathologiques pouvant l'affecter. Les limites de l'AQM ont été mises en évidence dans une deuxième partie, dévoilant que la difficulté majeure demeure son interprétation, assujettie à une variabilité non négligeable (*Skaggs et al. 2000*). L'état des connaissances biomécaniques et médicales sur la marche digitigrade montre, dans une troisième partie, que les causes "patho-biomécaniques" de ce défaut de marche sont complexes et difficiles à identifier. La quatrième partie de ce chapitre a été consacrée aux méthodes permettant d'induire des connaissances pouvant servir à l'aide à l'interprétation des données de l'AQM. Deux méthodes d'apprentissage automatique complémentaires ont émergé : les c-moyennes floues pour extraire des connaissances intrinsèques des données et les arbres de décision flous pour extraire des connaissances discriminantes des données.

Le deuxième chapitre de ce travail présente la méthode générale développée dans cette thèse. Elle est basée sur les potentialités de l'importante base de données du laboratoire d'analyse de la marche de l'Institut Saint-Pierre (Palavas les Flots), comprenant plus de 2500 examens. Des choix méthodologiques ont été effectués concernant l'identification des patrons de marche digitigrade et ont été présentés suivant les différentes étapes d'une ECD. Ces choix correspondent, entre autre, à la sélection automatique des patients présentant une absence du premier pivot, à un codage symbolique de la cinématique de cheville, à une élimination automatique des données extrêmes et aux paramètres de l'algorithme des c-moyennes floues. Dans un second temps, les étapes nécessaires à l'explication des patrons de marche digitigrade ont été décrites. La première étape était le codage des données cliniques pour construire

l'ensemble d'apprentissage servant à induire des règles. Un codage flou a été choisi permettant de gérer l'imprécision des données cliniques et d'exprimer les règles en langage naturel (Figure 2). L'induction de ces règles a été réalisée par une forêt d'arbres de décision flous. L'interprétabilité et la significativité des règles induites ont été privilégiées pour créer une base de connaissances.

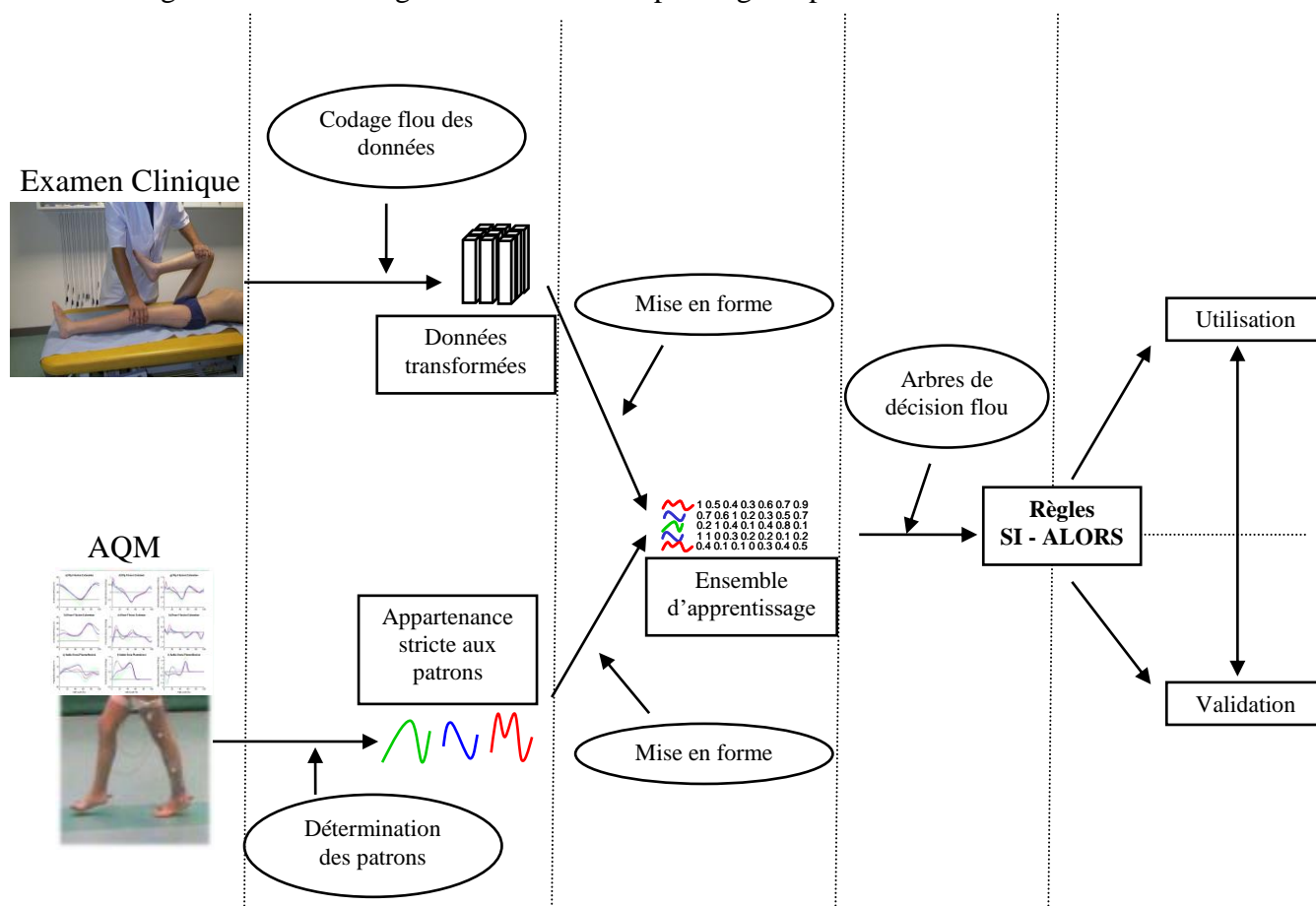


Figure 2 : Illustration de la méthode d'ECD utilisée pour expliquer les patrons de marche digitigrade identifiés.

Le troisième chapitre présente les résultats de l'identification des patrons de marche digitigrade. La sélection automatique des patients digitigrades a permis, à partir de la base de données, de définir la prévalence de ce défaut de marche en fonction des différentes pathologies. Ce défaut est une déviation de marche importante pouvant se manifester essentiellement selon trois patrons cinématiques au niveau de la cheville. Le premier patron se caractérise par une flexion dorsale progressive jusqu'à la phase de fin d'appui. Le deuxième patron présente une courte flexion dorsale pendant la phase de mise en charge et se termine par une flexion plantaire progressive jusqu'au décollage du pied. Le troisième patron présente un aspect en double bosse, allant successivement d'une courte flexion dorsale à une courte flexion plantaire, puis à une courte flexion dorsale pour finir par une flexion plantaire jusqu'au décollage du pied. La répartition de ces patrons suivant différentes pathologies a montré l'appartenance prépondérante de certaines pathologies à un des trois patrons. Des hypothèses sur les causes de ces patrons ainsi que sur leurs conséquences thérapeutiques peuvent ainsi être formulées en regard des travaux de la littérature.

Le quatrième chapitre identifie les causes possibles de ces trois patrons à partir d'une base de règles générée par des arbres de décision flous. Ces causes sont les combinaisons des éléments cliniques (force musculaire, spasticité et amplitude de mouvement) codés en modalités floues qui correspondent à des variables linguistiques. La précision globale de la méthode a été évaluée à 81% avec une validation croisée stratifiée. Le taux d'explication globale pour chaque patron de marche est de 100% pour l'ensemble de la base de règles mais diminue si on regarde uniquement le pouvoir explicatif des règles "oui". Néanmoins, les patrons de marche des patients digitigrades idiopathiques n'ont pas pu être totalement expliqués. Afin de fournir une base de connaissances sur les causes de la marche digitigrade, 12 règles considérées comme les plus significatives et les plus interprétables ont été éditées et caractérisées par les données de l'AQM (cinématique, cinétique et électromyographie). Cette base de connaissances a été confrontée à la littérature et à l'avis d'experts médicaux. Elle se montre pertinente et utilisable dans le domaine clinique.

Le dernier chapitre discute de la méthode utilisée ainsi que des résultats obtenus en termes de pertinence, de contributions scientifiques et d'améliorations possibles. La méthode utilisée, combinant un apprentissage non-supervisé et supervisé, est originale et pertinente pour extraire des connaissances issues des données du mouvement. En effet, les résultats obtenus répondent à un besoin d'amélioration de l'interprétation des données de l'AQM. Les patrons de marche digitigrade ainsi que les règles expliquant ces patrons contribuent aux connaissances sur la marche humaine et peuvent servir d'aide à l'interprétation de l'AQM. Ce travail ouvre notamment des perspectives d'aide au choix thérapeutique ainsi qu'à la création d'un simulateur de marche pathologique. De plus, la méthode proposée pourrait être facilement généralisée et appliquée à d'autres domaines s'intéressant au mouvement tels que les domaines ergonomiques ou sportifs. Par ailleurs, le stockage des données dans les laboratoires d'analyse du mouvement renferme une quantité d'informations importante qui pourrait être transformées en connaissances. Nous espérons, par ce travail, initier un mouvement de recherche vers l'ECD du mouvement. En effet, nous pensons que de nombreuses connaissances sur la marche humaine ou le mouvement sont encore à découvrir. Cette recherche de signe(s) infraclinique(s) ou de mouvement(s) infratraumatique(s) s'inscrit pleinement dans la continuité de ce travail qui par ailleurs, a permis également d'améliorer notre approche clinique de la locomotion. En effet, elle est indispensable elle aussi, à l'atteinte de nos objectifs actuels. Ce travail de thèse a donné lieu à différentes publications scientifiques dont les principales sont les suivantes :

1> *Armand S., Mercier M., Watelain E., Patte K., Pelissier J., Rivier F., 2005*

A comparison of gait in spinal muscular atrophy, type II and Duchenne muscular dystrophy,
Gait & Posture, 21, 369-378

IF : 1,691 ; 136^e/200 Neuroscience

2> *Armand S., Watelain E., Mercier M., Roux E., Lepoutre F.X., 2006*

Identification of toe-walking causes with fuzzy decision trees and gait pattern displaying,

Gait & Posture, 23(2), 240-248
IF : 1,691 ; 136^e/200 Neuroscience

3> *Armand S., Watelain E., Mercier M., Linsel G., Lepoutre F.X., 2006*

Linking clinical measurements and kinematic gait patterns of toe-walking using fuzzy decision trees,

Gait & Posture, **In Press**

IF : 1,691 ; 136^e/200 Neuroscience

4> *Armand S., Mercier M. & Watelain E., 2005*

Aspects biomécaniques et apport de l'analyse quantifiée de la marche dans les rétractions du triceps sural *In La rétraction du triceps sural. Conséquences podologiques* sous la direction de C Herisson, P Aboukrat & J Rodoneau, Sauramps Médical Edition, Editions Frison-Roche, pp 56-61.

1.2.2 Autres approches

D'autres travaux ont été réalisés dans la continuité de mon travail de thèse et/ou de celui de S Armand. En effet, je me suis inscrit progressivement dans **un domaine d'investigation** constitué par l'analyse tridimensionnelle de la locomotion humaine, le contrôle moteur de la locomotion et de ses éventuels liens avec la pathologie.

Ainsi, un premier axe de travail portait sur les effets du vieillissement et des pathologies sur la locomotion humaine tels que par exemple les effets de l'hémiplégie ou de la chute chez la personne âgée dans l'optique de mieux comprendre ces mécanismes, d'identifier plus précocement leur apparition et de les prévenir. Cet axe de travail initié dès la fin de la thèse s'est traduit par la mise en place de collaborations avec le Service de Médecine Physique et de Réadaptation du CHRU de Lille et le laboratoire d'Analyse du Mouvement du CHRU de Lille.

Principales publications dans le cadre de ces collaborations

1> *Pinti A., Hédoux P., Watelain E., Kemoun G. & Boluix B., 2000*

Comparaison à partir d'I.R.M. de caractéristiques biomécaniques de membres inférieurs sains et pathologiques, Handicap 2000, Paris ;

J. Eur. Syst. Auto. (APII – JESA), 34(6-7), 845-858.

2> *Kemoun G., Watelain E., Defebvre L., Guieu J.D. & Destée A., 2002*

Stratégies posturales et chutes chez la personne âgée et le sujet parkinsonien,
Ann. Réad. Méd. Phys., 45, 485-492.

3> *Toulotte C., Thevenon A., Watelain E. & Fabre C., 2006*

Identification of healthy elderly fallers and non-fallers by gait analysis under dual-task conditions,

Clin. Rehabil. 20(3), 269-276. **IF : 1,447** (9^e/25 Rehabilitation)

J'ai également déterminé un second axe de travail, lui aussi juste après la thèse, avec pour optique d'étudier plus particulièrement les effets de la coxarthrose sur la locomotion humaine à un stade initial de la pathologie. L'optique est ensuite de rapprocher ces données de sujets âgés sains afin de mieux comprendre les mécanismes d'installation de la pathologie, les stratégies compensatoires mises en place par le sujet et d'essayer de "détecter" la coxarthrose, à l'aide de l'A3D du mouvement, avant l'apparition des symptômes douloureux. Cet axe de travail s'est développé grâce à une collaboration avec le département de chirurgie orthopédique et traumatologique de l'Hôpital Charles-Nicolle de Rouen (Pr Dujardin, Chirurgien orthopédique) et le Laboratoire d'Etude du Mouvement de l'hôpital Sainte Justine, Montréal (Pr Paul Allard, professeur à l'Université).

Principale publication

1> *Watelain E., Dujardin F., Barbier F., Dubois D. & Allard P., 2001*

Compensatory actions in the lower limb of subjects in an early stage of hip osteoarthritis,
Arch. Phys. Med. Rehabil., 82(12), 1705-1711, 2001.

IF 2001 : 1,656 (4^e / 25 Rehabilitation)

Enfin un troisième axe de recherche a lui aussi été initié dès la fin de la thèse, avec pour objet l'étude de la chute chez la personne âgée ainsi que les moyens de dépistage précoce et de prévention. Cet axe de travail s'est développé grâce à une collaboration avec le Service de Médecine Physique et de Réadaptation du CHRU de Poitiers (Pr G Kemoun, PU/PH en Médecine Physique et Réadaptation fonctionnelle).

Principales publications

1> *Kemoun G., Defebvre L., Watelain E., Guieu J.D. & Destée A., 2004*

Maladie de Parkinson comme modèle de vieillissement : analyse prospective des troubles de la marche,

Rev. Neurol. (Paris), 159(11), 1028-1037

IF : 0,443 (132^e / 148 Clinical Neurology)

2> *Kemoun G., Watelain E., Defebvre L., Guieu JD. & Destee A., 2002*
 Stratégies posturales et chutes chez la personne âgée et le sujet parkinsonien,
Ann. Réad. Méd. Phys., 45: 485-492, 2002

3> *Kemoun G., Watelain E. & Carette P., 2006*
 Hydrokinésithérapie,
EMC (Kinésithérapie), 26-140-A-10, 28p

Ces différents axes d'investigations m'ont amené progressivement à me recentrer sur un axe de travail unique. Celui-ci réunit ces différentes approches et se focalise sur l'identification et la caractérisation des paramètres qui déterminent ou conditionnent le contrôle de la locomotion et de leurs liens avec l'apparition ou l'identification précoce de pathologie ; ou en d'autres termes la recherche de signe(s) infraclinique(s) ou de mouvement(s) infratraumatique(s) permettant de prédire/éviter la survenue de pathologie. Il sera présenté dans la partie suivante relative au cadre théorique et à la formulation de la problématique de recherche actuelle.

1.3. Cadre théorique et formulation de la problématique actuelle

Le **cadre théorique, neurophysiologique, des travaux** actuels est celui d'un contrôle "diffus" ou "étagé" (*notion de contrôle partagé*) de la locomotion reposant sur un modèle à *trois niveaux* : du plus volontaire, donc conscient et adaptatif, au plus automatique donc limité et non adaptatif (modèle 'Bernsteinien' qui repose, au moins en partie, sur des réalités anatomiques décrites par ailleurs dans la littérature, *Collet, 2002 ; Latash, 2002 ; Bronstein et al. 2004*). Nashner (1997) propose lui aussi un découpage comprenant trois niveaux du système de contrôle du mouvement : réflexe, automatique et volontaire ([Tableau 1](#)).

Property	Movement System		
	Reflex	Automatic	Voluntary
Mediating pathways	Spinal cord	Brain stem and subcortical	Brainstem and cortical
Mode of activation	External stimulus	External stimulus	Self-generated or stimulus
Response properties	Localized to point of stimulus and highly stereotyped	Coordinated among leg and trunk muscles, and stereotyped but adaptable	Limitless variety
Role in posture control	Regulate muscle forces	Coordinate movements across joints	Generate purposeful behaviors
Onset times	Fixed at 35–40 msec	Fixed at 85–95 msec	Varies with difficulty; 150+ msec

Tableau 1 : Les trois niveaux du système de contrôle du mouvement (Nashner (1997)).

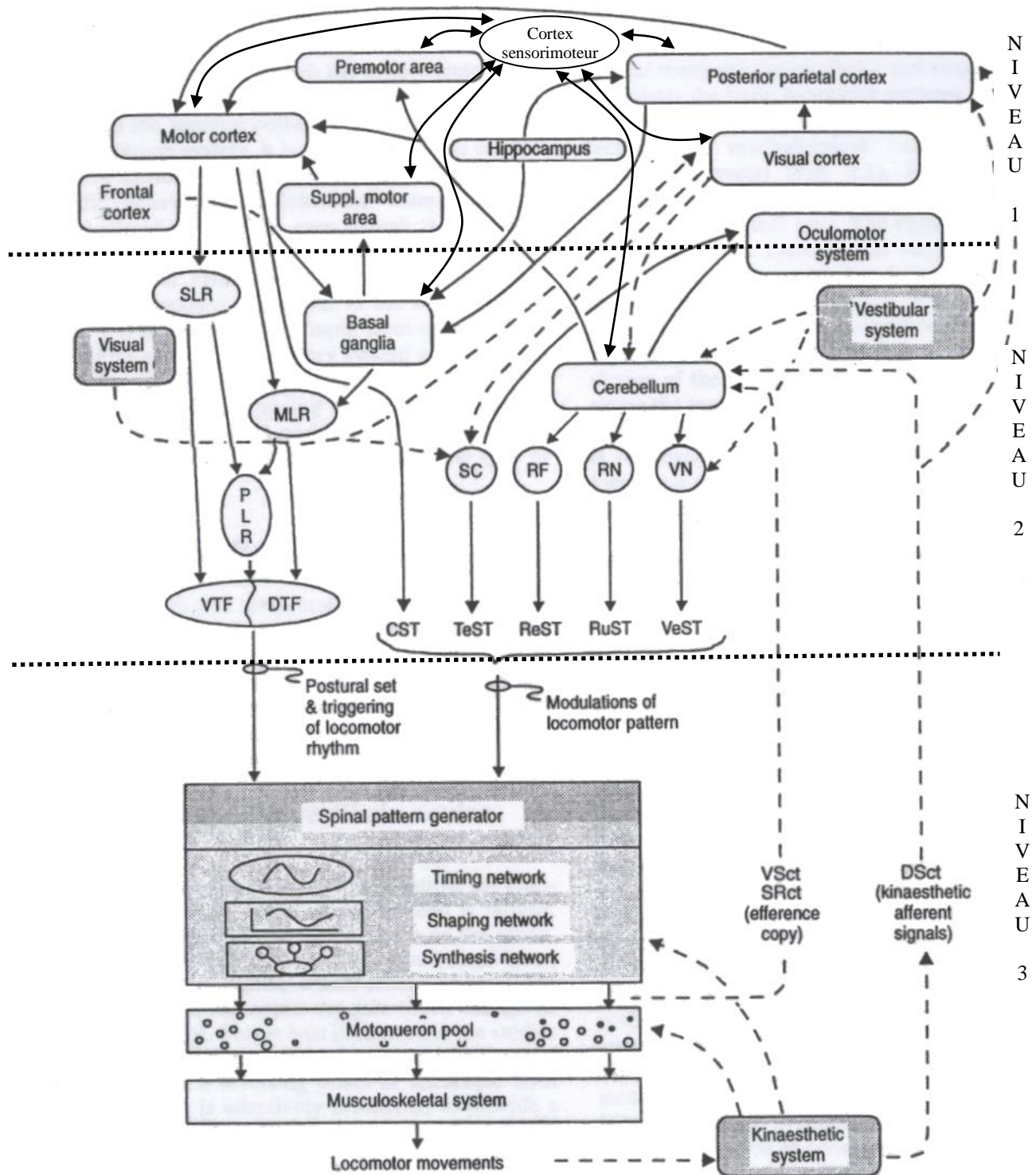
Les trois niveaux de notre modèle se déclinent ensuite en cinq niveaux d'opérations associées à la préparation et à l'exécution de la locomotion et sont illustrés dans le [Tableau 2](#) et les [Figures 3](#) et [4](#). Ils sont constitués :

- i) des *centres supérieurs* (cortex) qui gèrent l'apprentissage, la prise de décision, une partie du paramétrage du mouvement, la correction en cas d'écart important par rapport au mouvement appris et peut-être même 'supervisent' directement le cycle de marche (Regnaux et al. 2005),
- ii) du *tronc cérébral* et de la *moelle épinière* qui seraient le siège de "*routines*" plus ou moins complexes générant des coordinations intersegmentaires (type ajustements posturaux anticipateurs). Ces coordinations sont, le plus souvent acquises, pour des classes de mouvements (au sens de Schmidt 1997) parfois très différents ou résultant de la superposition de plusieurs programmes moteurs simples ou sub-routines (Ivanenko et al. 2005),
- iii) des "*sub-routines*", très automatisées, qui permettraient de générer de façon automatique des mouvements simples réflexes ou acquis (type réaction compensatrice ou réflexe myotatique).

Le [Tableau 2](#) présente les principales fonctions liées à la locomotion, associées à ces trois niveaux ainsi que le degré de conscience et l'origine principale : apprise ou acquise. La [Figure 3](#) fait le lien entre les principales structures anatomiques impliquées dans la locomotion et les trois niveaux décrits précédemment. La [Figure 4a](#) fait le parallèle entre ces trois niveaux et les principales opérations classiquement associées à la préparation et à l'exécution du mouvement que sont : la *décision*, la *planification*, la *programmation*, l'*exécution* et la *correction*. Enfin, la [Figure 4b](#) fait une synthèse des principaux paramètres qui conditionnent la réalisation de la locomotion humaine. Ils sont regroupés en six catégories : Les *entrées sensorielles*, les *aspects psycho/socio/psychiatrique*, l'*environnement*, l'*homéostasie*, les *qualités physiques* et enfin les *aides ou contraintes* imposées au sujet. Bien évidemment, comme ces catégories sont très larges, il est possible qu'un même phénomène puisse apparaître de façon directe dans une catégorie et de façon indirecte dans une autre. Par exemple, l'inclinaison du sol et les entrées sensorielles...

Niveau	Origine/Conscience	Fonctions
Niveau supérieur (céphalique)	Apprise / niveau le plus conscient mais pas toujours en totalité...	<ul style="list-style-type: none"> - apprentissage, - prise de décision, planification... - une partie du paramétrage du mouvement, - correction en cas d'écart important par rapport au mouvement appris, - 'supervision' directe du cycle de marche - traitement de certaines informations sensorielles, - ...
Niveau intermédiaire (SNC sous cortical)	Apprise et réflexe avec possibilité d'inhibition et d'activation réflexe / inconscience et très partiellement conscient	<ul style="list-style-type: none"> - initiation de la locomotion, - gestion, choix, superposition de routine ou sub-routine, - stockage du schéma corporel, - comparaison message envoyé aux effecteurs/perception du mouvement, - une partie du paramétrage du mouvement, - correction en cas d'écart faible à moyen par rapport au mouvement appris, - 'supervision' directe partielle du cycle de marche, - prétraitement et/ou traitement des informations sensorielles, - Coordination droite/gauche du corps lors de la locomotion (Yogev et al. 2006), - ...
Niveau inférieur (périphérique)	Totalement réflexe / inconscient	<ul style="list-style-type: none"> - génération automatique de mouvement simple, - gestion des réflexes archaïques, - prise d'informations sensorielles sur l'environnement et l'état du système locomoteur, - ...

Tableau 2 : Modélisation simplifiée à trois niveaux du contrôle de la locomotion.



For the sake of clarity many structures (such as thalamus) have been left out. SLR, subthalamic locomotor region; MLR, midbrain (mesencephalic) locomotor region; PLR, pontine locomotor region; VTF, ventral tegmental field; DTF, dorsal tegmental field; SC, superior colliculus; RF, reticular formation; RN, red nucleus; VN, vestibular nuclei; CST, corticospinal tract; TeST, tectospinal tract; ReST, reticulospinal tract; VeST, vestibulospinal tract; VSct, ventral spinocerebellar tract; DSct, dorsal spinocerebellar tract; SRct, spinoreticular cerebellar tract.

Figure 3 : Schéma simplifié des étapes du déclenchement et de la régulation de la locomotion (Bronstein et al.1995 et 2004).

Décision Planification Programmation Exécution Correction
 (stratégie) (tactique) (réalisation)

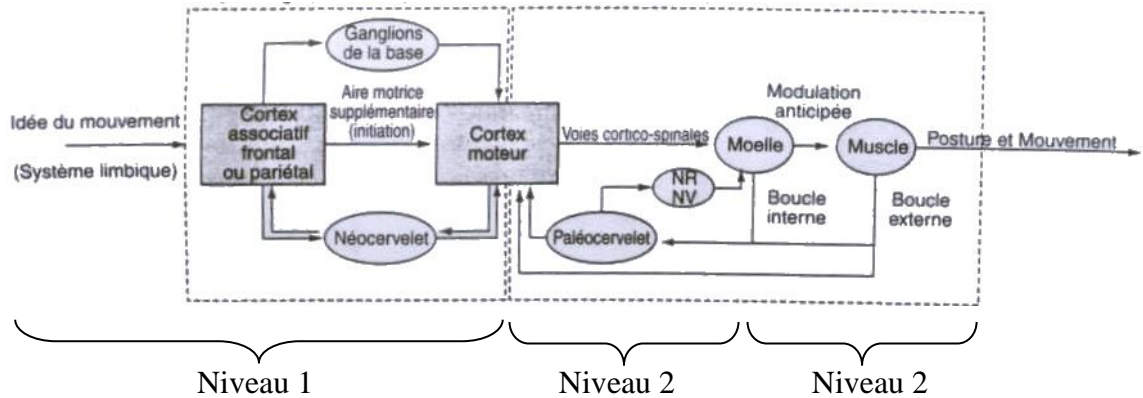


Figure 4a : Mise en relation des étapes du contrôle moteur et du modèle simplifié du tableau 1 avec les principales réalités anatomiques actuellement identifiées. (Mesure 2000)

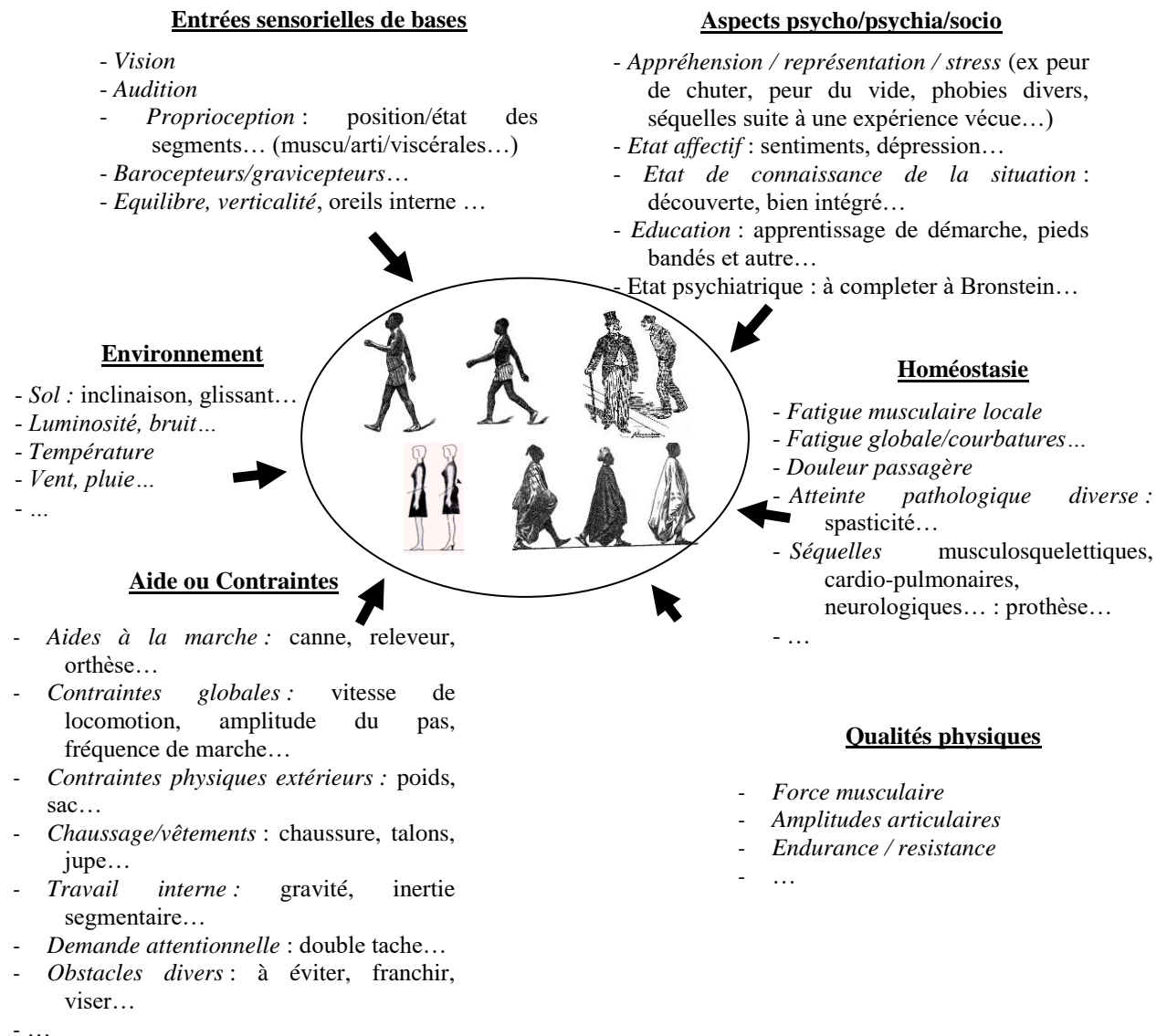


Figure 4b : Principaux paramètres entrants influençant ou susceptibles d'influencer le contrôle de la locomotion (Synthèse réalisée à partir du Bronstein et al. 2004).

La locomotion chez l'homme n'est pas essentiellement produite par des structures spinales (type générateurs spinaux de marche mis en évidence chez l'animal *Zehr & Duysens 2004*) ni par des centres supérieurs plus particulièrement impliqués dans les modifications volontaires de la locomotion (*Nielsen 2003*). Le cortex moteur s'il joue un rôle primordial (Voir *Riehle & Vaadia, 2005* pour une revue) n'est cependant pas la seule structure participant au mouvement de locomotion. Plus généralement, de nombreuses expériences utilisant le paradigme de la double tâche tendent à montrer une implication continue des centres supérieurs (*Ebersbach et al. 1995*) durant le cycle de marche. Le contrôle de la locomotion semble donc partagé, permettant ainsi une adaptabilité plus importante mais peut-être aussi des risques accrus de perturbation pouvant potentiellement être à l'origine de pathologies. Chez le sujet sain, les routines et sub-routines gèrent majoritairement de façon automatique le contrôle de la locomotion. Lorsque l'exécution motrice s'éloigne du pattern moteur appris, les centres supérieurs '*reprennent*' les commandes pour s'adapter plus en profondeur et ainsi éviter la rupture (par exemple la chute).

De nombreux *paramètres internes* (force, endurance, souplesse, apprentissage...) et *externes* (matériel, obstacles, contraintes en amplitude, en vitesse, en fréquence...) entrent en jeu dans le paramétrage de ce modèle ([Figure 4b](#)). Ces paramètres et leurs conséquences sur la locomotion humaine, tout comme la survenue de pathologies, peuvent être étudiés par une mise en relation entre le mouvement et l'expertise clinique de ce mouvement.

Notre objet d'étude propre est désormais constitué plus précisément par l'identification et la caractérisation de ces facteurs internes et externes en lien avec la pathologie.

Plus précisément, l'ensemble de nos recherches s'articule autour de **trois hypothèses fortes** :

- i) **Une hypothèse interne** : Une pathologie, telle que la maladie de Parkinson, ayant des conséquences fonctionnelles reconnues sur la locomotion, pourrait perturber la locomotion et son contrôle avant même que la maladie ne soit clairement identifiée. L'exemple type de nos travaux dans ce sens est la recherche de signes prédictifs de chute chez la personne âgée (*signes infracliniques*).
- ii) **Une hypothèse mixte** : Une modification du contrôle de la locomotion (parfois d'origine inconnue) pourrait également entraîner un élargissement de la gamme ou de l'étendue de la correction automatique de cette locomotion par les *sub-routines* ou *routines*. Il pourrait aussi s'agir d'un dysfonctionnement de la supervision inconsciente par les fonctions supérieures qui serait en partie inadéquate. Cette altération du contrôle de la locomotion nécessiterait alors un réapprentissage ou réentraînement. Elle pourrait être à l'origine de troubles pathologiques par répétition de microtraumatismes ou mouvements infra-traumatiques (parmi les exemples les plus intéressants de nos investigations en ce sens, une ou plusieurs grossesses chez la femme pourraient modifier de façon durable la locomotion et son contrôle et ainsi

entraîner à terme une (des) atteinte(s) musculosquelettique(s) du type de la lombalgie...).

- iii) **Une hypothèse externe** : Les paramètres externes imposés pour la locomotion (l'exemple le plus contraignant dans le cadre de la locomotion étant celui des paramètres d'un fauteuil roulant) pourraient être, par leur conception, facteur d'imposition de microtraumatismes (même s'ils respectent les critères ergonomiques de base) ; ils pourraient être ainsi à l'origine de troubles musculosquelettiques par répétitions (*mouvements infratraumatiques* lorsqu'ils sont pris en compte isolément mais traumatiques par répétitions et/ou prédisposition physiologique).

En résumé, ma problématique de recherche est centrée sur la mise en évidence de *signes infracliniques* et de *mouvements infratraumatiques* lors de la locomotion humaine dans le contexte d'un *contrôle partagé complexe* de celle-ci. Ces signes infracliniques et mouvements infratraumatiques doivent pouvoir être utilisés comme moyen prédictif de l'apparition de pathologies ou préventif de la survenue de pathologies.

Les applications de cet objet d'étude sont multiples, compte tenu du nombre de pathologies qui présentent, dans leur tableau clinique, des altérations motrices de la locomotion plus ou moins importantes, mais clairement identifiées. Ces altérations s'expriment par exemple dans la maladie de *Parkinson*, les *arthroses de hanches et de genoux*, la *lombalgie*, la *démence (maladie d'Alzheimer)*, la *catatonie*, le *phénomène de glissement* ou encore la *chute* chez la personne âgée. Ces troubles moteurs sont souvent progressifs. La prévalence et les conséquences sanitaires et sociales comme financières de ces pathologies sont très importantes. La chute chez la personne âgée, par exemple, est la deuxième cause de mortalité et de morbidité et représente un coût financier considérable. Leur prise en compte est d'actualité compte tenu des déficits importants de l'assurance maladie. Dans certaines pathologies, les troubles moteurs sont clairement identifiés comme conséquence d'une altération neurologique connue (i.e. maladie de Parkinson ou d'Alzheimer). Par contre dans d'autres cas, il n'est pas impossible que ce soit, au contraire, des caractéristiques bien particulières du mouvement qui soient, au moins pour partie, à l'origine de la pathologie (par exemple, une marche asymétrique sur une longue période de vie pourrait être, au moins en partie, à l'origine d'une arthrose du genou ou de la hanche).

De même, la traumatologie de la *propulsion en fauteuil* ou du *coureur à pied* est relativement importante. Ces atteintes représentent une prévalence et des conséquences sanitaires, sociales et financières considérables pour nos sociétés industrialisées. L'identification précoce pour ce type de pathologie et la modification des mouvements potentiellement traumatisants (modification des réglages d'un fauteuil roulant par exemple) pourraient augmenter l'efficacité du traitement, freiner de façon plus importante l'évolution de la pathologie, voire éviter ou retarder son apparition.

L'identification précoce de certaines pathologies humaines permet une prise en charge, elle aussi précoce, qui augmente parfois le taux de réussite et/ou l'efficacité du traitement. Lorsque cette efficacité de la prise en charge précoce ainsi que la qualité du test de dépistage sont avérées, le dépistage tend à être généralisé voire gratuit pour les populations les plus à risque (exemple : le cancer du sein chez la femme). Cette généralisation est d'autant plus courante que le coût financier de ce dépistage est moins important que le coût du traitement des malades, lorsque la pathologie est identifiée de façon fortuite ou sur consultation spontanée du patient. Si l'on envisage d'inscrire un jour l'AMH dans une utilisation à des fins de dépistage précoce, il convient donc de réfléchir autour d'au moins quatre points de cette logique "médico-économico-déontologique", présentés en [annexe 2](#), qui sont :

- [Coût de la méthode comparée aux autres méthodes](#),
- [Efficacité avérée de la prise en charge précoce](#),
- [Efficacité de la méthode par rapport aux autres méthodes de dépistage](#),
- [Possibilité de généraliser la méthode de dépistage](#).

Au regard de ces quatre points ([annexe 2](#)), il semble ressortir que l'application clinique courante à grande échelle n'est pas envisageable à court terme que ce soit dans le cadre de la prévention de la chute ou dans le cadre [d'une \(d'\) autre\(s\) pathologie\(s\)](#). Cependant, les premiers résultats issus de la recherche sur ce domaine montrent que cette approche peut être utilisée dans des cas bien précis et n'exclut pas à plus long terme une possibilité de généralisation à plus ou moins grande échelle. De plus, il me semble que, même si une problématique de recherche n'a pas d'application directe rapide à grande échelle, elle peut néanmoins présenter un intérêt. Ceci bien sûr **à la condition** que les résultats puissent aider de façon ponctuelle ou que cette recherche repose sur un champ théorique suffisant et qu'elle puisse contribuer à ce champ théorique.

Il nous semble que notre axe d'investigation répond à ces deux derniers critères et ceci nous permet maintenant de développer nos perspectives de recherche.

1.4. Perspectives de recherche offertes par ces travaux

1.4.1. Stratégie d'investigation

Ma problématique de recherche est axée sur la mise en évidence de *signes infracliniques* et de *mouvements infratraumatiques* lors de la locomotion humaine, dans le contexte d'un *contrôle partagé complexe* de celle-ci.

Pour cela, différentes approches étaient possibles, parmi-elles :

- i) approche de *type ascendant*, c'est-à-dire commencer par se centrer sur l'identification de ces signes prédictifs, en étroite collaboration avec l'expertise clinique, puis dans un deuxième temps, d'en étudier les origines possibles par l'investigation du contrôle de la locomotion,

- ii) approche de *type descendant*, c'est-à-dire partir de l'étude du contrôle de la locomotion et, tout en perturbant ce dernier, mettre en exergue ou accentuer les signes infracliniques,
- iii) approche de *type mixte*, par une investigation des deux approches.

La mise en relation de données ou d'expertises cliniques (parfois relativement subjectives ou non explicitées) et les données objectives de l'A3D posent encore des difficultés majeures. De même, l'A3D de la locomotion présente, elle aussi, des lacunes (dans le sens où certaines étapes de la méthodologie pourraient encore être optimisées en terme de précision de la mesure et de facilité d'utilisation) ; ces lacunes sont importantes dans le cadre d'une recherche de paramètres infimes puisque cliniquement et/ou visuellement non identifiables. Nous avons donc opté pour la première approche : *type ascendant*. Celle-ci s'inscrit également plus logiquement dans la continuité de mon travail de thèse.

Même si la recherche de ces signes pourrait paraître plus difficile à identifier sans étudier ou perturber le contrôle de la locomotion, nous avons initialement choisi d'investir essentiellement la marche spontanée et la posture orthostatique libre. En effet, si l'identification de ces signes lors de la locomotion et de la posture libre est possible, elle ne pourra pas être imputable **aux consignes données aux sujets** (ou spécificités du protocole expérimental) et pourra **plus facilement être généralisable dans la pratique clinique courante**. De plus, s'ils sont identifiables sans contrainte, ils devraient l'être également (voire plus facilement) avec contraintes, même s'il n'est pas possible actuellement de l'affirmer.

Dans cette logique, nous avons, par exemple, déjà montré l'existence d'indicateurs intéressants permettant de définir, *a priori*, sur un ensemble de sujets 'non chuteurs', trois groupes de sujets avec : un groupe qui a chuté dans l'année ayant suivi les mesures, un groupe de non chuteurs et un groupe mixte mais avec risques importants de chutes ; ceci exclusivement à partir des données de marche spontanée et de posture orthostatique libre (Kemoun et al. 2002). Dans la logique présentée ci-dessus, dans le cadre d'une des collaborations avec le CHRU de Lille et la FSSEP de Ronchin, nous avons commencé à investir la locomotion du sujet âgé non chuteur sous contraintes par le paradigme de la double tâche. Pour cela, nous avons imposé à des sujets 'non chuteur', de marcher en tenant un verre d'eau plein et ainsi solliciter (doublement) à la fois les ressources attentionnelles et les voies motrices du sujet, limitant sa quantité d'attention utilisable pour la locomotion (Toulotte et al. 2006). Selon la théorie de la capacité limitée de ressource attentionnelle et l'hypothèse d'une augmentation de l'attention nécessaire à la locomotion chez les sujets à risque de chute, le paradigme de la double tâche permet d'approcher l'attention qui peut être allouée à la locomotion et/ou de mettre en exergue des signes infracliniques prédictifs de chutes. Ce travail montre en effet que chez les sujets chuteurs, certains paramètres de marche sont significativement en situation de double tâche alors qu'ils ne le sont pas en marche spontanée ([voir 1.2.](#)). Ces paramètres sont probablement ceux qui sont le

plus sous le contrôle des fonctions supérieures. D'autres études en double tâche vont dans ce sens ; elles ne sollicitaient pas la motricité lors de la tâche ajoutée mais un temps de réaction mandibulaire après une stimulation électrique nucale (*Regnaux et al. 2005*).

Les perspectives à court terme sont d'investir de façon progressivement croissante le contrôle de la locomotion dans l'optique d'expliquer l'origine possible des signes infracliniques ou les raisons qui contribuent au devenir pathologique des mouvements infratraumatiques identifiés. Ces étapes d'identification des signes et de leurs origines permettront alors de mieux cibler la prévention, la rééducation ou le réentraînement prophylactique ([Figure 3](#)).

Toutefois, l'optique est de continuer à poursuivre l'objectif de participer à la mise en évidence du potentiel prédictif de l'AMH.

Pour cela deux optiques sont envisagées :

Optique 1 : privilégier l'investigation du contrôle de la locomotion. Ceci peut se faire par une [extension du domaine d'investigation de la locomotion "simple" à vitesse spontanée vers une gamme plus large de situations locomotrices](#), permettant une meilleure investigation des principales opérations classiquement associées à la préparation et à l'exécution ([Figure 4a](#)),

Optique 2 : privilégier la mise en évidence du potentiel prédictif par une [extension de la gamme de situations motrices étudiées](#), dans l'optique d'essayer d'augmenter le pouvoir prédictif de l'AMH ([Figure 5](#)).

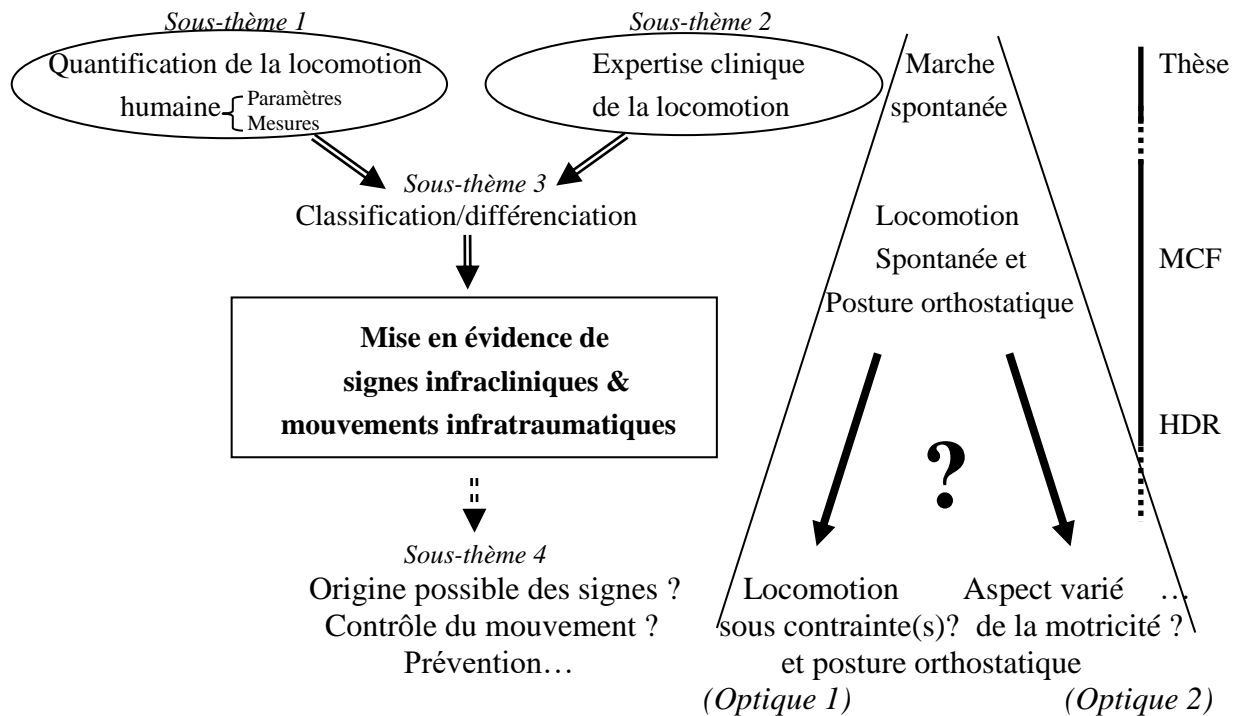


Figure 5 : Schématisation de la stratégie de recherche sur la partie gauche associée à l'objet d'étude au centre et à l'échelle de temps sur la partie droite.

- **Optique 1 :** Privilégier l'investigation du contrôle de la locomotion par des situations locomotrices variées sollicitant ou permettant l'investigation plus spécifique de telle ou telle opération classiquement associées à la préparation et à l'exécution de la locomotion (confère Figure 4a) ; et par la même, la mise en évidence potentielle de signe(s) infraclinique(s) quelle que soit la localisation de l'origine possible des troubles (en supposant juste qu'ils soient issus du contrôle de la locomotion...). On retrouve ainsi cinq types de situations de locomotion :

- "**Marche décisionnelle**" ou situation de marche dans laquelle, le sujet doit prendre en temps réel, une ou des décisions sur son mode de locomotion. Par exemple, une situation avec l'utilisation d'un tapis roulant sur lequel des bandes transversales de couleurs différentes apparaissent à intervalles réguliers (tous les 10 cm par exemple). Le sujet aurait régulièrement, au cours de sa locomotion, des consignes de ne marcher que sur telle couleur, ou au contraire d'éviter telle ou telle couleur. Ainsi, il devrait, en permanence, prendre la décision de raccourcir ou rallonger ses pas pour atteindre ou éviter telle ou telle couleur... Un niveau de difficulté plus important serait de garder le même principe mais avec des carrés de 15 ou 20 cm de côtés obligeant ainsi à raccourcir ou rallonger la foulée **et** à augmenter ou réduire la largeur du pas.

- "**Marche planifiée**" qui a, comme les situations précédentes, pour objet de solliciter de façon importante les fonctions supérieures mais cette fois à l'étape suivante qui est de définir une "stratégie" de marche. Par exemple, il peut s'agir de demander de marcher sur, ou entre, des lattes ou des bandes placées transversalement ou encore sur une (deux) ligne(s) placée(s) longitudinalement... Ici il s'agit du cas de la mise sous contrôle d'une routine de marche par les fonctions supérieures. Une autre possibilité est d'utiliser un tapis à doubles bandes et de demander au sujet d'évoluer avec une vitesse de locomotion différente pour chaque jambe, comme cela est déjà bien utilisé pour d'autres objets d'études (Dietz et al. 1994 ; Jensen et al. 1998 ; Yang et al. 2004 ; Yang et al. 2005).
- "**Marche programmée**" qui définit cette fois la "tactique de marche", ce niveau du contrôle pourrait être plus particulièrement investi par l'intermédiaire de la phase d'initiation et d'arrêt de la locomotion ou encore en imposant une vitesse plus importante ou plus faible que la vitesse spontanée ou une en marche en arrière mais après une période d'habituation.
- "**Marche autonome**" ou réalisation spontanée de la locomotion. Il s'agit ici du domaine sur lequel nous avons le plus travaillé. Ce niveau peut être investi par l'intermédiaire de la marche libre, à vitesse spontanée, sans contrainte extérieure...
- "**Marche réflexe**" qui sollicite les mécanismes de correction automatique de la locomotion, y compris des réflexes dits archaïques, type parachute après trébuchement, évitement suite à une stimulation douloureuse, glissade... : sollicitation du réflexe d'innervation réciproque.

Ainsi, l'idée de cette optique est d'essayer de dépasser le stade des trois niveaux du système de contrôle du mouvement pour aller vers un niveau de détail plus important : celui des opérations associées à la préparation et à l'exécution du mouvement ([Figure 4a](#)).

- **Optique 2 :** Privilégier la mise en évidence des signes infracliniques et mouvements infratraumatiques par l'investigation de situation motrice variées. Pour cela au moins deux possibilités s'offrent à nous :

La première consiste à reprendre les mouvements déjà étudiés dans la littérature qui montrent des différences entre les sujets sains et les sujets porteurs de pathologies dont nous essayons d'identifier les signes infracliniques. Par exemple, la marche spontanée, la posture (Kemoun 2002 & 2004), la marche en double tâche (Toulotte et al. 2006) ou un geste de saisie rapide pour la chute chez la personne âgée et la maladie de parkinson. La principale limite de

cette approche est qu'elle repose sur l'hypothèse que ces différences sont déjà plus ou moins présentes, avant que la survenue des symptômes cliniques soit suffisamment visible pour identifier la pathologie. Cependant, il est aussi possible que ces différences soient, au moins en partie, la conséquence de la pathologie et donc qu'elles ne soient pas ou peu présentes avant celle-ci...

Une seconde approche bien distincte consiste à s'inspirer des systèmes de classification, ou séries de catégories de mouvements existants, et de choisir un type de mouvement par catégorie dans l'optique d'essayer de maximiser les chances de mettre en évidence nos signes infracliniques, qu'elle qu'en soit l'origine. Cette approche n'empêche pas d'être couplée avec celle présentée précédemment. Un travail préliminaire de réflexion sur ce travail de taxonomie est présenté en [annexe 3](#).

Par contre, d'autres projets sont à un stade de maturité plus avancé. Parmi eux, trois projets de recherche et d'investigation vont maintenant être présentés en accord avec la stratégie d'investigation présentée à la [Figure 5](#). Un premier projet, davantage applicatif, plutôt orienté sur l'optique 2 porte sur la [locomotion du sujet amputé](#). Il a donné lieu à un financement cette année par OSEO/ANVAR dans le cadre d'une aide au transfert technologique. Deux autres projets plus fondamentaux et orientés davantage sur l'[optique 1](#) portent sur [la prédiction de la chute chez la personne âgée](#) et la [prévention des douleurs post partum](#) (en particulier les douleurs pelviennes et les maux de dos) chez la femme à partir de l'AMH et de mesures cliniques.

1.4.2. Projet 1 : Evaluation multicritère et suivi de sujets équipés de prothèses de membre inférieur

1.4.2.1. Objectifs du projet

L'analyse de la littérature portant sur la locomotion du sujet amputé fait ressortir quelques notions importantes. En effet, les études sur l'évaluation et l'analyse de la motricité de la personne amputée sont relativement nombreuses. Cependant, la grande majorité de celles-ci [sont parcellaires](#) et n'ont ainsi qu'une contribution limitée à la restauration ou à la compréhension de la fonctionnalité globale du sujet et au bien être de ces patients. Quelques études commencent cependant à avoir [une approche plus globale](#) de cette problématique. Pourtant, il existe dans la littérature [des solutions à cette problématique complexe](#). Ces différents points sont présentés en [annexe 4](#).

L'objectif de ce travail est de réaliser un prototype logiciel (maquette laboratoire) multicritère d'évaluation et de suivi de la motricité du sujet amputé de membre inférieur.

Pour cela, il est nécessaire de mettre en évidence les liens qui existent entre cinq approches de l'évaluation de la motricité du sujet amputé de membre inférieur :

- [analyse tridimensionnelle fine de la fonctionnalité en laboratoire](#),
- [ressenti du sujet](#),
- [dépense énergétique lors d'Activités de la Vie Quotidienne \(AVQ\)](#),
- [fonctionnalité ou performance lors d'AVQ](#),
- [clinique](#).

Il s'agit plus particulièrement d'identifier les liens entre les données biomécaniques de ces tests en laboratoire et les performances effectives ou la satisfaction des sujets appareillés. En termes de situation motrice utilisée, ce projet se situe dans l'[optique n°2](#) des perspectives de notre démarche d'investigation ([voir 1.4.1.](#)). Ces indicateurs pertinents pourront ensuite être mis à disposition des bureaux d'études pour la conception de matériels prothétiques et utilisés pour la réalisation d'un outil clinique courant supporté par un logiciel. La collaboration avec la Direction Régionale du Service Médical Nord – Picardie (DRSMN) pourrait permettre à terme, à cet outil d'intégrer le processus décisionnel de la prise en charge financière par les organismes d'assurance maladie, lors de l'appareillage d'un sujet. Pour mener à bien ce projet, différentes collaborations sont nécessaires, elles seront présentées dans la partie suivante.

1.4.2.2. Partenaires du Projet

Les équipes partenaires du projet sont présentées dans le [tableau 3](#) par l'intermédiaire de leur structure de tutelle.

Partenaires		
N°	Nom du partenaire	Mél
1	Université de Valenciennes et du Hainaut-Cambrésis, Laboratoire d'Automatique de Mécanique et d'informatique Industrielles et Humaines. LAMIH UMR CNRS UVHC 8530	P ^r François-Xavier Lepoutre, francois-xavier.lepoutre@univ-valenciennes.fr (Equipe Biomécanique)
2	DRSMNP Direction Régionale du Service Médical Nord – Picardie	D ^{rs} Fauquembergue et Poiteau, fabrice.fauquembergue@ersm-picardie.cnams.fr et pascale.poiteau@ersm-picardie.cnams.fr
3	CHRU Lille, Lille 2 Service de Médecine Physique et de Réadaptation Fonctionnelle SMPRF	P ^r André Thevenon, ATHEVENON@CHRU-LILLE.FR
4	CHRU Lille, Lille 2 Laboratoire d'Analyse du Mouvement (Service du Pr Derambure). LAM	P ^r Philippe Derambure P-DERAMBURE@CHRU-LILLE.FR
5	Université de Lille 2, Ecole de Kinésithérapie, Lille	M Thierry Vezirian, tvezirian@univ-lille2.fr
6	Université de Lille2, Laboratoire d'Etudes de la Motricité Humaine, Université de Lille2, EA 3608, LEMH	P ^r Serge Berthoin, serge.berthoin@univ-lille2.fr
7	Proteor SA et Service Recherche et Développement, Paris	M Jacky Mille (R&D), jmille@proteor.com et M Philippe Guerit (DG) philippe.guerit@proteor.com
8	Ortho Europe, SARL, Montpellier	M ^{me} Carine Mota Country Manager, mota.carine@wanadoo.fr
9	ACFY (SSII), Famars	M Patrick Hedoux, contact@acfy.fr

Tableau 3 : Equipes impliquées dans le projet.

1.4.2.3. Organisation du projet

Sous la coordination du responsable scientifique du projet (LAMIH), les différentes équipes vont évaluer les capacités motrices du sujet amputé de cuisse avec sa prothèse

(Analyse tridimensionnelle fine, ressenti du patient, dépense énergétique dans les AVQ, fonctionnalité dans les AVQ, évaluation clinique).

La collaboration avec la DRSMN et le CHRU de Lille permet de recenser l'ensemble des patients appareillés dont la DRSMN a pris en charge l'appareillage par les caisses de Roubaix, Tourcoing et Lens entre 2001 et 2004 soit au total 74 patients dans un rayon de 40 km.

Ces patients seront ensuite convoqués au CHRU de Lille pour une consultation médico-technique d'appareillage afin de confirmer leur éligibilité au protocole d'étude. Les patients retenus seront divisés en deux groupes l'un pouvant être qualifié d'expert (dans le sens d'une restauration fonctionnelle de très bonne qualité et d'un « niveau de santé » exemplaire) l'autre de sujets ayant une restauration fonctionnelle moyenne. (port habituel de la prothèse, mais persistance d'une boiterie, limitation des déplacements pour les actes de la vie quotidienne). Une première estimation fait état d'environ 25 patients experts et 40 patients à la fonctionnalité moyenne (environ 10% de patients seraient susceptibles de refuser de participer à l'étude).

Les patients seront ensuite évalués sur quatre autres tests dans un ordre aléatoire. Au total, une journée d'évaluations sera consacrée par patient.

Chaque responsable de sous-projet fera alors une première analyse des données afin de déterminer les critères les plus discriminants dans l'évaluation des deux groupes de patients.

Au regard de cette première approche, l'ensemble des données sera ensuite analysé globalement par les correspondants scientifiques du projet afin d'identifier les interrelations entre les indicateurs des différentes évaluations et plus particulièrement la confrontation des données issues de l'A3D avec celles de cette large évaluation fonctionnelle, énergétique et clinique dont les relations restent mal connues.

L'étape suivante consistera à ne conserver que les items d'évaluation nécessaire à la détermination des indicateurs discriminants au regard de l'ensemble des axes d'évaluation du sujet par des méthodes statistiques telles que l'analyse en composantes principales. Il s'agira également de mettre en relation l'A3D avec l'ensemble des autres critères évalués. Pour cela, une méthode d'Extraction de Connaissances à partir de Données (ECD Fayyad *et al.* 1996, Kononenko 2001) sera utilisée en combinant un apprentissage automatique non-supervisé et supervisé, pour extraire objectivement des connaissances intrinsèques et discriminantes des données de l'analyse quantifiée de la locomotion. L'apprentissage non-supervisé (à base de c-moyennes floues) devrait permettre d'identifier d'éventuels patrons de marche à partir de la cinématique articulaire provenant de la base de données 'd'expert amputés' comme cela a déjà été réalisé dans l'équipe du LAMIH pour la marche digitigrade (Armand *et al.* 2004). Un

apprentissage supervisé sera utilisé pour expliquer d'éventuels « patrons » de marche par les mesures cliniques et contextuelles sous la forme de règles induites à partir d'arbres de décision flous. Les règles les plus significatives et interprétables seront sélectionnées pour créer une base de connaissances qui restera à valider au regard de la littérature et des cliniciens experts. Ces règles seront de la forme si tel critère + tel critère + tel critère alors tel cinématique articulaire (Armand et al. 2004). Ces règles pourront alors servir d'aide à l'interprétation des données de l'analyse quantifiée de la locomotion du sujet amputé (Armand et al. 2005 voir [Figure 2](#)). Une présentation détaillée des sous-projets envisagés est en [annexe 4](#).

Pour mener à bien ce travail les principaux verrous scientifiques et technologiques à lever sont :

- Réduction du temps de réalisation des mesures et des traitements pour rendre l'évaluation transposables dans la pratique clinique courante, notamment par une automatisation de certaines étapes du traitement et la réalisation de nouveaux algorithmes de calculs ([sous-thème 1 de la Figure 5](#)).
- Définition de la norme ou référence à partir de l'importante masse de données multiaxiales ([sous-thème 3 de la Figure 5](#)).
- Sécurisation du patient lors des mesures en laboratoire d'analyse tridimensionnelle pour des mouvements plus complexes de la locomotion, tels que la marche sur plan incliné ou la montée d'escalier, qui restent très peu étudiées dans la littérature mais qui constituent pourtant un problème important dans la vie quotidienne du sujet amputé ([sous-thème 1 de la Figure 5](#)).
- Identification de la signification des données quantitatives de la locomotion par rapport à la satisfaction du patient et ses capacités fonctionnelles. Un traitement approfondi des données doit être réalisé à partir de données qualitatives et quantitatives très variées pour déterminer les indicateurs les plus pertinents pour caractériser le sujet ([sous-thème 2 de la Figure 5](#)).
- Réalisation d'indices multifactoriels dans lesquels, seule une partie des indicateurs locaux et/ou globaux sera présentée ([sous-thème 3 de la Figure 5](#)).

1.4.2.4. Exploitation des résultats

La principale exploitation des résultats est la réalisation de l'environnement ainsi que du logiciel d'évaluation et de suivi des sujets amputés puisqu'il s'agit d'un projet basé sur un transfert de technologie. Le point important se situe au niveau de la mise en évidence des relations entre l'A3D détaillée et l'analyse fonctionnelle large ainsi que l'analyse énergétique de certaines AVQ. Ces informations sont nécessaires autant pour la prise en charge clinique que pour la conception de matériels prothétiques. Au final un outil d'évaluation globale et

objective de la locomotion du sujet amputé de membre inférieur pourra être développé. La collaboration avec la DRSMN pourrait permettre de l'intégrer progressivement dans le processus décisionnel de la prise en charge financière de l'appareillage.

Ce projet présente également l'avantage d'être le moyen de vérifier ou de confirmer certaines hypothèses théoriques dans chacun des domaines d'investigation. Par exemple, dans le domaine de la pratique clinique, de connaître les liens entre le ressenti du patient et sa fonctionnalité ou son état clinique. Dans le domaine de l'analyse du mouvement, la réalisation de la norme ou référence est souvent un problème. Ce projet permettra de tester l'hypothèse selon laquelle la norme ou référence pour un sujet pathologique doit être basée à la fois sur une population de sujets sains mais aussi et surtout sur une population de sujets atteints de la même pathologie mais pouvant être considérés comme experts. Dans un domaine plus proche du contrôle moteur, de nombreuses zones d'ombres persistent sur les systèmes de compensation mises en place par le sujet pour palier à l'absence d'information sensorielle du membre amputé et des stratégies d'adaptation à la prothèse. Par exemple, on ne connaît pas bien l'effet de l'amputation sur les modèles issues de l'existence de CPG et leur relation avec les contraintes mécaniques (notamment en terme d'économie ou de minimisation du coût énergétique) telles que les adaptations possibles des stratégies de co-variance de la cinématique des articulations du membre inférieur (Enoka et al. (1982) ; Lacquaniti et al. 1999). De même, la participation des masses segmentaires de la prothèse à la locomotion et ses conséquences sur le contrôle de la locomotion ne sont pas bien connues et pourraient être abordées selon la technique des masses accélérées (Gillet et al. 2004).

1.4.2.5. Réalisations finales et intermédiaires

Réalisations intermédiaires

Les réalisations intermédiaires se situent dans les cinq domaines d'investigation (analyse tridimensionnelle fine, ressenti du patient, dépense énergétique dans les AVQ, fonctionnalité dans les AVQ, évaluation clinique). Il s'agit pour chacune d'approfondir ses connaissances dans le domaine, d'améliorer sa capacité d'évaluation des patients amputés de cuisse ou de jambe et de réaliser un examen multicritères spécifique d'évaluation et de suivi du sujet amputé de membre inférieur.

Plusieurs hypothèses plus fondamentales relatives au contrôle moteur de la locomotion chez le sujet amputé ou encore à la contribution des masses segmentaires à la locomotion du sujet amputé pourront également être vérifiées.

Enfin, la partie la plus innovante se situe au niveau de la mise en relation des différentes approches et la réalisation d'une norme à la fois basée sur des sujets sains et des sujets dit « experts » amputés ayant récupérés une très bonne fonctionnalité.

Réalisation finale

La réalisation finale est un logiciel prototype en plusieurs modules indépendants pour l'évaluation et le suivi multicritère de la fonctionnalité du sujet amputé basé sur chacune des approches dont l'analyse tridimensionnelle du mouvement (intégrée dans la nouvelle nomenclature des actes médicaux).

Après expérimentation au CHRU de Lille et développement industriel, le logiciel pourrait être commercialisé. Il est à noter que cet examen pourrait également contribuer, à terme, au processus décisionnel de la prise en charge financière par les organismes d'assurance maladie.

Ces dernières démarches pourront faire, l'objet d'une demande d'aide à l'innovation par la société de Monsieur Hédoux qui souhaiterait commercialiser ledit logiciel ([Annexe 4](#)).

1.4.3. Projet 2 : Prédiction de la chute chez la personne âgée à partir de l'A3D et de mesures cliniques

A la différence du projet précédant celui-ci est encore à l'étape de recherche de financement, par contre différentes sous-parties ont déjà donné lieu à des travaux et à [des publications](#). Il s'agit d'une proposition de projet intégrant un travail de thèse planifié sur trois ans.

1.4.3.1. Objectifs du projet

L'analyse de la littérature portant sur la prédiction de la chute chez la personne âgée à partir de l'A3D et/ou de mesures cliniques fait ressortir quelques notions importantes. En effet, la [problématique de la chute chez la personne âgée](#) y est largement décrite, l'utilisation de [la posture](#), de [la locomotion](#) et de la [clinique](#) pour prédire la chute montrent déjà des résultats encourageants présentés en [annexe 5](#) ; enfin une réflexion sur l'intérêt que pourrait présenter la [combinaison de mesures cliniques et de l'AMH](#) pour la prédiction de la chute est également présentée dans cette annexe.

L'objet de ce projet est d'utiliser l'A3D de la locomotion humaine et de la posture orthostatique couplée à des données cliniques pour réaliser un modèle prédictif de chute chez la personne âgée non chuteuse. Il s'inscrit dans l'optique de la recherche *de signe(s) infra*

clinique(s) susceptible(s) de prédire l'apparition de pathologie(s) [[voir 1.3.](#), [hypothèse interne & Problématique](#)]. Ce projet s'intègre également dans l'[optique 1](#) (étude de situations locomotrices variées) des perspectives présentées précédemment ([voir 1.4.1.](#)). Ainsi des situations locomotrices sollicitant plus particulièrement chacune des principales opérations classiquement associées à la préparation et à l'exécution du mouvement seront mises en place ([voir figure 4a](#)).

Même si les mécanismes étiologiques ne sont pas certains, l'identification des risques de chutes sont importants à trois titres selon Nevitt (1997) : i) contribuer à comprendre les facteurs de risques peut aider à identifier et comprendre les causes de chutes, ii) les facteurs de chutes peuvent aider à identifier les sujets à risque important qui pourraient bénéficier de mesures de prévention, iii) les facteurs de risques pourraient être évolutifs et suggérer ainsi une évolution spécifique de la prévention y compris pour les sujets qui ne présentent pas d'historique de chute. Pour mener à bien ce projet, différentes collaborations sont nécessaires, elles seront présentées dans la partie suivante.

1.4.3.2. Partenaires du Projet

Les quatre partenaires prévus pour ce projet porté par le LAMIH sont ceux avec lesquels nous avons déjà réalisé des travaux sur ce domaine à savoir :

- le SMPR du CHRU de Lille en la personne du P^r [André Thevenon](#), Chef de Service (Voir [2. liste des publications](#)),
- le SMPR du CHRU de Poitiers en la personne du P^r [Gilles Kemoun](#), Chef de Service (Voir [2. liste des publications](#)),
- le service de gériatrie de l'hôpital de Le Quesnoy en la personne du D^r Denis Lefebvre, Chef de service.
- le Laboratoire de Cinésiologie (LC) de Hôpital cantonal, Universitaire de Genève, en la personne de M. [Stéphane Armand](#), PhD, Ingénieur de Recherche (Voir [2. liste des publications](#)).

1.4.3.3. Organisation du projet

La chute a été définie pour ce projet comme un événement inattendu au cours duquel une personne tombe au sol soit d'un niveau supérieur soit du même niveau, incluant les chutes dans les escaliers ou les chutes provoquées par un élément de mobilier (Luukinen et al. 1997).

La réalisation d'un portique (voir [3.1.3.1.](#) ; [Figure 6](#)) permettant de suspendre un ou plusieurs sujet(s) durant l'étude permettra ici plus simplement de sécuriser totalement les sujets avec un harnais et plusieurs filins en rendant impossible la chute lors des mesures à risques potentiels.

En ce qui concerne le recueil des données cliniques, les relations très étroites de notre équipe avec certains services du CHRU de Lille et de Poitiers, de l'Hôpital du Quesnoy et de l'Institut Régional de Recherche sur le Handicap (IRRH) permettent de mettre en place, sans trop de difficulté, des collaborations avec médecins et personnels paramédicaux intéressés par le projet.

Pour ce projet, une première période de 6 mois est allouée à la mise en place du protocole, la demande d'autorisation du Comité Consultatif de Protection des Personnes dans la Recherche Biomédicale (CCPPRB), la souscription des assurances et l'obtention ainsi que les tests des matériels nécessaires.

Le projet se découpe en 4 sous-projets qui sont respectivement la mise en place :

- d'une synthèse informatisée des tests cliniques actuels dans l'optique d'en extraire les paramètres qui associées à l'A3D deviendront discriminant de la chute. Cette synthèse sera ensuite appliquée à notre population et un suivi longitudinal de 24 mois réalisé : [sous-projet 1](#),
- d'un protocole de mesures de la posture orthostatique : [sous-projet 2](#),
- d'un protocole de mesures de la locomotion en situations variées ([voir 1.4.1. optique 1](#)) : [sous-projet 3](#),
- d'un travail de classification, d'ECD et de mise en relation de données ([voir 1.3.](#)) : [sous-projet 4](#).

Dans le cadre de la thèse, pour s'intégrer au mieux dans les consignes des instances de tutelle (durée de la thèse 3 ans), les informations du suivi longitudinal seront utilisées sur une période de 18 mois. Par contre, le suivi sera réalisé sur une période de deux ans afin que ces résultats puissent être plus facilement comparés à la littérature et publiables.

Chronologiquement les patients seront d'abord sélectionnés sur des critères d'âge, de niveau de santé et d'absence de chute après un examen clinique général. Ils subiront ensuite dans un ordre aléatoire les trois séries de tests et le suivi clinique des sous-projets 1 à 3. Les mesures du sous-projet 1 seront réalisées dans les CHRU et à l'hôpital de Le Quesnoy, partenaires du projet, par des médecins spécialisés. Les sous-projets 2 et 3 pourront être

réalisés indistinctement dans les CHRU ou au LAMIH. Enfin, la partie traitement de données du sous-projet 4 sera réalisée au LAMIH et au LC.

Pour mener à bien ce travail, les principaux verrous scientifiques et technologiques à lever sont :

- Finaliser la méthodologie de sécurisation optimale du sujet âgé pour chaque site de mesures avec le [système de suspension réalisé](#) ou un système équivalent ([sous-thème 1 Figure 5](#)).
- Poursuivre la mise en relation des conditions de mesures de la locomotion et des structures du contrôle moteur sollicité ([sous-thème 4 Figure 5](#)).
- Poursuivre les travaux en matière d'identification et de classification des signes infracliniques issus de la grande masse de données recueillies ([sous-thème 3 Figure 5](#)).

Une présentation plus détaillée des sous-projets est en [annexe 5](#).

1.4.3.4. Exploitation des résultats

La principale exploitation des résultats se situe au niveau de la capacité (attendue) des données recueillies à prédire la chute chez les sujets non chuteur au moment des mesures. La situation optimale est la capacité de chacun des trois pôles de mesures à prédire indépendamment la chute. La situation intermédiaire et que seule la combinaison de deux ou trois types d'informations permet de prédire de façon cliniquement intéressante la chute. La situation la plus défavorable serait de ne pas arriver à prédire la chute... Dans le 1^{er} ou le 2^e cas, la priorité sera donnée à la simplicité du recueil des informations permettant la prédiction.

La seconde exploitation possible des résultats et de pouvoir contribuer à l'explication des origines possibles de certaines chutes chez la personne âgée et de mieux comprendre les fonctions du contrôle de la locomotion altérée qui sont corrélées à la survenue de chutes.

1.4.3.5. Réalisations finales et intermédiaires

Réalisation intermédiaire

La situation finale la plus favorable serait de pouvoir réaliser un test clinique simple et/ou un test d'A3D permettant de prédire la chute avec une probabilité élevée. Si la procédure de calcul est simple, un logiciel sera réalisé dans le cadre de la thèse. Dans le cas contraire, il pourrait constituer une continuité possible à ce travail.

Réalisation finale

Identification d'origine possible des altérations fonctionnelles du contrôle de la locomotion pouvant être responsables de certaines chutes chez la personne âgée.

Dans le cadre de cette HDR un troisième projet de recherche est présenté, il concerne la prévention des troubles musculosquelettiques (TMS) chez la femme enceinte.

1.4.4. Projet 3 : Prévention des TMS post partum

Ce troisième travail est, comme le précédant, à l'étape de recherche de financement. Par contre, différentes expérimentations ont déjà été réalisées et seront présentées rapidement au cours du projet afin d'en étayer les bases. Ainsi, un stage de post doc a déjà été effectué sur une sous partie de ce travail (voir post doc 2 [V Femery](#)) et un article est [soumis](#). Ce projet intègre également un travail de thèse planifié sur trois ans et demi.

1.4.4.1. Objectifs du projet

Bien que relativement pauvre, l'analyse de littérature relative à ce sujet permet de dégager trois parties : les [effets de la grossesse sur l'appareil locomoteur](#), l'[activité physique peripartum](#), les [effets de la grossesse sur la locomotion et la posture](#). Ces différents points sont présentés en [annexe 6](#).

Ce projet a plus précisément pour objet d'utiliser l'A3D de la locomotion et de la posture orthostatique couplée à des données cliniques pour étudier les effets de la grossesse sur la locomotion et ses éventuels liens avec la survenue de TMS. Parmi les troubles de l'appareil locomoteur ceux relatifs aux douleurs pelviennes et aux maux de dos seront plus particulièrement recherchés. Il s'inscrit dans l'optique de la recherche *de mouvement(s) infra traumatique(s)* susceptibles d'entraîner, par répétition, des lésions de l'appareil locomoteur ([voir 1.3.](#), [hypothèse externe](#) & [Problématique](#)). Un autre projet, qui ne sera pas présenté dans ce manuscrit, concerne une approche similaire mais cette fois sur la locomotion en fauteuil roulant et la prévention de la traumatologie liée à ce mode de déplacement (projet financé par l'ANR sur l'appel Tecsan 2006 [voir CR7](#)).

En effet, les pathologies de l'appareil locomoteur de la femme enceinte sont très fréquentes et l'activité physique et sportive, tout comme d'une manière plus générale la condition physique des femmes, semblent de plus en plus liée à l'apparition de ces pathologies. Seule une étude systématique du niveau de condition physique associée à un suivi longitudinal peut permettre de valider ces hypothèses. De même, la mise en place

d'études comparatives proposant ou non des programmes de condition physique spécifique peripartum s'avèrent nécessaires. Ce type de travaux doit permettre, à terme, de réduire la traumatologie peripartum, et de contribuer ainsi à une meilleure qualité de vie. Pour mener à bien ce projet, différentes collaborations sont nécessaires, elles seront présentées dans la partie suivante.

1.4.4.2. Partenaires du Projet

Trois partenaires sont prévus pour ce projet, dont un reste à trouver. Ce projet sera porté par le LAMIH et les partenaires identifiés sont ceux avec lesquels le LAMIH a déjà réalisé des travaux sur ce domaine à savoir :

- le SMPR du CHRU de Lille en la personne du P^r [André Thevenon](#), Chef de Service (Voir [2. Liste des publications](#)),
- Department of Mechanical Engineering McLaughlin Hall Kingston, Ontario Canada en la personne du P^r [Geneviève Dumas](#),
- Une troisième collaboration reste à mettre en place avec un ou plusieurs service(s) de gynécologie obstétricale avec, entre autre, pour fonction d'aider au recrutement et au suivi des sujets.

1.4.4.3. Organisation du projet

Ce projet s'appuie sur des expérimentations préliminaires réalisées depuis quelques années au LAM du CHRU de Lille. Les expérimentations du projet pourront se réaliser indistinctement au CHRU ou au LAMIH. Chronologiquement, une première période de 6 mois est allouée à la mise en place du protocole, la demande d'autorisation du CCPPRB, la souscription des assurances... Le travail se découpe ensuite en trois études ([sous-projet 1](#) ; [sous-projet 2](#) ; [sous-projet 3](#)). Les trois sous-projets démarreront simultanément au niveau des expérimentations (voir [annexe 6](#) pour plus de détails). Trois populations seront constituées, en partie par le partenaire qu'il reste à trouver au niveau d'un (de) service(s) de gynécologie(s). Dans certains cas, des sujets pourront être associés à deux des sous-projets. Les sujets répondront à un questionnaire préalable qui permettra de vérifier leurs correspondances aux critères d'inclusion et exclusion ainsi qu'un examen clinique réalisé par les partenaires médicaux du projet. La durée de chaque sous-projet est relativement longue d'où le nombre réduit de sous-projet. De même, l'organisation des sous-projets comprend une partie étant strictement intégrée un travail de thèse ; qui sera ensuite poursuivi plus longtemps afin d'en augmenter la puissance sans jamais dépasser la durée totale des 3 ans et demi. Ceci permet ainsi au candidat de finir sa thèse dans un délai acceptable sans réduire l'intérêt du travail (voir [annexe 6](#) pour plus de détails).

L'ensemble du projet repose sur une analyse de la marche et de la posture de femmes ayant ou n'ayant pas eu d'enfants à l'aide de systèmes optoélectroniques. Les systèmes de mesure utilisés permettent la quantification tridimensionnelle du mouvement de points positionnés sur le corps. Par l'utilisation de modèles biomécaniques, l'analyse cinématique (déplacement des segments corporels) et cinétique (forces à l'origine des mouvements) sera réalisée. Dans les sous-projets [2](#) et [3](#), la moitié des sujets suivra un protocole de renforcement musculaire spécifique permettant de mieux appréhender les effets de l'entraînement sur les TMS.

Pour mener à bien l'ensemble de ce projet, les principaux verrous scientifiques et technologiques à lever sont :

- Définir des programmes de condition physique spécifique permettant d'essayer de limiter les effets de la grossesse sur l'appareil locomoteur au regard des effets mesurés [sous-thème 4 Figure 5](#)
- Poursuivre les travaux en matière d'identification et de classification des mouvement(s) infratraumatique(s) issus de la grande masse de données recueillies ([sous-thème 3 Figure 5](#)).
- Définir un modèle prédictif des risques de développement de TMS [sous-thème 3 Figure 5](#)

1.4.4.4. Exploitation des résultats

La principale exploitation des résultats se situe au niveau de la mise en évidence des effets de la grossesse sur le contrôle de la locomotion, la locomotion et la posture ainsi que de leurs liens avec l'activité physique et la survenue de TMS (en particulier des douleurs pelviennes et des maux de dos). Plus précisément, il s'agit également de mettre en évidence les mouvements infratraumatiques susceptibles d'engendrer, par répétition, des TMS chez la femme peripartum. La mise en évidence de ces mouvements et de leurs liens avec la condition physique doit permettre de contribuer à réduire l'apparition de TMS.

La seconde exploitation se situe au niveau de la contribution à la mise en place de programme de condition physique spécifique permettant, eux aussi, de limiter les effets de la grossesse sur l'appareil locomoteur et la survenue de TMS.

1.4.4.5. Réalisations finales et intermédiaires

Réalisation intermédiaire

Proposition et évaluation de programme de condition physique spécifique permettant de réduire les effets négatifs de la grossesse sur l'appareil locomoteur et par là même les risques de douleurs pelviennes et de maux de dos.

Réalisation finale

Réalisation d'un modèle des modifications de la locomotion, de la posture et de leur contrôle suite à la grossesse.

Résultats préliminaires d'un modèle prédictif de l'apparition de certaines TMS à partir de mesures cliniques, posturographiques et locomotrices.

1.5. Conclusion des axes de recherche

L'utilisation principale de la motricité comme outil de prédiction / prévention n'est pas propre au domaine médicale. En effet, elle est aussi utilisée, parmi d'autres, dans le domaine sportif comme moyen de dépistage de futurs talents ou encore dans le milieu professionnel manuels pour prédire le rendement d'une formation professionnelle ou la capacité d'un futur employé à réaliser une tâche professionnelle (technique ou mécanique par exemple pour Johnston & Catano, 2002 ; Campbell & Ing, 2004). Cependant, les études permettant de valider nos hypothèses sont relativement difficiles à mettre en place car elles doivent surtout être prospectives, c'est-à-dire porter sur des populations encore saines au moment des mesures et être couplées à des suivis longitudinaux sur des périodes relativement longues. La fréquence d'apparition des pathologies nécessite souvent des cohortes relativement importantes. De même, les signes infracliniques ou les mouvements infratraumatiques recherchés sont par définition très fins et non visibles à l'œil nu. Ils sont donc d'autant plus difficiles à identifier avec des outils de mesures classiques. Enfin, et c'est par exemple particulièrement le cas pour la femme enceinte, il semble que chaque sujet réagisse à sa manière et que les grandes tendances sont très difficiles voir impossibles à définir, obligeant l'utilisation de techniques d'analyse de données multivariées et individualisées comparées aux techniques classiques de comparaison de groupes ou l'utilisation de droites de régression.

Malgré tout, il nous semble que l'analyse fine de la motricité humaine peut encore apporter beaucoup au domaine clinique tout en contribuant à mieux comprendre les mécanismes sous-jacents au contrôle de la motricité. Les résultats actuellement obtenus nous semblent également plutôt encourageants.

L'ensemble de ces travaux a permis notamment la publication de [9 articles internationaux avec IF et quatre soumis](#), [4 articles internationaux ou nationaux sans IF](#), [2 chapitres de livres](#) et [24 communications dans des congrès internationaux avec publication d'actes courts](#) dont un récapitulatif est présenté dans la partie suivante ([voir 2](#)).

2. LISTE DES PUBLICATIONS ET COMMUNICATIONS

La publication des résultats me semble être un gage de qualité des travaux de recherche. De plus, elle est indispensable pour la communauté scientifique mais aussi pour la reconnaissance de l'université de rattachement, du laboratoire, comme du chercheur ou encore la recherche de financement. J'ai toujours attaché beaucoup d'importance à ce critère. L'ensemble des publications réalisées est présentée ci-dessous par ordre chronologique en six catégories en fonction de la reconnaissance scientifique : i) les [articles de revues internationales indexés ayant un impact factor](#) (ISI Weeb of science), ii) les [articles nationaux et internationaux indexés mais sans impact factor](#), iii) les [chapitres d'ouvrage](#), iv) les [communications dans des congrès avec comité de lecture et publication d'actes courts](#), v) les [communications dans des congrès internationaux avec comité de lecture](#), vi) les [communications dans des manifestations scientifiques nationales](#). Cette partie se termine par [une synthèse et un tableau récapitulatif](#) des publications et communications.

2.1. Articles internationaux indexés avec IF (2005)

Les noms des étudiants encadrés sont soulignés

1> **Watelain E.**, Barbier F., Allard P., Thevenon A. & Angué J.C., 2000

Gait pattern classification of elderly healthy men on the basis of biomechanical data,
Arch. Phys. Med. Rehabil., 81(5), 579-586. (IF : 1,734 ; 4^e/24 Rehabilitation)

2> **Watelain E.**, Dujardin F., Barbier F., Dubois D. & Allard P., 2001

Compensatory actions in the lower limb of subjects in an early stage of hip osteoarthritis,
Arch. Phys. Med. Rehabil., 82(12), 1705-1711. (IF : 1,734 ; 4^e/24 Rehabilitation)

3> **Watelain E.**, Froger J., Barbier F., Lensel G., Rouseaux M., Lepoutre F.X. & Thevenon A., 2003

Comparison of Clinical gait analysis strategies by French neurologists, physiatrist and physiotherapists,
J. Rehabil. Med., 35, 8-14. (IF : 1,799 ; 2^e/25 Rehabilitation)

4> Kemoun G., Defebvre L., **Watelain E.**, Guieu J.D. & Destée A., 2004

Maladie de Parkinson comme modèle de vieillissement : analyse prospective des troubles de la marche,
Rev. Neurol. (Paris), 159(11), 1028-1037. (IF : 0,443 ; 132^e / 148 Clinical Neurology)

5> Armand S., Mercier M., **Watelain E.**, Patte K., Pelissier J., Rivier F., 2005

A comparison of gait in spinal muscular atrophy, type II and Duchenne muscular dystrophy,
Gait & Posture, 21, 369-378. (IF : 1,691 ; 136^e/200 Neuroscience)

- 6> **Watelain E., Froger J., Barbier F., Lensel G., Rouseaux M., Lepoutre F.X. & Thevenon A., 2005**
 Variability of Video-based Clinical Gait Analysis in Hemiplegia as performed by practitioners in diverse specialties,
J Rehabil Med, 37(5), 317-24. (IF : 1,799 ; 2^e/25 Rehabilitation)
- 7> **Armand S., Watelain E., Mercier M., Roux E., Lepoutre F.X., 2006**
 Identification of toe-walking causes with fuzzy decision trees and gait pattern displaying,
Gait & Posture, 23(2), 240-248. (IF : 1,691 ; 136^e/200 Neuroscience)
- 8> **Toulotte C., Thevenon A., Watelain E. & Fabre C., 2006**
 Identification of healthy elderly fallers and non-fallers by gait analysis under dual-task conditions,
Clin. Rehabil. 20(3), 269-276. (IF : 1,447 ; 9^e/25 Rehabilitation)
- 9> **Armand S., Watelain E., Mercier M., Lensel G., Lepoutre F.X., 2006**
 Linking clinical measurements and kinematic gait patterns of toe-walking using fuzzy decision trees,
Gait & Posture, In Press. (IF : 1,691 ; 136^e/200 Neuroscience)
- 10> **Watelain E., Avogadro P., Prieur F., Garnier C. & Lepoutre FX., 2006**
 The energy cost of swinging limbs during human running,
J Exp Biol, Soumis. (IF : 2,67 ; 11^e/65 Biology)
- 11> **Watelain E., Femery V., Thevenon A. & Lepoutre FX., 2006**
 Is there alteration of locomotor's pattern one year after pregnancy?,
Hum. Reprod. Update, Soumis. (IF : 5,449 ; 1^{er}/57 Obstetrics & Gynecology)
- 12> **Bassement M., Garnier C., Watelain E. & Lepoutre FX., 2006**
 EMG and kinematics data to study the take-off phase in pole vaulting: differences between expert and novice,
J Electromyog Kinesiol, Soumis. (IF : 2,181 ; 1^{er}/25 Rehabilitation)
- 13> **Faupin A., Gorce Ph., Watelain E., Thevenon A., Remy-Neris O., 2006**
 Biomechanical pattern in handcycling : methods and preliminary results,
Med Ing Phys, Soumis. (IF : 1,115 ; 25^e/41 Engineering Biomedical)

2.2. Articles nationaux et internationaux indexés sans IF

- 1> **Pinti A., Hedoux P., Watelain E., Kemoun G. & Boluix B., 2000**
 Comparaison à partir d'I.R.M. de caractéristiques biomécaniques de membres inférieurs sains et pathologiques, Handicap 2000, Paris ;
J. Eur. Syst. Auto. (APII – JESA), 34(6-7), 845-858

- 2> *Kemoun G., Watelain E., Defebvre L., Guieu JD. & Destée A., 2002*
Stratégies posturales et chutes chez la personne âgée et le sujet parkinsonien,
Ann. Réad. Méd. Phys., 45: 485-492
- 3> *Kemoun G., Watelain E. & Carette P., 2006*
Hydrokinesithérapie,
EMC (Kinésithérapie), 26-140-A-10, 28p
- 4> *Meyer C., Weissland Th., Watelain E., Faupin A., Ribadeau Dumas S., 2006*
Réponses physiologiques lors de la propulsion en fauteuil roulant à manivelles : Etude préliminaire,
Bulletin Européen d'Activités Physiques Adaptées, In Press

2.3. Chapitres d'ouvrage

- 1> *Dupont L., Watelain E., Pérot C., Lense G., Voisin Ph. & Vanhée J.L., 1995*
Bifonctionnalité et renforcement musculaire.
In Les stratégies de renforcement musculaire, Editions Frison-Roche, pp. 75-97.
- 2> *Armand S., Mercier M. & Watelain E., 2005*
Aspects biomécaniques et apport de l'analyse quantifiée de la marche dans les rétractions du triceps sural
In La rétraction du triceps sural. Conséquences podologiques sous la direction de C Herisson, P Aboukrat & J Rodoneau, Sauramps Médical Edition, Editions Frison-Roche, pp 56-61.

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

- 1> *Watelain E., Dupont L, Pérot C. & Lense G., 1995*
Analyse électromyographique des effets d'un entraînement bifonctionnel du biceps brachii,
XX^e Congrès de la Société de Biomécanique, Lausanne (Suisse) ;
Arch. Int. Physiol. Bioch. Biophys., 103, 3, A126.
- 2> *Watelain E., Thevenon A, Kemoun G., Barbier F., Benaim C. & Lense-Corbeil G., 1997*
Etude inter-professionnelle des "stratégies" d'évaluation fonctionnelle de la marche du patient hémiplegique, XII^e Congrès de la SOFMERR, Strasbourg ;
Ann. Réad. Méd. Phys., 40(6), 334.

- 3> **Watelain E.**, Thevenon A., Barbier F., Kemoun G., Lensele-Corbeil G., Allard P. & Lepoutre F.X., 1998
Evaluation visuelle de la marche du patient hémiparétique, XIII^e Congrès de la SOFMERR,
Lyon ;
Ann. Réad. Méd. Phys., 41(6), 336.
- 4> **Kemoun G.**, **Watelain E.**, Allard P., Defebvre L. & Gieu J.D., 1998
Stratégies neuromotrices prédictives de chute : Rôle du système extra-pyramidal, XIII^e
Congrès de la SOFMERR, Lyon ;
Ann. Réad. Méd. Phys., 41(6), 335.
- 5> Allard P., Page J.M., Kemoun G., Duhaime M., Barbier F. & **Watelain E.**, 1998
Perturbations dans les mouvements de rotation du tronc chez les personnes ayant des
entorses lombaires, XIII^e Congrès de la SOFMERR, Lyon ;
Ann. Réad. Méd. Phys., 41(6), 336.
- 6> **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 hémiparétique à
l'aide d'IRM, XIII^e Congrès de la Société de Biomécanique, Lyon ;
Arch. Physiol. Bioch., 106B, 162.
- 7> Pudlo P., Barbier F., Angué J.C. & **Watelain E.**, 1999
Nécessité de modéliser le geste du rameur en trois dimensions, VII^e Congrès International
des Chercheurs en Activités Physiques Sportives, Marseille ;
Science & motricité, 35-36, 98-99.
- 8> **Watelain E.**, Allard P., Thevenon A., Lensele G., Dubois D. & Kemoun G., 1999
Patterns of locomotion in healthy men, XIV^e Congrès de l'International Society of
Posture and Gait, Waterloo, Canada, Ontario;
Gait & Posture, 9(suppl. 1), S24.
- 9> **Watelain E.**, Dujardin F., Allard P., Thevenon A., Dubois D. & Lensele G., 1999
Kinetic gait pattern of men with osteoarthritis of the hip, XIV^e Congrès de l'International
Society of Posture and Gait, Waterloo, Canada, Ontario;
Gait & Posture, 9(suppl. 1), S26.

- 10> **Watelain E.**, Barbier F., Thevenon A., Lensel G. & Lepoutre F-X., 1999
Proposition of new graphic interface for clinical gait evaluation, XIV^e Congrès de l'International Society of Posture and Gait, Waterloo, Canada, Ontario;
Gait & Posture, 9(suppl. 1), S55.
- 11> **Watelain E.**, Barbier F., Thevenon A., Lensel G. & Lepoutre F-X., 1999
How identify the necessary evolution of clinical gait analysis software? Example of stoke, XIV^e Congrès de l'International Society of Posture and Gait, Waterloo, Canada, Ontario;
Gait & Posture, 9(suppl. 1), S26.
- 12> *Kemoun G.*, **Watelain E.**, Guieu J.D., 1999
Falls predictive gait strategies in elderly and in parkinsonian patient, XIV^e Congrès de l'International Society of Posture and Gait, Waterloo, Canada, Ontario;
Gait & Posture, 9(suppl. 1), S23.
- 13> *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, Société de Biomécanique, Beaune ;
Arch. Physiol. Bioch., 107 (suppl), E110.
- 14> *Hedoux P.*, Pinti A., **Watelain E.**, *Kemoun G.*, & Boluix B., 2000
Comparison of centre of mass positions of lower body segments obtained from MRI. and geometric models, XXV congrès de la Société de Biomécanique – XI congress of the Canadian Society of Biomechanics, Montreal 23-26 Août 2000,
Arch. Physiol. Bioch., E108
- 15> *Kemoun G.*, **Watelain E.** & Jobart M., 2001
Perception et intensité physiologique de l'effort chez des patients dyspnéiques, SOFMER Caen ;
Ann. Réad. Méd. Phys., 43(7), 348
- 16> *Kemoun G.* & **Watelain E.**, 2001
Entraînement en représentation mentale et développement de la force maximale volontaire, SOFMER Caen ;
Ann. Réad. Méd. Phys., 43(7), 376

- 17> **Watelain E., Froger J., Rousseaux M. & Thevenon A., 2000**
Specificity of neurologist approach of clinical gait analysis, Tenth Meeting of the European Neurological Society, 18-22 June, Jerusalem ;
J. Neurology, 247(3), III162
- 18> **Kemoun G., Watelain E., Defebvre L. & Guieu JD, 2001**
Vieillesse, maladie de parkinson et stratégies neuromotrices prédictives de chute, SOFMER ;
Ann. Read. Méd. Phys., 44(7), 414
- 19> **Bourriez J.L., Duhamel A., Devos P., Watelain E., Guieu J.D., Krystkowiak P., 2002**
Statistical tools for clinical gait analysis, ESMAC, Leuven, Belgique, Septembre 2002, Meeting Abstract ;
Gait & Posture, 16(1) S126-S127
- 20> **Toulotte C., Fabre C., Watelain E., Thevenon A., 2002**
Factors of falls in elderly subjects: study of walking in condition single task versus dual task, XVII^e congrès de la société de la société de biomécanique, Valenciennes, France ;
Arch. Phys. Biochim., 110 suppl, 105
- 21> **Kemoun G., Defebvre L., Watelain E., Destee A., Guieu J.D., 2002**
Predictive factors of falls in elderly subjects and patients with Parkinson's disease ;
Movement Disorders 17: P437 Suppl. 5
- 22> **Armand S., Mercier M., Patte K., Jouvot M., Watelain E., Rivier F., Humbertclaude V., Guibal C., Echenne B., 2003**
Gait patterns in patients with neuromuscular diseases: comparison between type ii spinal muscular amyotrophy and Duchene muscular dystrophy, European Society Movement Analysis in Children, Marseille, France;
Gait & Posture, 18, S120-S121
- 23> **Armand S., Watelain E., Mercier M., Lepoutre F.X., 2004**
Toe-walking gait patterns, European Society Movement Analysis in Children, Warsaw, Poland, 2004;
Gait & Posture, 20S, S68

24> Armand S., Watelain E., Mercier M., Roux E., Lepoutre F.X., 2005

Linking clinical causes of toe-walking and gait analysis, ISPGR 2005, Marseille, France;
Gait & Posture, 21(Supp1), S75

2.5. Communications dans les congrès internationaux avec comité de lecture

1> **Watelain E., Thevenon A., Barbier F., Moretto P., Kemoun G. & Lensele-Corbeil G., 1997**

Hemiplegic gait : Reproducibility of joints kinematics from one stride to the next, XIII^e
Congrès de l'International Society of Posture and Gait, Paris.

2> **Watelain E., Barbier F. & Lensele-Corbeil G., 1997**

Perturbation de la cinématique de la marche, VII^e Congrès International des Chercheurs en
Activités Physiques Sportives., Marseille.

3> **Watelain E., Facon F., Bommel D. & Kemoun G., 1999**

Entraînement en représentation mentale et développement de la force maximale
volontaire, VIII^e Congrès International des Chercheurs en Activités Physiques Sportives,
Macolin, Suisse.

4> **Sadeghi H., Prince P., Allard P. & Watelain E., 2000**

Functional tasks of the ankle and hip sagittal moment in able-bodied gait
Gait and Clinical Movement Analysis Society Meeting, Rochester, MN. USA

5> **Watelain E., Bommel D., Facon F., Griffit P. & Kemoun G., 2000**

Mental training and maximal weight lifting
Pre-olympic Congress 2000 of Brisbane, Australia

6> **Watelain E.**

Droit au sport et à l'EPS des personnes handicapées
Journée d'Etudes du LERADP, 12 mai 2005, Lille

7> Armand S., E Watelain, M Mercier, E Roux, F-X Lepoutre, 2005

Extraction of Knowledge for Movement Analysis Data - Example in Clinical Gait
Analysis.
Combined XXth ISB and 29th ASB meetings

8> *Armand S., Watelain E., Roux E., Kaelin A. 2006*

Automatic extraction of knowledge to support the interpretation process in Clinical Gait Analysis,
Joint ESMAC & GCMAS Meeting, Amsterdam, 2006.

9> *Armand S., Watelain E., De Coulon G., Kaelin A. 2006*

Caractérisation biomécanique de la marche digitigrade et aide à l'interprétation clinique,
Société Suisse d'Orthopédie, Luzern (CH), 2006

2.6. Communications dans des manifestations scientifiques nationales

1> *Moretto P., Watelain E., Pelayo P. & Lafortune M., 1996*

Reproductibilité des mesures de pressions plantaires (effets du temps et du déchaussage),
III^e Congrès de l'Institut Régional Recherche sur le Handicap, Lille.

2> *Kemoun G., Watelain E. & Blatt J.L., 1997*

Stratégie prédictive de chute chez la personne âgée, XIV^e Réunion du Club Locomotion,
Toulouse.

3> *Watelain E., 1997*

Stratégie d'analyse clinique de la marche du patient hémiplégique, IV^e Congrès de
l'Institut Régional Recherche sur le Handicap, Lille.

4> *Watelain E., Barbier F., Thevenon A, Lenseil-Corbeil G., Lepoutre F.X., 1998*

Logiciel d'aide à l'évaluation fonctionnelle de la marche à partir de l'analyse
tridimensionnelle, V^e Congrès de l'Institut Régional Recherche sur le Handicap, Lille.

5> *Watelain E., Barbier F., Thevenon A, Lenseil-Corbeil G., Lepoutre F.X., 1999*

Variabilité de la marche du patient hémiplégique : Intérêts cliniques et conséquences pour
l'évaluation fonctionnelle, VI^e Congrès de l'Institut Régional Recherche sur le Handicap,
Lille.

6> *Watelain E., Barbier F., Thevenon A., Lenseil-Corbeil G. & Lepoutre F.X., 1999*

Quelle(s) norme(s) pour l'évaluation fonctionnelle de la marche pathologique de
personnes âgées ?, VI^e Congrès de l'Institut Régional Recherche sur le Handicap, Lille.

- 7> *Pinti A., Hedoux P., Watelain E., Kemoun G., Boluix B., Lepoutre F-X., Angué J-C., 1999*
Détermination de paramètres biomécaniques des membres inférieurs à partir de coupes R.M.N. 5ème Journée Scientifique de l'Institut Régional de Recherche sur le Handicap du Nord-Pas-de-Calais, Lille
- 8> *Watelain E. & Thevenon A., 2000*
Effet de la grossesse sur la marche de la femme, VII^e Congrès de l'Institut Régional Recherche sur le Handicap, Lille.
- 9> *Watelain E., 2001*
Les Formations STAPS en APA, 1^{er} Journée thématique sur les APA, Valenciennes, INV9
- 10> *Tixier C. & Watelain E., 2001*
Réalisation d'un logiciel de conception et de suivi de circuit training pour sujets atteints de troubles cardio-respiratoires, 1^{er} Journée thématique sur les APA, Valenciennes, P10
- 11> *Louf F., Watelain E. & Debray D., 2001*
Des activités physiques pour les enfants hospitalisés ? 1^{er} Journée thématique sur les APA, Valenciennes, P13
- 12> *Dastot C. & Watelain E., 2001*
Mise en place d'activités sportives au sein du service de rééducation de l'hôpital de Valenciennes, 1^{er} Journée thématique sur les APA, Valenciennes, P15
- 13> *Duvivier G., Watelain E. & G. Kemoun, 2001*
es APA au centre ELAN de l'Hôpital de Wattrelos, 1^{er} Journée thématique sur les APA, Valenciennes, P16
- 14> *Kemoun G., Watelain E. & M. Jobard, 2001*
Perception et intensité physiologique de l'effort chez des patients dyspnéiques, 1^{er} Journée thématique sur les APA, Valenciennes, RS 2

15> *de la Rebiere de Pouyade D. & Watelain E., 2001*

Détermination et Comparaison de l'intensité de l'effort fourni par des cavaliers handicapés mentaux et des cavaliers de club, 1^{er} Journée thématique sur les APA, Valenciennes, RS 4

16> *Watelain E., 2001*

Eléments de comparaison des performances nageurs valides vs. nageurs handisports, VIII^e Congrès de l'Institut Régional Recherche sur le Handicap, Lille.

17> *Toulotte C., Fabre C., Watelain E., Thevenon A., 2002*

Les facteurs de chutes chez les seniors : étude de la marche en condition de simple tâche *versus* double tâche, 2^e Journée thématique sur les APA, Valenciennes, EXP 09

18> *Watelain E., 2002*

Les débouchés professionnels pour les étudiants STAPS en APA, 2^e Journée thématique sur les APA, Valenciennes, INV 07

19> *Watelain E., 2002*

Les APA dans les enseignements STAPS : l'exemple du TP d'initiation à la recherche en biomécanique DEUG 2, 2^e Journée thématique sur les APA, Valenciennes, P 03

20> *Watelain E & Marion S, 2002*

La place des APA dans la prise en charge des troubles psychologiques et de la déficience intellectuelle dans le Nord Pas de Calais, 2^e Journée thématique sur les APA, Valenciennes, P 04

21> *Debacker J, Watelain E, Deprez X & Draou M, 2002*

Pratique du Tai Chi Chuan chez les patients lombalgiques chroniques, 2^e Journée thématique sur les APA, Valenciennes, P 10

22> *Toulotte C, Fabre E, Watelain E & Thevenon A, 2003*

Les facteurs de chutes chez les seniors : étude de la marche en condition de simple tâche *versus* double tâche, IX^e Congrès de l'Institut Régional Recherche sur le Handicap, Lille.

23> Ridelaire L., **Watelain E.** & *Manarino G.*, 2003

L'intégration d'un enfant t21 a-t-il des effets sur un groupe classe ordinaire au niveau moteur ? 3^e Journée thématique sur les APA, Valenciennes, P37

24> Ardevol S., **Watelain E.** & *M. Kochan*, 2003

Consignes visuelles chez un enfant déficient auditif et compréhension d'une tâche locomotrice, 3^e Journée thématique sur les APA, Valenciennes, P50

25> Duchemin T. & **Watelain E.**, 2003

Etude comparative d'un entraînement au shoot classique et d'un entraînement combinant des séances de shoot et de musculation en handibasket, 3^e Journée thématique sur les APA, Valenciennes, P56

26> Leriche J-M & **Watelain E.**, 2003

Corrélation entre les paramètres de force et la précision au « shoot » en basket handisport., 3^e Journée thématique sur les APA, Valenciennes, P57

2.7. Synthèse et tableau récapitulatif des publications et communications

La synthèse des communications et publications montre ma volonté d'une implication à tous les niveaux de diffusion scientifique avec un nombre progressivement croissant d'articles dans des revues impactées au cours des années ([Tableau 4](#)). Cette année quatre articles sont encore sous presse du fait de l'activité de recherche à temps plein l'année dernière consécutive à un congé de recherche. A l'inverse la partie communication ou publication dans des revues non impactées a été progressivement croissante pour arriver à un sommet au moment de la thèse et ensuite diminue de façon non négligeable tout en gardant cependant une place nécessaire dans ce type de publications.

	95	96	97	98	99	00	01	02	03	04	05	06	
Article Int. Ind. (av IF)						1	1		1	1	2	3+4 [#]	9+4[#]
Article Nat. ou Int. Non Ind.						1		1				2	4
Chapitre de livre	1										1		2
Congrès Int. avec P.A.C.	1		1	3	6	5	1	1		1	2		24
	1		1	3	6	7	2	2	1	2	5	5+4 [#]	39+4[#]
Congrès Int. sans P.A.C.			2		1	2		1					9
Congrès nationaux		1	2	1	2	1	8	5	5				26
	2	1	5	4	9	9	10	8	2	2	4	3	35
	Soit 75+4[#]												

Tableau 4 : Synthèse des publications et communications sur l'ensemble de l'activité universitaire (DEA inclus). Int : International ; Ind : indexés avec Impact Factor ; PAC : Publication d'Actes Courts dans une revue internationale ; # soumis.

L'ensemble de ces recherches et des publications qui en découlent s'est réalisé en parallèle d'une animation régulière de la recherche durant toute la carrière universitaire qui est présentée dans la partie suivante.

3. ANIMATION DE LA RECHERCHE

L'animation de la recherche incombe d'une manière importante aux chercheurs eux-mêmes. Cette animation de la recherche prend des formes très diverses et j'essaye de m'investir dans chacune d'elles avec cependant des priorités. La priorité a toujours été mise sur la recherche de financement, l'encadrement ou le co-encadrement de jeunes chercheurs et l'implication dans les sociétés savantes relevant de notre champ. Mes activités d'animation de la recherche seront présentées en cinq parties : i) l'[encadrement de la recherche](#) et la [participation à des jurys de travaux universitaires](#), ii) les [contrats de recherche](#), iii) l'[activité d'expertise](#) (articles, appel à projet, congrès...), iv) l'[implication dans des sociétés savantes](#), v) la [participation à l'organisation de manifestations scientifiques](#).

3.1. Encadrement de la recherche

L'activité d'encadrement de la recherche sera présentée distinctement par niveau d'étude à savoir [master 2 recherche](#), [thèse](#) et [post doc](#). Cette partie de l'animation de la recherche constitue une des priorités de mon investissement dans l'animation de la recherche.

3.1.1. Master 2 Recherche

2005-2007 M Tant, étudiant salarié (master en deux ans) co-dirigé avec le Pr G. Bui-Xuan de l'Université du Littoral.

2005-2007 Suivi d'un étudiant en master européen APA à Leuven co-dirigé par le P^r P. Mucci et M^r A. Faupin de l'Université de Lille 2. Christophe Meyer doit poursuivre en thèse en co-direction entre M^r le P^r FX. Lepoutre et M^r E. Watelain à la rentrée de septembre 2007 (actuellement Ingénieur d'études à l'Université Libre de Bruxelles et inscription en master pro APA à L'université de Lille 2). Sont travail à donné lieu à une publication :

Meyer C., Weissland Th., Watelain E., Faupin A., Ribadeau Dumas S., 2006

Réponses physiologiques lors de la propulsion en fauteuil roulant à manivelles : Etude préliminaire,

Bulletin Européen d'Activités Physiques Adaptées, In Press (revue en ligne <http://www.bulletin-apa.com>)

3.1.2. Thèse de doctorat

2002-2005 Co-direction de thèse de Mr Stéphane Armand à 80% avec les P^r Lepoutre François Xavier de l'UVHC et Linsel Ghislaine de l'Université de Lille 2.

Titre : Analyse Quantifiée de la Marche : extraction de connaissances à partir de données pour l'aide à l'interprétation clinique de la marche digitigrade ([voir 1.2.](#) pour résumé et principales publications).

Qualification et devenir de l'étudiant : M^r Stéphane Armand a été qualifié en 74^e section dans l'année de sa soutenance de thèse et recruté par le service de Cinésiologie de l'Hôpital de Genève, 15 jours après sa soutenance. Stéphane Armand assure des fonctions d'évaluation du mouvement pathologique, de formation et de recherche.

3.1.3. Post doctorants

Depuis mon arrivée au LAMIH j'ai encadré deux stages post doc qui seront présentés successivement.

3.1.3.1. Post doctorat 1

Encadrement de M^r Patrick Avogadro de septembre 2003 à juin 2005.

Titre : Etude du coût énergétique du travail interne lors de la locomotion.

Résumé : Le travail interne (Wint) correspond au travail mécanique produit par les muscles pour déplacer les segments autour du centre de masse (CM). Ce travail ne permet pas au sujet de se déplacer lors de la locomotion mais essentiellement de (re)configurer ses segments pour permettre des actions effectivement motrices au cours d'un mouvement cyclique ou d'en augmenter l'efficacité (équilibration). Déjà décrit par Fenn (1930), il a pourtant fallu attendre 1977 pour que Cavagna et Kaneko le détermine en course à pied par une approche mécanique. Depuis, certains chercheurs, notamment Minetti, ont calculé Wint pour diverses populations ou dans différentes situations. Cependant, d'autres équipes ont complètement négligé Wint dans leur approche. Enfin, à notre connaissance, aucune étude n'a permis de mesurer le coût énergétique du Wint (coût physiologique). Or, il s'agit d'une quantité d'énergie vraisemblablement non négligeable et "optimisable" qui est dépensée dans la "gesticulation" des segments (déplacements non propulseurs).

Pour mesurer précisément Wint, il faut une analyse vidéo même si une estimation à partir de l'équation de Minetti (1998) pour des vitesses de course inférieures à 3 m.s^{-1} est possible. Au-delà, l'extrapolation est difficile car la relation ne semble pas être linéaire. De plus, il n'est pas possible de quantifier directement la consommation d'énergie attribuable aux mouvements des segments par rapport au CM. Il est donc nécessaire de pouvoir calculer le Wint précisément et d'estimer la consommation d'oxygène imputable à ce travail.

Pour cela, il est demandé à des sportifs de courir suspendu par un système original, construit spécialement pour l'expérimentation au laboratoire et permettant de simuler la course par suspension de l'athlète. Ce système ([Figure 6](#)) a également été conçu pour pouvoir être utilisé comme système de sécurisation du sujet dans le cadre des travaux sur la locomotion portant sur des [situations à risques, ou pour des populations à risque](#) (personnes âgées) ; le sujet qui peut être attaché avec un harnais évitera ainsi toute chute en cas de déséquilibre (principe du Youpala...). Les mesures physiologiques et biomécaniques réalisées ont permis de quantifier le travail interne lors de la course. Outre l'amélioration des connaissances relatives à l'activité physique la plus pratiquée au monde (la locomotion), ce travail peut également permettre à terme de contribuer à l'optimisation de la performance sportive chez les coureurs. Ce travail s'inscrit dans l'optique de mieux connaître les paramètres internes qui conditionnent la locomotion ([voir 1.3.1.](#)).

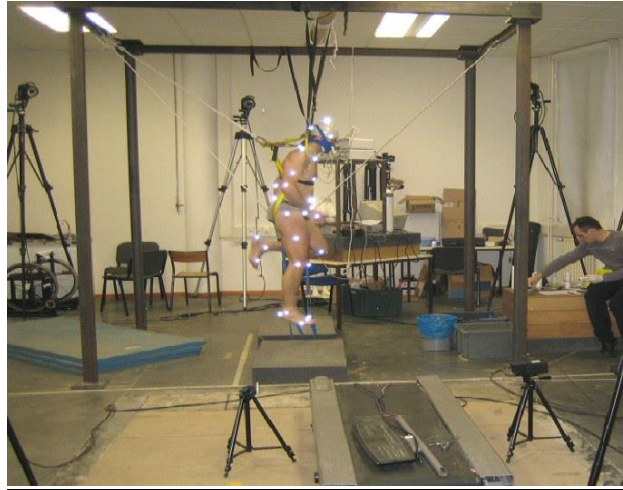


Figure 6 : Photo du système de suspension du coureur permettant l'investigation de la contribution du travail interne au coût énergétique de la course ; et par la suite la sécurisation du sujet dans des expérimentations à risques ou pour des populations à risques.

Publication des résultats :

Watelain E, Avogadro P, Prieur F, Garnier C & Lepoutre FX, 2006

The energy cost of swinging limbs during human running, *J Exp Biol*, Soumis

IF : 2,712 (11^e/65 Biology)

3.1.3.2. Post doctorat 2

Encadrement de M^{lle} Femery Virginie de Janvier à Juillet 2004.

Titre : Etude des effets de la grossesse sur la locomotion et de ses liens avec les douleurs périnatales de la femme.

Résumé : Ce travail est réalisé en collaboration avec le DUMPR du CHRU de Lille et plus particulièrement avec le P^r A. Thevenon, Médecine Physique et Réadaptation Fonctionnelle. Ce projet présente un volet applicatif et un volet plus fondamental. Du point de vue clinique, il existe de nombreuses douleurs, notamment lombaires, chez la femme dans les mois qui précèdent l'accouchement. Douleurs qui peuvent perdurer plusieurs années après l'accouchement et parfois même rester permanentes. La locomotion demeure souvent l'activité physique principale de la femme pendant la grossesse et les modifications anatomiques consécutives à la grossesse ne peuvent que perturber la locomotion. D'un point de vue plus fondamental, c'est un modèle expérimental intéressant qui perturbe "naturellement" et durablement le pattern locomoteur par l'adjonction d'une masse supplémentaire. Il est cependant classiquement admis que les effets de la grossesse ont disparu après un an. Néanmoins, nous faisons l'hypothèse selon

laquelle il y a une relation entre la locomotion de la femme et les douleurs locomotrices post partum car il s'agit bien souvent de la seule activité physique restante ; contrairement à une idée reçue, des altérations infracliniques de la locomotion pourraient être à l'origine de l'apparition à plus ou moins long terme de douleur.

Pour cela, deux populations identiques de femmes en terme d'âge et de niveau d'activités sont constituées. Elles ne se différencient que par l'absence ou l'expérience d'une à trois grossesse(s) menée(s) à terme. Ces deux populations ont été comparées à au moins un an après le dernier accouchement.

Des différences entre les deux populations de femmes en l'absence de symptôme pathologique ont été mises en évidence au niveau de la locomotion. Un suivi longitudinal est actuellement réalisé, afin de savoir s'il y a possibilité d'associer ces modifications infracliniques de la locomotion et la survenue de douleurs pelviennes et de maux de dos ou tout autre douleur caractéristique de la femme post partum dans les années qui suivent l'évaluation.

D'un point de vue plus fondamental, cette expérimentation pourra contribuer aux connaissances relatives à la plasticité du contrôle de la locomotion. Cependant, le traitement des données dans cette optique n'est pas encore réalisé.

Publication des résultats :

Watelain E, Femery V, Thevenon A & Lepoutre FX, 2006

Is there alteration of locomotor's pattern one year after pregnancy?, *Hum. Reprod. Update*, Soumis

IF : 5,449 (1^{er}/57 *Obstetrics & Gynecology*)

3.2. Participation à des jurys de travaux universitaires

Durant la période, j'ai été invité à participer à différents jurys en dehors des étudiants que j'ai moi-même encadrés (pour les deux tiers environ) de la licence à la thèse et pour un peu plus d'une centaine de travaux.

	97/98	98/99	99/00	00/01	00/01	01/02	02/03	03/04	04/05	05/06	
Licence, initiation recherche	10	5	-	3	10	10	10	11	10	-	69
Master, initiation recherche	-	3	7	6	14	2	1	2	1	1	37
Thèse de doctorat	-	-	-	-	-	-	-	-	2	-	2
	10	8	7	9	24	12	10	11	12	-	108

Tableau 5 : Récapitulatif de participation à des jurys de travaux de recherche

3.3. Contrats de recherche

Les contrats de recherche obtenus sur la période sont au nombre de 8 et commencent par l'obtention d'une allocation de recherche Région Nord-Pas-de Calais pour la réalisation de ma thèse. Cette partie de l'animation de la recherche constitue une des priorités de ce domaine d'activité.

- CR1 - Allocation de recherche**, Région Nord-Pas-de Calais, 1996-1999 (n° 96.1776/01,04 du 18 octobre 1996) / 3 ans / 1.136 € net/mois.
- CR2 - Contrat de recherche public** avec l'Hôpital de Wattrelos, 1999 (Intermédiaire ValTech, N°99C154-JCA, 25 décembre 1999) / 3 mois / 1.471 €.
- CR3 - Contrat de recherche privé** avec l'Association INSPIR (Institut pour l'innovation en Rééducation), 1999 (Intermédiaire ValTech, N°99C139-JCA, 28 décembre 1999) / 2 mois / 1.368€.
- CR4 - Contrat de chargé de Mission** sur l'étude des installations et des pratiques sportives en milieu rural (Intermédiaire Université de Valenciennes, N° 2000 GAM 01, 03 avril 2000) comprenant la réalisation d'un site internet du projet / 1 ans / 23.627 €.
- CR5 - Contrat de recherche privé** avec la société Orthopédie Bénédicti de Calais, (Intermédiaire Valutec), 2001 / 6 mois / 5.236 €.
- CR6 - CIFRE** avec l'Institut Saint Pierre de Palavas (Montpellier), 2001 / 3 ans / 1.800€ net/mois + 12.000€ d'accompagnement (stage, formation, congrès, déplacement au laboratoire...).
- CR7 – Sous-projet financé par l'ANR** dans le cadre de l'appel 'Tecsant 2006', co-responsable avec M^{me} Anne-Pascale Maquinghen de l'axe 1 sur 5 du projet – SACR – FRM – (Coordinateur du projet P^r FX Lepoutre, 3 ans /1.000 K€ : <http://www.agence-nationale-recherche.fr/documents/aap/2006/selection/tecsan.pdf>).
- CR8 - Contrat de recherche** avec l'ANVAR/DRRT (partenaires privés et publics : CHRU Lille, Proteor, Orthoeurope, CRAM, Université de Lille 2 : porteur du projet délégation CNRS NPdC) dans le cadre d'une **aide au transfert technologique** (2 ans / 238 K€) + Eurasanté.

3.4. Activités d'expertises

L'activité d'expertise prend des formes diverses allant de l'[expertise d'articles pour des revues internationales](#) (11), en passant par une [expertise d'appel à projet national](#) et [quelques interventions dans des manifestations scientifiques](#).

3.4.1. Expertises d'articles pour des revues internationales

J'ai à ce jour accepté 11 expertises d'articles sur des thématiques similaires aux miennes émanant de 6 revues internationales dont cinq avec un impact factor ([Tableau 6](#)).

- Reviewer de deux articles pour *l'European Journal of Applied Physiology*, depuis 2002, à la demande du Professeur Norman C. Heglund, Université Catholique de Louvain, heglund@read.ucl.ac.be.
- Reviewer de quatre articles pour *l'American Journal of Physical Medicine & Rehabilitation*, 2004, à la demande de Bradley R. Johns, Managing Editor, bjohns@physiatry.org.
- Reviewer de deux articles pour la revue *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, 2005 et 2006, à la demande de Lupe Soto, Editorial Coordinator, lsoto@aapmr.org puis Carol Manow cmanow@aapmr.org.
- Reviewer de la revue *Journal of Biomechanics* depuis 2005, un article, à la demande de Farshid Guilak, JBM@elsevier.com.
- Reviewer d'un article de la revue *Science et Motricité* depuis 2005, à la demande de Didier Delignières, didier.delignieres@univ-montpl.fr.
- Reviewer d'un article de la revue *Clinical Anatomy* en 2006, à la demande de Carmichael Stephen, carmichael.stephen@mayo.edu.

Revues	Nombre d'articles	2002	2003	2004	2005	2006	Total
Journal of Biomechanics <i>IF 2005 : 2,364 (30^e/65 Biophysics)</i>					1		1
Archives of Physical Medicine and Rehabilitation <i>IF 2005 : 1,734 (4^e/25 Rehabilitation)</i>					1	1	2
European Journal of Applied Physiology <i>IF 2005 : 1,619 (49^e/75 Physiology)</i>		1		1			2
American Journal of Physical Medicine & Rehabilitation <i>IF 2005 : 1,121 (11^e/25 Rehabilitation)</i>				2	1	1	4
Clinical Anatomy <i>IF 2005 : 0,802 (12^e/15 Anatomy/Morphology)</i>						1	1
Science et Motricité <i>Pas d'IF</i>					1		1
		1	0	3	4	3	11

Tableau 6 : Synthèse du nombre d'expertises d'articles pour des revues internationales avec leur impact factor (IF) pour chaque année.

3.4.2. Expertise ministérielle d'appel à projet

J'ai été sollicité pour réaliser l'expertise scientifique d'un dossier dans le cadre de l'Appel à Projets 2004 *Technologies pour le handicap* du Ministère délégué à la Recherche et aux Nouvelles Technologies.

3.4.3. Modérateur de session de congrès (Chairman) ou conférencier invité

J'ai été sollicité pour une intervention et trois modérations de session de congrès scientifiques entre 2004 et 2006.

- * Conférencier invité dans le cadre des Ateliers INSERM n°168 '*3D Imagery of normal and pathological locomotion*', du 13 et 15 septembre 2006 à Dijon (annulé).
- * Modérateur de la session '*4th Special Session : Data analysis, Technical Group*' on the 3-D Analysis of Human Movement (3-D Analysis), 2006, Valenciennes.
- * Modérateur de la session de poster '*Marketing et Management en ingénierie du sport*' du RFIS 2005, Valenciennes.
- * Modérateur de la session de communications libres '*Posture et mouvement*' de la SOFMER 2004, Lille.

3.5. Principales implications dans des sociétés scientifiques

Dès le début de mon activité de recherche, j'ai adhéré et commencé à m'investir dans la vie des sociétés savantes de mon domaine et en particulier dans l'ACAPS* et la Société de Biomécanique. Par ailleurs, je suis également "simple" membre d'autres sociétés savantes telles que l'[International Society of Posture and Gait Research](#), l'[Association Francophone de Recherche en Activités Physiques et Sportives](#) ou encore l'[Association Francophone en Activités Physiques Adaptées](#). Les implications significatives dans des sociétés savantes au niveau national, puis régional seront présentées dans les parties suivantes.

3.5.1. Au niveau national, avec responsabilités

- ACAPS*** : Membre de l'Association des Chercheurs en Activités Physiques et Sportives **depuis 1994**.
Responsable Régional du Réseau Jeunes Chercheurs (de **1994 à 1999**).
Membre du Conseil d'Administration **depuis 2003**.
Co-responsable de la communication (site internet, Lettre de l'ACAPS...) **depuis 2005**.
- SB** : Membre de la Société de Biomécanique **depuis 1997**.
Rédacteur de la partie événementielle de la lettre de la SB depuis 2006.

3.5.2. Au niveau national, sans responsabilité significative

GDR STIC Santé, CNRS / INSERM, Axe E : Méthodes et dispositifs biomédicaux d'entraînement, d'évaluation et de rééducation, **depuis 2005**

IFR²⁵ RH Institut Fédératif de Recherche sur le Handicap depuis 2003, co-organisateur de la [journée nationale sur le fauteuil roulant à main courante](#)

3.5.3. Au niveau régional

IRRH : Institut Régional de Recherche sur le Handicap du Nord depuis 1996, avec participation à l'organisation de quelques journées scientifiques régionales dont la dernière en date est le 1^{er} décembre 2006.

3.5.4. Divers

Inscription dans le 'Who's Who in Medicine and Healthcare' (<http://www.marquiswho.com/products/HCprodinfo.asp>)

3.6. Participation à l'organisation de manifestations scientifiques

A diverses occasions, j'ai participé à l'organisation de manifestations scientifiques au niveau [international](#) (3 manifestations), [national](#) (4 manifestations) et [régional](#) (2 manifestations).

3.6.1. Au niveau international

- * *Ateliers de formation INSERM n°168 '3D Imagery of normal and pathological locomotion'*
7-8 septembre 2006 La Londe-Les-Maures (Toulon) et 13 et 14 septembre 2006 à Dijon : **participation à l'organisation** et **intervention prévue** en phase 2. http://www.inserm.fr/fr/rh/ecole_inserm/ateliers/att00001612/programme_2006.pdf (annulé).
- * *Ninth International Symposium on 3D Analysis of Human Movement*, 4 et 5 juillet 2006, Valenciennes <http://www.univ-valenciennes.fr/congres/3D2006/>.
- * *2^e Congrès du Réseau Français d'Ingénierie du Sport (RFIS)*, 23-24 Juin 2005, Valenciennes <http://www.univ-valenciennes.fr/congres/RFIS2005/>.

3.6.2. Au niveau national

- * *Journée thématique sur le Fauteuil roulant à main courante* du Réseau Fédératif de Recherche sur le Handicap IFR²⁵RH, du 29 novembre 2005 à Paris <http://eric.watelain.free.fr/JFRM.html>
- * *Journée thématique de la société de biomécanique et de la SOFMER*, « Biomécanique appliquée au handicap », Lille, 22 novembre 2001.

- * *Journée scientifique de l'Institut de Recherche sur le Handicap (IRRH), « Réadaptation, réinsertion », Lille, 23 novembre 2001.*
- * *XVII^e Congrès de la Société de Biomécanique, 12 et 13 septembre 2002, Valenciennes.*

3.6.3. Au niveau régional

- * *Journée scientifique de l'Institut Régional de Recherche sur le Handicap, Lille, Ecole Centrale, 1^{er} décembre 2006.*
- * *Symposium annuel des étudiants de physiologie et de biomécanique à Valenciennes, Juin 1999, 2000, 2001.*

4. CONCLUSION

A la suite d'une [formation en Activités Physiques Adaptées](#), j'ai poursuivi ma formation de deuxième cycle par une [thèse](#) également orientée vers le handicap. Mon activité de recherche (initialement sur l'analyse du mouvement humain pathologique et plus particulièrement de la locomotion) s'est progressivement orientée vers la recherche de signes infracliniques et de mouvements infratraumatiques susceptibles de contribuer au dépistage ou à la prévention de pathologies dans le contexte d'un contrôle partagé complexe de la motricité. Cette problématique nécessite une approche multidisciplinaire et des expérimentations de longues durées (suivis longitudinaux) qui ne sont pas sans poser des problèmes pratiques et méthodologiques majeurs. J'essaie cependant de les surmonter progressivement en menant de front les différentes activités liées à la recherche que sont : la [recherche de financement](#), l'[activité d'expertise](#), la [publication scientifique dans des revues reconnues](#)... résumés dans la [Figure 7](#). En effet, ces différents aspects que prend la recherche nous semblent indispensables tant pour la progression de notre activité de recherche propre que pour la reconnaissance de notre domaine d'investigation, de notre équipe de recherche et plus généralement de notre laboratoire ainsi que de notre université. Cependant, le temps que prennent ces différents aspects de la recherche nécessite de cibler bien précisément les actions à mener.

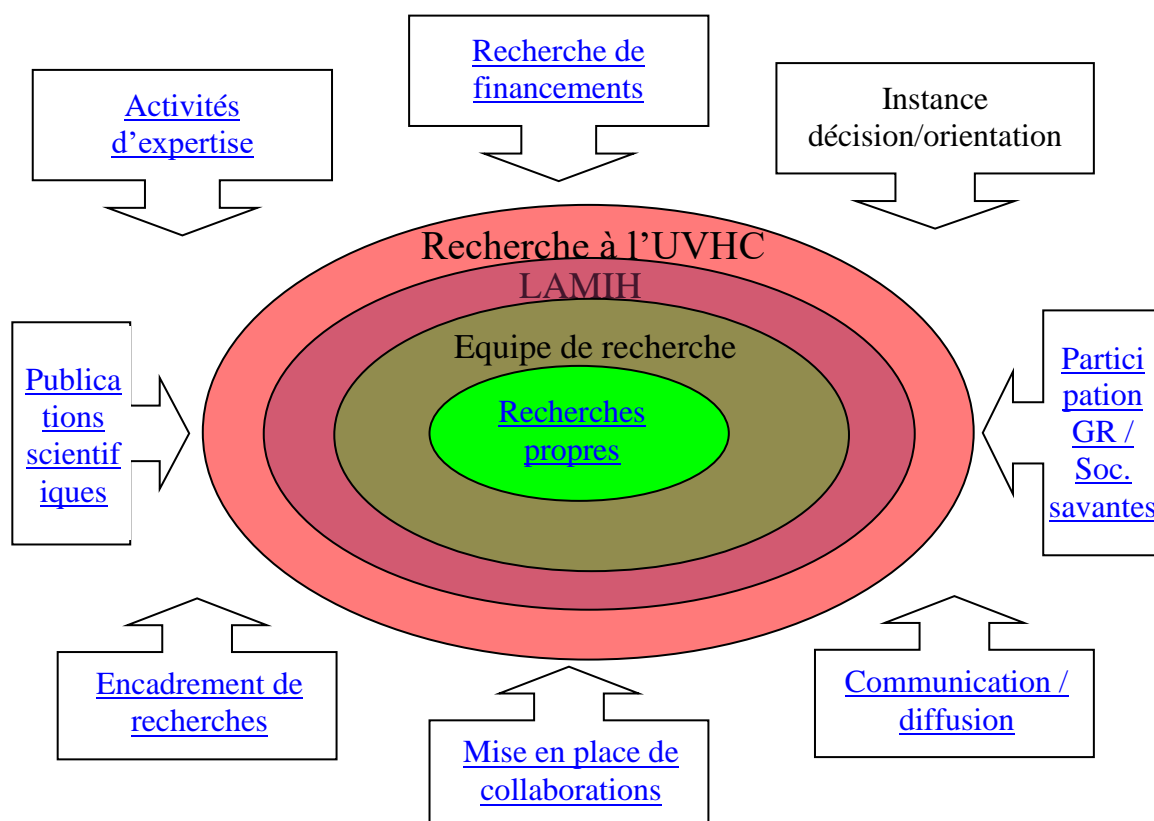


Figure 7 : Schéma général de l'activité de recherche

Nos travaux étaient initialement plus applicatifs et descriptifs des caractéristiques de la motricité humaine. Je donne depuis quelques années une nouvelle orientation à mes travaux qui

permettent à la fois de conserver le côté applicatif (prédiction/prévention) mais aussi de contribuer de façon progressivement croissante aux connaissances sur l'organisation de la motricité et son contrôle (et plus particulièrement de la locomotion humaine). Les principaux résultats en ce sens sont par exemple :

- la mise en évidence de différentes [stratégies de locomotion chez la personne âgée](#) que nous essayons de rapprocher du stade initial [de certaines pathologies](#) en parallèle d'un suivi de ces personnes âgées,
- la possibilité de différencier des sujets ['futurs' chuteurs, de sujets à risques importants, de sujets non chuteurs](#), dans les deux ans qui suivent ou la [différenciation de sujets chuteurs / non chuteurs](#) sur la base unique de leurs données biomécaniques de posture et/ou de marche,
- ou encore la mise en évidence de [stratégies de marche différentes chez la femme](#) ayant eu des enfants comparées à celles n'en n'ayant pas eu, dans une optique de prévention des TMS.

Cependant, ceci nous semble également devoir passer par des étapes de recherche plus spécifiques sur :

- l'[analyse clinique de la locomotion](#) (support fonctionnel de nos travaux),
- les [méthodes de classification, hiérarchisation, ECD](#) (incontournable pour la différenciation du normal et du "potentiellement pathologique"),
- ou encore les [paramètres qui conditionnent la locomotion humaine](#) (valeurs quantitatives utilisées ou utilisables)...

Les projets [2](#) et [3](#) présentés dans ce manuscrit s'appuient largement sur ces travaux mais essaient également d'aller plus loin dans notre [stratégie d'investigation](#) tout en intégrant chacun un travail de thèse sur respectivement [3](#) et [3 ans et demi](#). Ainsi par exemple, nous essayons de plus en plus de combiner (voir projets [1](#) à [3](#)) ou de [relier les informations quantitatives issues de l'analyse du mouvement, à celles plus qualitatives de la clinique](#), dans l'optique d'augmenter leurs pouvoirs discriminants.

A la suite de cette présentation de nos activités de recherche, les parties suivantes seront consacrées successivement aux [activités d'enseignement](#) et aux [activités administratives](#) indissociables des attributions de l'enseignant-chercheur...

B. Activités liées à l'enseignement

Recruté comme maître de conférence en 2000 à la Faculté des Sciences et des Métiers du Sport de Valenciennes, j'ai initié mes enseignements à l'université en 1996 à l'UFR STAPS de Lille. Mon activité d'enseignement a alors été progressivement croissante pour atteindre son apogée sur l'année universitaire 2004-2005 conjugué à une activité administrative importante dans l'optique d'asseoir fermement la formation en APA à l'Université de Valenciennes. Une fois cet objectif atteint, en congé de recherche (2005-2006), j'ai pu me consacrer totalement à la recherche. Cette année, j'ai repris des activités d'enseignement et administratives plus limitées au sein de ma composante d'enseignement. La présentation de ces activités liées à l'enseignement sera découpée en trois parties : premièrement, [l'enseignement à proprement parler](#) puis l'[encadrement pédagogique d'étudiants](#), la [participation à des jurys de travaux](#) et se terminera par mes [perspectives](#) en matière d'activités liées à l'enseignement.

1. Enseignement

1.1. Avant l'ouverture de la filière en APA à la FSMS

Recruté sur un profil de biomécanique et d'analyse du mouvement à la FSMS de Valenciennes en septembre 1999 après une formation initiale en Activités Physiques Adaptées (APA), mes enseignements étaient initialement orientés vers la formation de tronc commun de niveau licence.

Enseignements tronc commun (506 heures Eq TD) :

- * [Anatomie descriptive](#) du membre inférieur, *Cours magistraux*, 1^{er} année, Lille.
- * [Informatique](#), *Travaux Pratiques*, 1^{er} année, Valenciennes.
- * [Initiation aux activités physiques adaptées](#), pratiques physiques (*travaux dirigés*), 1^{er} et 2^e année, Valenciennes.
- * [Initiation à la recherche](#), *Travaux Pratiques*, 1^{er} et 2^e année, Valenciennes.
- * [Spécialité Natation](#), *Cours magistraux et travaux dirigés*, 3^e année, Valenciennes (Titulaire du BEESAN anciennement MNS depuis 1998).
- * [Initiation aux APA](#), pratiques physiques (*travaux dirigés*), 3^e année, Valenciennes.
- * [Pratiques physiques natation](#), préparation au CAPEPS, 4^e année, Valenciennes.

1.2. Depuis l'ouverture de la filière en APA à la FSMS en septembre 2001

Dès mon intégration à la FSMS, j'ai été chargé de créer la filière de formation APA au niveau licence et master (habilitations obtenues) et j'ai donc réorienté la grande majorité de

mes enseignements vers les APA ; le handicap et l'initiation à la recherche sur l'analyse du mouvement humain.

Enseignements de tronc commun (201 heures / an) :

- * Pratiques physiques adaptées pour personnes handicapées, *Cours magistraux et travaux dirigés*, 1^{er} à 3^e année, Valenciennes
- * Connaissances du handicap et des déficiences, *Cours magistraux*, 1^{er} année, Valenciennes
- * Initiation à la recherche sur le handicap, *Travaux Pratiques*, 3^e et 4^e année, Valenciennes

Enseignements de spécialité :

- * Basket fauteuil et torball, *Cours magistraux et pratiques physiques*, Licence 2 et 3 APA, Valenciennes (20 heures)
- * Méthodologie et outils pour la recherche en science de la vie : L'analyse du mouvement humain, *Cours magistraux*, Master 1 et 2 recherche, Valenciennes (14 heures)
- * Introduction à l'analyse du mouvement humain pathologique, *Cours magistraux*, Master 2 pro APA et recherche, Amiens (6 heures)
- * L'analyse du mouvement humain pathologique, *Cours magistraux*, Master 2 pro APA, Poitiers (10 heures)
- * L'analyse du mouvement humain pathologique, *Cours magistraux*, Master 2 pro APA, Dijon (4 heures)

Récapitulatif des enseignements universitaires

Depuis 10 ans, j'ai réalisé des enseignements à l'Université de Lille 2, puis de Valenciennes et depuis deux ans, en master dans les Universités de Poitiers, Amiens et Dijon ([Tableau 7](#)). Je suis passé progressivement de 12h CM à plus d'un service et demi du fait de l'absence de recrutement (seul spécialiste APA à Valenciennes) pour les enseignements de la filière APA dont j'assurai la responsabilité.

96-97	97-98	98-99	99-00	00-01	01-02	02-03	03-04	04-05	05-06	06-07	
12h CM Thèse 1	87h Eq. TD Thèse 2	75h Eq. TD Thèse 3	192h Eq. TD ATER	234h Eq. TD MCF	275h Eq. TD MCF	350h Eq. TD MCF	350h Eq. TD MCF	348h Eq. TD MCF	- (CR)	245h Eq. TD MCF	2168h Eq. TD

Tableau 7 : Synthèse des heures d'enseignement réalisées depuis la thèse en heures équivalent travaux dirigés (Eq. TD). CR : Congé de recherche (Université de Valenciennes) ; ATER : Attaché Temporaire d'Enseignement et de Recherche ; MCF Maître de Conférences 74^e section.

2. Encadrement pédagogique d'étudiants

2.1. Etudiants de licence 2 & 3

L'encadrement d'étudiants de licence 2 & 3 sur les 10 dernières années donne une moyenne de 14 étudiants par an, toutes mentions confondues.

2.2. Etudiants de master 1 & 2 pro et projet d'école d'ingénieurs

Devant le temps d'implication beaucoup plus important nécessaire à l'encadrement de ce type d'étudiant mais aussi de leur nombre moindre, je n'ai encadré que 42 étudiants sur la même période soit en moyenne 4,2 par an ([Tableau 8](#)).

	98/99	99/00	00/01	00/01	01/02	02/03	03/04	04/05	05/06	06/07	
Maîtrise ou master 1 professionnel	3	7	6	1	-	-	-	1	1	1	21
Master 2 professionnel	-	1	2	1	-	-	-	-		1	5
Projet Ecole d'Ingénieurs	-	-	1	4	4	-	-	4	4		17
	3	8	9	6	4	-	-	5	5	2	42

Tableau 8 : Synthèse de l'encadrement d'étudiants en master professionnel ou en projet d'école d'ingénieurs.

3. Membre de jurys de travaux universitaires professionnels

Au même titre que l'encadrement d'étudiants, il me semble indispensable de participer à l'évaluation des travaux universitaires. Ma participation à différents jurys de travaux professionnels est présentée ci-dessous ([Tableau 9](#)).

	97/98	98/99	99/00	00/01	00/01	01/02	02/03	03/04	04/05	05/06	
Licence, professionnalisation	10	-	-	-	15	23	24	23	21	-	106
Master, professionnalisation	-	-	1	1	3	-	-	4	-	-	9
DESS CCI ou ICHM	-	1	-	5	-	-	-	-	-	-	6
Projet Ecole d'Ingénieurs	-	-	-	2	4	4	-	-	4	4	18
	10	1	1	8	22	27	24	27	25	4	149

Tableau 9 : Participation à des jurys de travaux universitaires

Je suis également jury à l'admissibilité du CAPEPS (écrit 2).

4. Perspectives en matière d'activités liées à l'enseignement

Après avoir atteint mon objectif, qui était d'obtenir l'habilitation de la licence et du master APA pour la FSMS de l'UVHC, j'ai assuré la direction de ces deux formations pendant plusieurs années afin d'en consolider les jeunes bases avant de laisser cette fonction une fois l'ensemble parfaitement opérationnel. L'objectif, à la suite de mon congé de recherche, n'est pas de reprendre ces responsabilités. Je souhaite au contraire, réduire mon nombre d'heures d'enseignement et diversifier l'offre d'enseignement dans le domaine des Activités Physiques Adaptées, notamment en mettant en place de nouveaux contenus spécifiques à visées prophylactiques pour le milieu de l'entreprise comme cela existe déjà dans les pays nord américains, scandinaves ou encore asiatiques. La 'vieille Europe' possède en effet dans ce domaine, un retard certain... Des prises de contacts avec des entreprises locales comme Toyota, Renault et Sevelnord montrent un intérêt certain de ces dernières et ouvrent également la voie à de possibles collaborations de recherches appliquées sur le domaine avec de nouveaux débouchés professionnels ciblés pour nos étudiants... De plus cette orientation que je souhaite prendre contribuera à rapprocher le domaine de mes activités d'enseignement et de recherche. En matière d'encadrement d'étudiants, l'objectif est également de réduire le nombre d'étudiants encadrés en licence afin de pouvoir mieux me consacrer voire augmenter celui de master, doctorat et post doc.

C. Activités administratives et d'animation de la vie du Campus de l'UVHC

Les attributions du maître de conférences ou de professeur des universités comprennent une implication administrative au sein de l'université. Elle me semble devoir prendre différentes formes. Dès le début de ma formation de 3^e cycle, j'ai choisi de m'impliquer dans ces responsabilités en perspective de mes fonctions actuelles. En près de 10 ans, je me suis ainsi investi dans des fonctions de [représentation collégiale](#) au [niveau de l'université](#), de [mon laboratoire](#), de [ma composante d'enseignement](#) et de la [formation en APA](#) qui seront présentés dans une première partie. Une seconde partie sera consacrée à mon implication dans l'[animation de la vie du campus](#) et cette section se terminera par les [perspectives](#) que j'envisage dans ces deux domaines d'activités.

1. Représentation collégiale et implication locale à l'UVHC

1.1. Représentation collégiale au niveau de l'Université

- * Membre et 2^e vice président de la CSE mixte 70, 71, 72, 73, 74 et 16^e section à l'Université de Valenciennes de **2004 à 2008**.
- * Suppléant de la Commission des Spécialistes (CSE) mixte 70, 71, 72, 73, 74 et 16^e section à l'Université de Valenciennes de **2001 à 2004**.

1.2. Implication au niveau du laboratoire

- * Participation au groupe de réflexion « Mise en place d'une démarche de progrès dans la recherche », LAMIH 2006, implication dans le groupe de travail sur la démarche qualité des grands équipements du laboratoire.
- * Réalisation de la plaquette de présentation de l'équipe biomécanique du LAMIH avec M^r FX Lepoutre (**avril 2006**).
- * Responsable du site et de la base de données des publications de l'équipe biomécanique du LAMIH **depuis 2005**.

1.3. Implication au niveau de la composante d'enseignement

- * Membre élu du Conseil d'UFR de la FSMS de l'Université de Valenciennes **2004-2006**.
- * Membre nommé de la commission de Validation des Acquis et de l'Expérience à la FSMS de l'Université de Valenciennes, année **2000-2001 & 2003-2004**.
- * Membre nommé des commissions licence et master pour la mise en place de la réforme L-M-D (**2001-2002**).

- * Membre *étudiant* élu du Comité d'Etude de la Vie Universitaire (CEVU) de l'UFR STAPS de Lille 2, années universitaires **1993-94** et **1994-95**.
- * Membre *étudiant* élu du Conseil d'UFR de l'UFR STAPS de Lille 2, de **1993 à 1995**.

1.4. Implication au niveau d'une formation de la composante d'enseignement

- * Responsable du module UES-R-3a : Outils de mesure et analyses « Sciences de la Vie », 5 crédits, 48h, 2^e semestre du master Recherche Grand Nord **depuis 2005**.
- * Responsable de la Licence APA de **2001 à 2005** et co-responsable du master APA pour l'année **2003-2004** à l'Université de Valenciennes.
- * Chargé de la création des maquettes de licence STAPS « Activités Physiques Adaptées » ainsi que du master 1 & 2 « Management et Intervention en Activités Physiques Adaptées » avec Messieurs Cyril Garnier et Eric Passavant (pour le master) entre **1999 et 2001** à l'Université de Valenciennes pour le plan quadriennal (2001-2004) : Habilitations obtenues pour la licence et le master APA.

2. Activités d'animation de la vie du Campus de l'UVHC

2.1. Organisation de Journées Thématiques sur les APA de Valenciennes

Organisation de **Journées thématiques sur les Activités Physiques Adaptées** en mai à la Faculté des Sciences et des Métiers du Sport (FSMS) de l'Université de Valenciennes. Journée de rencontre thérapeutes, chercheurs, enseignants, responsables de centres spécialisées atours des APA. Trois éditions ont été réalisées en **2001, 2002, 2003**.

2.2. Implications associatives sur le campus de l'Université

- * Membre du Conseil d'Administration du Valenciennes Université Club (VUC) **depuis 2001**
Personne ressource sport et handicap **depuis 2001**.
Responsable de la commission des statuts, règlement et fonctionnement internes **depuis 2005** => Création et animation de la commission, les nouveaux statuts et règlement intérieur ont été votés en AGE le 28 juin 2006 au Mont Houy.
- * Président fondateur de l'Association Sport et Education Physique pour Tous à destination des étudiants de la filière APA de la FSMS de l'UVHC (**2000 à 2006**).

2.3. Relais de sport sans frontière

Collaboration avec « Sport sans frontière » pour le développement de l'équivalent des UFR STAPS dans les pays en voie de développement. Actuellement, je travaille à la mise en place

d'une mission d'étude de deux mois à la faculté des sports de Kaboul en Afghanistan. Contact M^r Jérôme Frignet 06 18 35 44 26.

3. Perspectives en matière d'activités administratives et d'animation de la vie du Campus

Depuis le DEA j'ai toujours pris part à la vie de l'université en m'investissant comme représentant étudiant puis enseignant dans certaines commissions universitaires au niveau du laboratoire, puis de la composante et enfin de l'université. Mes perspectives se situent dans ce domaine au niveau du renforcement de mon implication dans les commissions de l'université et plus particulièrement du conseil scientifique ; moyen indispensable pour affirmer la place des STAPS et des problématiques de recherches STAPS à l'UVHC. A moyen terme je souhaite essayer d'être également élu au niveau du Conseil National des Universités (CNU) afin de m'impliquer dans la vie de notre communauté scientifique et d'essayer de contribuer à son développement au niveau national (74^e section) mais aussi, dans une moindre mesure, de contribuer à la reconnaissance des actions STAPS de l'UVHC. En effet, aucun enseignant de l'UVHC n'a encore été membre de la CNU 74^e...

Mon investissement au VUC est aussi une priorité du fait de ma formation, de mon activité professionnelle et du rôle que je crois très important d'un club sportif universitaire pour toute la communauté universitaire. Si celui-ci est à destination de cette communauté, tout comme de la cité avoisinante, mais avec des objectifs différents d'un club ordinaire, il doit, je pense, bénéficier du soutien actif de cette communauté au risque de perdre son identité...

Références bibliographiques

- ALBANI G, SANDRINI G, KUNIG G, MARTIN-SOELCH C, MAURO A, PIGNATTI R, PACCHETTI C, DIETZ V, LEENDERS KL. 2003 Differences in the EMG pattern of leg muscle activation during locomotion in Parkinson's disease, *Funct Neurol*, 18(3), 165-70
- ALLARD M, ANDRIEUX JM, WESTERLOPPE J. 1995 Le coût économique de la chute peut-il être estimé ? *L'Année Gériatologique suppl*, 171-84
- ALMEIDA QJ, FRANK JS, ROY EA, JENKINS ME, SPAULDING S, PATLA AE, JOG MS. 2005 An evaluation of sensorimotor integration during locomotion toward a target in Parkinson's disease, *Neuroscience*, 134(1), 283-93
- ALSANCAK S, SENER G, ERDEMLI B & OGUN T. 1998 Three dimensional measurements of pelvic tilt in trans-tibial amputations: the effects of pelvic tilt on trunk muscles strength and characteristics of gait, *Prosthet Orthot Int*, 22(1), 17-24
- ALSINDI Z & D DATTA. 1998 Quadriceps muscle injury in trans-femoral amputees, *Prosthet. Orthot. Int.*, 22, 248-50
- ALVAREZ R, IA STOKES, DE ASPRINIO, S TREVINO, T BRAUN. 1988 Dimensional changes of the feet in pregnancy, *J Bone Joint Surg Am*, 70, 271-74
- ARMAND S, MERCIER M, WATELAIN E, PATTE K, PELISSIER J, RIVIER F. 2005 A comparison of gait in spinal muscular atrophy, type II and Duchenne muscular dystrophy, *Gait & Posture*, 21, 369-78
- ARMAND S, WATELAIN E, MERCIER M, LENSEL G, LEPOUTRE FX. 2006 Linking clinical measurements and kinematic gait patterns of toe-walking using fuzzy decision trees, *Gait & Posture*, In Press
- ARMAND S, WATELAIN E, MERCIER M, ROUX E, LEPOUTRE FX. 2006 Identification and classification of toe-walkers based on the ankle kinematic with a data-mining method, *Gait & Posture*, 23(2), 240-48
- ARMAND S. 2005 Analyse Quantifiée de la Marche : extraction de connaissances à partir de données pour l'aide à l'interprétation clinique de la marche digitigrade, Thèse de doctorat, Université de Valenciennes, 179p
- ASSISI CG, JIRSA VK & JA KELSO. 2005 Dynamics of multifrequency coordination using parametric driving : theory and experiment, *Biol Cybern* 93(1), 6-21
- BADDILEY C & STORRIE J. 1998 Aquanatal training course, *Pract Midwife*, 1(2), 31
- BAKEN BC, DIETZ V, DUYSSENS J. 2005 Phase-dependent modulation of short latency cutaneous reflexes during walking in man. *Brain Res*, 21, 1031(2), 268-75
- BAKEN BC, NIEUWENHUIJZEN PH, BASTIAANSE CM, DIETZ V, DUYSSENS J. 2006 Cutaneous reflexes evoked during human walking are reduced when self-induced, *J Physiol*, 570(1), 113-24
- BAKER SP & AH HARVEY 1985 Fall injuries in the elderly. *Clin Geriatr Med*, 1, 501-12
- BALOH RW, CORONA S, JACOBSON KM, ENRIETTO JA, BELL T. 1998 A prospective study of posturography in normal older people. *J Am Geriatr Soc*, 46, 438-43
- BALOH RW. 1998 A prospective study of posturography in normal older people, *J Am Geriatr Soc*, 46, 438-43
- BARBEAU A. 1973 Ageing and the extrapyramidal system. *J Am Geriatr Soc*, 21, 145-9
- BARBIER F. 2005 Proposition d'une méthodologie itérative conduisant à l'élaboration de systèmes d'aide à la prise de décision dans le domaine de l'analyse du mouvement, HDR, Université de Valenciennes
- BASTIAANSE CM, DUYSSENS J, DIETZ V. 2000 Modulation of cutaneous reflexes by load receptor input during human walking, *Exp Brain Res*, 135(2), 189-98
- BENEDETTI MG, MONTANARI E, CATANI F, VICENZI G, LEARDINI A. 2003 Pre-operative planning and gait analysis of total hip replacement following hip fusion, *Comp Methods Prog Biomed*, 70, 215-21
- BERG G, M HAMMAR, J MOLLER-NIELSEN, U LINDEN & J THORBLAD. 1988 Low back pain during pregnancy, *Obstet Gynecol*, 71(1), 71-5

- BIHKMAYEN W & R RIEDERER. 1980 Parkinson's disease : biochemistry, clinical pathology and treatment. New York, Ed. Springer Publishing, 22-28
- BILLING J. 1980 An Overview of Task Complexity. *Motor Skills: Theory into Practice*, 4(1), 18-23
- BIRD AR, HB MENZ & CC HYDE. 1999 The effect of pregnancy on footprint parameters A prospective investigation, *J Am Podiatr Med Assoc*, 89(8), 405-09
- BLACK FO, ANGEL CR, PESZNECKER SC, GIANNA C. 2000 Outcome analysis of individualized vestibular rehabilitation protocols, *Am J Otol*, 21(4), 543-51
- BLANC P, BLANCHON MA, BEAUCHET O, GONTHIER R. 2000 Est-il légitime d'effectuer une campagne de prévention des chutes chez des sujets autonomes à domicile ? *L'Année Gérologique*, 67-85
- BLOEM BR, DJ BECKLEY, BJ VAN HILTEN, RA ROOS. 1998 Clinimetrics of postural instability in Parkinson's disease, *J Neurol*, 245, 669-73
- BLOEM BR. 1992 Postural instability in Parkinson's disease. *Clin Neurol Neurosurg*, 94, S41-S45
- BLUMENTRITT S, HW SCHERER, JW MICHAEL & T SCHMALZ. 1998 Transfemoral Amputees Walking on a Rotary Hydraulic Prosthetic Knee Mechanism: A Preliminary Report, *J Prosthet Orthotic*, 10(3), 61-70
- BLUMENTRITT S, HW SCHERER, U WELLERSHAUS & JW MICHAEL. 1997 Design Principles, Biomechanical Data and Clinical Experience with a Polycentric Knee Offering Controlled Stance Phase Knee Flexion: A Preliminary Report, *J Prosthet Orthotic*, 9(1), 18-24
- BLUMENTRITT S, T SCHMALZ, R JARASCH & M SCHNEIDER. 1999 Effects of sagittal plane prosthetic alignment on standing trans-tibial amputee knee loads, *Prosthet Orthot Int.*, 23, 231-38
- BONNARD M & J PAILHOUS 1991 Intentional compensation for selective loading affecting human gait phases, *J Mot Behav*, 23(1), 4-12
- BONNARD M & J PAILHOUS 1992 Steady-state fluctuations of human walking, *Behav Brain Res*, 47(2), 181-9
- BONNARD M & J PAILHOUS 1993 Intentionality in human gait control : modifying the frequency-to-amplitude relationship, *J Exp Psychol Hum Percept Perform*, 19(2), 429-43
- BONNARD M, J PAILHOUS & F DANION 2000 Adaptation of neuromuscular synergies during intentional constraints on space-time relationships in human gait, *J Mot Behav*, 32(2), 200-8
- BONNARD M, M CAMUS, T COYLE & J PAILHOUS 2002 Task-induced modulation of motor evoked potentials in upper-leg muscles during human gait : a TMS study, *Eur J Neurosci*, 16(11), 2225-30
- BOULGARIDES LK, 2003, Use of Clinical and Impairment-Based Tests to Predict Falls by Community-Dwelling Older Adults, *Phys Ther*, 83(4)
- BOULGARIDES LK, MCGINTY SM, WILLETT JA, BARNES CW, 2003, Use of Clinical and Impairment-Based Tests to Predict Falls by Community-Dwelling Older Adults, *Phys, Ther*, 83, 328-39
- BOWES SG, CHARLETT A, DOBBS RJ, LUBEL DD, MEHTA R, O'NEILL CJA, WELLER C, HUGHES J, DOBBS SM. 1992 Gait in relation to ageing and idiopathic parkinsonism. *Scand J Rehab Med*, 24, 181-6
- BRANDSTATER ME. 1995 Prognostication in stroke rehabilitation, In *Functional evaluation of stroke patients*, Ed Springer, Paris, 93-103
- BRAUER SG, BURNS YR, GALLEY P. 2000, A prospective study of laboratory and clinical measures of postural stability to predict community-dwelling fallers, *J Gerontol A Biol Sci Med Sci*, 55(8), M469-76
- BRAUNE & FISHER, 1884 trad. P. Maquet 1989 Ed. Springer Verlag, *On the center of gravity of the human body*
- BROCKLEHURST JC, ROBERTSON D, JAMES-GROOM P. 1982 Clinical correlates of sway in old age - Sensory modalities. *Age Ageing*, 11, 1-10
- BRONSTEIN AM, T BRANDT, MH WOOLLACOTT & JG NUTT 2004 Clinical disorders of balance posture and gait, Ed. Arnold, 2th ed. 444p
- BROWN P, STEIGER MJ. 1996 Basal ganglia gait disorders. In: Woollacott M, Brandt T, Bronstein AM, editors. *Clinical Disorders of balance, posture and gait*. Paris: Anorld, 349p

- BUCKLEY J.G., 2000 Biomechanical adaptations of trans-tibial amputee sprinting in athletes using dedicated prostheses, *Clin Biomech*, 15, 352-58
- BULLOCK JE, GA JULL & MI BULLOCK. 1987 The relationship of low back pain to postural changes during pregnant. *Aust J Physiother*, 33, 10-7
- BUMIN G, UYANIK M, H KAYIHAN 2002 An investigation of risk factors for falls in elderly people in a Turkish rest home : a pilot study, 14(3), 192-6
- CALGUNERI M, HA BIRD & V WRIGHT. 1982 Changes in joint laxity occurring during pregnancy, *Annal Theuma Dis*, 41, 126-28
- CAMPBELL AJ, BORRIE MJ, SPEARS GF. 1989 Risk factors for falls in a community-based prospective study of people 70 years and older. *J Gerontol*, 44, M112–M117
- CAMPBELL AJ, GF SPEARS, MJ BORRIE. 1990 Exalination by logistic regression modelling of the variables wich increase the realtive risk of elderly women falling compared to elderly men. *J Clin Epidemiol*, 43(12), 1415-420
- CAMPBELL SK & CATANO V. 2004 Using Measures Of Specific Abilities To Predict Training Performance in Canadian Forces Operator Occupations. *Military Psychology* 16, 3, 183-201
- CAMUS M, J PAILHOUS & M BONNARD. 2004 Cognitive tuning of corticospinal excitability during human gait : adaptation to the phase, *Eur J Neurosci*, 20(4), 1101-7
- CAREY EC, WALTER LC, LINDQUIST K, COVINSKY KE. 2004, Development and Validation of a Functional Morbidity Index to Predict Mortality in Community-dwelling Elders, *J Gen Intern Med*, 19(10), 1027-33
- CHAPMAN GJ & MA HOLLANDS 2006 Evidence for link between changes to gaze behaviour and risk of falling in older adults during adaptive locomotion, *Gait & Posture*, 24, 288-94
- CHEN JJ, SHIAVI R. 1990 Temporal feature extraction and clustering of electromyographic linear envelopes in gait studies. *IEEE Trans Biomed Eng*, 37, 295–302
- CHUSSEAUX S. 1999 Système d'aide à la décision pré-opératoire en chirurgie orthopédique de la scoliose, Thèse présentée à l'universite de valenciennes et du hainaut-cambresis
- CLOSE JC, HOOPER R, GLUCKSMAN E, JACKSON SH, ELLIOTT DB. 2003 Predictors of falls in a high risk population : results from the prevention of falls in the elderly trial (PROFET), *Emerg. Med J*, 20(5), 421-25
- COLLET C. 2002 *Mouvement & Cerveau*, Ed DeBoeck
- CONVERY P & BUIS AW. 1998 Conventional patellar-tendon-bearing (PTB) socket/stump interface dynamic pressure distributions recorded during the prosthetic stance phase of gait of a trans-tibial amputee, *Prosthet Orthot Int*, 22(3), 193-8
- CONVERY P & BUIS AW. 1999 Socket/stump interface dynamic pressure distributions recorded during the prosthetic stance phase of gait of a trans-tibial amputee wearing a hydrocast socket, *Prosthet Orthot Int*, 23(2), 107-12
- CONVERY P & BUIS AW. 1999 Socket/stump interface dynamic pressure distributions recorded during the prosthetic stance phase of gait of a trans-tibial amputee wearing a hydrocast socket, *Prosthet Orthot Int*, 23(2), 107-12
- CONVERY P & MURRAY KD. 2000 Ultrasound study of the motion of the residual femur within a trans-femoral socket during gait, *Prosthet Orthot Int*, 24(3), 226-32
- COOK RE, SCHNEIDER I, HAZLEWOOD ME, SJ HILLMAN, JE ROBB. 2003 Gait analysis alters decision-making in cerebral palsy, *J Pediatr Orthop*, 23(3), 292-95
- CORNALI C, FRANZONI S, STOFER PM, TRABUCCHI M. 2003 Mental functions and physical performance abilities as predictors of falling in a geriatric evaluation and rehabilitation unit, *J Am Geriatr Soc.*, 51(11), 1638-44
- CORNILLON E, MA BLANCHON, P RAMBOATSISSETRAIN, C BRAIZE, O BEAUCHET, V DUBOST, P BLANC, R GONTHIER. 2002 Impact d'un programme de prévention multidisciplinaire de la chute chez

- le sujet âgé autonome vivant à domicile, avec analyse avant-après des performances physiques, *Ann Readapt Med Phys*, 45, 493-504
- COSTES-SALON MC, LAFONT CH, DUPUI PH, STEPHAN E, ALBAREDE JL, BESSOU P. 1995 Modifications des paramètres spatio-temporels de la marche lors du vieillissement : étude électromyographique chez 168 volontaires sains. *L'Année Gériatologique*, 107-25.
- COVINGTON DL, JG MAXWELL & TV CLANCY. 1993 Hospital resources used to treat the injured elderly at North Carolina Trauma Centers. *J Am Geriatr Soc*, 41, 847-52
- CURT A, SCHWAB ME, DIETZ V., 2004 Providing the clinical basis for new interventional therapies: refined diagnosis and assessment of recovery after spinal cord injury, *Spinal Cord*, 42(1), 1-6
- CZERNIECKI JM & AJ GITTER. 1995 Gait analysis in the amputee: has it helped the amputee or contributed to the development of improved prosthetic components, *Gait & Posture*, 4, 258-68
- CZERNIECKI JM, AJ GITTER & JC BECK. 1996 Energy transfer mechanisms as a compensatory strategy in below knee amputee runners, *J Biomech*, 29(6), 717-22
- DANIELS GL & KM NEWELL 2003 Attentional focus influences the walk-run transition in walking locomotion, 63(2), 163-78
- DAPRATI E, S WRIESSNEGGER & F LACQUANITI. 2006 Kinematic cues and recognition of self-generated actions, *Exp Brain Res*
- DARGENT-MOLINA P, BREART G. 1995 Épidémiologie des chutes et des traumatismes liés aux chutes chez les personnes âgées. *Rev Epidém Santé Publ*, 43, 72-83
- DARGENT-MOLINA P. 1996 Fall-related factors and risk of hip fracture : the EPIDOS prospective study, *Lancet*, 348, 145-49
- DAVIDS JR, OUNPUU S, DELUCA PA, DAVIS RB, 2004, Optimisation of walking ability of children with cerebral palsy, *Instr Course Lect*, 53, 511-22
- DAVIES GA, LA WOLFE, MF MOTTOLA & C MACKINNON 2003 L'exercice physique pendant la grossesse et le postpartum, *GC, Directive clinique conjointe de la SOGC et de la SCPE*, 129, 1-7 ; *J Obstet Gynecol Can*, 2003, 25(6), 523-9
- DAVIS R.B. 1997a Reflections on clinical gait analysis, *J Electromyogr Kinesiol*, 7(4), 251-57
- DELBAERE K, CROMBEZ G, VANDERSTRAETEN G, WILLEMS T, CAMBIER D. 2004 Fear-related avoidance of activities, falls and physical frailty. A prospective community-based cohort study, *Age Ageing*, 33(4), 368-73
- DELIGNIERES D. 1993 Approche psychophysique de la perception de la difficulté dans les tâches perceptivo-motrices., Thèse de doctorat, Université de Paris V, INSEP, 143p
- DELUCA PA, DAVIDS JR, OUNPUU S, ROSE S, 1997, Alterations in surgical decision making in patients with cerebral palsy based on three-dimensional gait analysis, *J Pediatr Orthop*, 17(5), 608-14
- DESHPANDE N, PATLA AE. 2006 Visual-vestibular interaction during goal directed locomotion: effects of aging and blurring vision, *Exp Brain Res*
- DEVITA & HORTOBAGYI T. 2000, Age causes a redistribution of joint torques and powers during gait. *J Appl Physiol*, 80, 1804-811
- DIETZ V & A CURT. 2006 Neurological aspect of spinal-cord repair : promises and challenges, *Lancet Neurol*, 5, 688-94
- DIETZ V & J DUYSSENS. 2000 Significance of load receptor input during locomotion : a review, *Gait & Posture*, 11, 102-10
- DIETZ V, BAAKEN B & COLOMBO G. 2001 Proprioceptive input overrides vestibulospinal drive during human locomotion, *Neuroreport*, 28(12), 2743-746
- DIETZ V, BERGER W, HORSTMANN GA. 1988 Posture in Parkinson's disease: impairment of reflexes and programming. *Ann Neurol*, 24, 660-9
- DIETZ V, COLOMBO G, MULLER R. 2004 Single joint perturbation during gait: neuronal control of movement trajectory, *Exp Brain Res*, 158(3), 308-16

- DIETZ V, G COLOMBO & L JENSEN. 1994 Locomotor activity in spinal man, *Lancet*, 344(5), 1260-265
- DIETZ V, HARKEMA SJ., 2004 Locomotor activity in spinal cord-injured persons, *J Appl Physiol*, 96(5), 1954-60
- DIETZ V, K FOUAD & CM BASTIAANSE, 2001 Neuronal coordination of arm and leg movements during human locomotion, *J Neurosci*, 21, 1906-14
- DIETZ V, MULLER R, COLOMBO G. 2004 Locomotor activity in spinal man : significance of afferent input from joint and load receptors, *Brain*, 125, 2626-34
- DIETZ V, ZIJLSTRA W, ASSAIANTE C, TRIPPEL M, BERGER W. 1993 Balance control in Parkinson's disease. *Gait & Posture*, 1, 77-84
- DIETZ V. 1996 Interaction between central programs and afferent input in the control of posture and locomotion, *J Neurosci*, 16(7), 841-4
- DIETZ V. 2001 Physiology of human gait. Neural processes, *Adv Neurol*, 87, 53-63
- DIETZ V. 2002 Proprioception and locomotor disorders, *Nat Rev Neurosci*, 3(10), 781-90
- DIETZ V. 2003 Spinal cord pattern generators for locomotion, *Clin Neurophysiol*, 114(8), 1379-89
- DOBBS RJ, LUBEL DD, CHARLETT A, BOWES SG, O'NEILL CJA, WELLER C, DOBBS SM. 1992 Hypothesis: age-associated changes in gait represent, in part, a tendency towards Parkinsonism. *Age Ageing*, 21, 221-5
- DUJARDIN F. 1998, Long-term functional prognosis of posterior injuries in high-energy pelvic disruption, *J Orthop Trauma*, 12(3), 145-150
- DUMAS GA, JG REID, WOLFE LA, GRIFFIN MP, McGRATH MJ. 1995 Exercise, posture, and back pain during pregnancy. *Clin Biomech*, 10, 98-103
- DUMAS GA, MA ADAMS & P DOLAN. 1998 Pregnancy-Related Changes in HIP and Trunk Flexibility : A Pilot Study, North American Congress on Biomechanics, University Waterloo, Ontario, Canada
- DUNN JE, RUDBERG MA, FURNER SE, CASSEL CK. 1992 Mortality, disability and falls in older persons: the role of underlying disease and disability. *Am J Public Health*, 82, 395-400
- EBERSBACH et al. 1995, *Percept Mot Skill* 81(1)
- EMONTS P, H THOUMSIN & JM FOIDART. 2001 Sports and pregnancy, *Rev Med Liege*, 56(4), 216-18
- ENDRESEN EH. 1995 Pelvic pain and low back pain in pregnant women--an epidemiological study, *Scand J Rheumatol*, 24, 135-41
- ENOKA RM, DI MILLER, & EM BURGESS. 1982 Below-Knee amputation running gait, *Am J Phys Med*, 61, 66-84
- ERNI T, DIETZ V. 2001 Obstacle avoidance during human walking: learning rate and cross-modal transfer, *J Physiol*, 534(Pt 1), 303-12
- FAHN S. 1982 Fluctuations of disability in Parkinson's disease: pathophysiology. In: Marsden CD, Fahn S, editors. *Neurology, Mov Disord*, 2, 123-45.
- FAIRBANK JC, JC MBAOT, JB DAVIES & JP O'BRIEN. 1980 The Oswestry low back pain Disability Questionnaire, *Physiother*, 66
- FAIST M, DIETZ V, PIERROT-DESEILLIGNY E. 1996 Modulation, probably presynaptic in origin, of monosynaptic Ia excitation during human gait, *Exp Brain Res*, 109(3), 441-9
- FAMOSE J.P. 1990b L'activité de classification en EPS in Richard Pfister *Activités physiques et sportives et développement de la personne* Edition AFRAPS
- FAMOSE J.P., 1990 *Apprentissage moteur et difficulté de la tâche*. Paris: INSEP
- FAST A, D SHAPIRO, EJ DUCOMMUN, LW FRIEDMANN, T BOUKLAS & Y FLOMAN. 1987 Low-back pain in pregnancy, *Spine*, 12(4), 368-71
- FAST A, EJ DUCOMMUN, E MEDINA & JB BUTLER. 1990 Low-Back pain in pregnancy. Abdominal muscles, sit-up performance and back pain, *Spine*, 15(1), 28-30

- FATONE S., T.M. BACH H.K. GRAHAM & I.P. TORODE, 1998 Quadrilateral versus ischial containment sockets for children with PFFD: A quantitative comparison using gait analysis, ISPO98, Sydney, Australie, p22
- FAVIER F. 1998 Les tests cliniques de chute, 35. Paris: Masson, 136–46
- FAYYAD U, PIATETSKY-SHAPIRO G & SMYTH P. 1996 From data mining to knowledge discovery in databases, *AI Magazine*, Vol. Fall, 37-54
- FELTNER ME, MACRAE PG, MCNITT-GRAY JL. 1994 Quantitative gait assessment as a predictor of prospective and retrospective falls in community-dwelling older women
- FERNIE GR, GRYFE CI, HOLLIDAY PJ, LLEWELYN A. 1982 The relationship of postural sway in standing to the incidence of falls in geriatric subjects. *Age Ageing*, 11, 11–6
- FLEISHMAN EA & QUAINANCE MQ 1984, *Taxonomie of human performance. The description of human tasks*, Academic Press, New York
- FLEISHMAN EA & STEPENSEN RW, 1970 Development of a taxonomy of human performance : A review of the third year's progress (Tech. Rep. No 726-TPR3). Silver Springs, MD : American Institut for Research
- FOLSTEIN MF, FOLSTEIN SE, MCHUGH PR. 1975 Mini-Mental State: a practical method for grading the cognitive stage of patients for the clinician. *J Psychiatr Res*, 12, 189–98
- FORD N.E., T.M. BACH & P. BATE, 1997 Improving reliability in observational gait analysis for alignment of transtibial prostheses, ISPO97, LaTrobe, Australie
- FORESTER S.A., BAGLEY A.M., MOTE CD J.R. & SKINNER H.B., 1995 The prediction of metabolic energy expenditure during gait from mechanical energy of the limb
- FORSELLE Y, FRATIGLIONI L, GRUT M, VIITANEN M, WINBLAD B. 1992 Clinical staging of dementia in a population survey: comparison of DSM–III–R and the Washington University Clinical Rating Scale. *Acta Psychiatr Scand*, 86, 49–54
- FOTI T, BAGLEY A. & J. DAVIDS. 1998 Biomechanical alteration in gait during pregnancy, *Gait & Posture*, 7(2), 169-70
- FOTI T, DAVIDS JR & BAGLEY A. 2000 A biomechanical analysis of gait during pregnancy, *J Bone Joint Surg Am*, 82(5), 625-32
- FOUAD K, BASTIAANSE CM, DIETZ V. 2001 Reflex adaptations during treadmill walking with increased body load, *Exp Brain Res*, 137(2), 133-40
- FOUQUET B, MJ BORIE & S PELLIEUX. 2005 Rachis lombaire et grossesse, *Ann Réad Méd Phys*, 72, 707-14
- FRANKLIN ME, T CONNER-KERR. 1998 An analysis of posture and back pain in the first and third trimesters of pregnancy. *J Orthop Sports Phys Ther*, 28, 133-38
- FREGLYAR F. 1974 Vestibular ataxia and its measurement in man. In Kornhuber HN eds *Handbook of sensory physiology*, 6(2), Berlin, Ed Springer-Verlag, 321-60
- FREY C. 2000 Foot health and footwear for women, *Clin Ortho Rel Res*, 372, 32-44
- FRIEDMAN PJ. 1988 A prospective trial of serial gait speed as a measure of rehabilitation in the elderly, *Age and Ageing*, 17, 227-35
- FRIEDMAN SM, MUNOZ B, WEST SK, RUBIN GS, FRIED LP. 2002 Falls and fear of falling : Which comes first ? A longitudinal prediction model suggests strategies for primary and secondary prevention, *J Am Geriatric Soc*, 50(8), 1329-35
- FUHRER R, ROUILLON F. 1989 La version française de l'échelle CES–D (Center for Epidemiologic Studies–Depression Scale). Description et traduction de l'échelle d'autoévaluation. *Psychiatr Psychobiol*, 4, 163–5
- FUKUDA T. 1959 The stepping test. Two phases of the labyrinthine reflex. *Acta Otolaryngol. (Stockh.)* 50, 95-108
- FULLER DA, KEENAN MA, ESQUENAZI A, WHYTE J, MAYER NH, FIDLER-SHEPPARD R. 2002 The impact of instrumented gait analysis on surgery planning treatment of spastic equinovarus deformity of the foot and ankle, 23(8), 738-43

- GAGE JR & TF NOVACHECK. 2001 An update on the treatment of gait problems in cerebral palsy, *J Pediatr Orthop*, 10, 265-74
- GAILEY RS, NASH MS, ATCHLEY TA, ZILMER RM, MOLINE-LITTLE GR, MORRIS-CRESSWELL N & SIEBERT LI. 1997 The effects of prosthesis mass on metabolic cost of ambulation in non-vascular trans-tibial amputees, *Prosthet Orthot Int*, 21(1), 9-16
- GARD SA & RJ KONZ. 2001 The influence of prosthetic shock absorbing pylons on transtibial amputee gait, *Gait & Posture*, 6
- GEIL MD, M PARNIANPOUR, P QUESADA, N BERME & S SIMON. 2000 Comparison of methods for the calculation of energy storage and return in a dynamic elastic response prosthesis, *J Biomech*, 33(12), 1745-50
- GENTILE AM. 1972 A working model of skill acquisition to teaching. *Quest*, 17, 3-23
- GEURTS AC, MULDER TW, NIENHUIS B, RIJKEN RA. 1991 Dual task assessment of reorganization in persons with lower limb amputation. *Arch Phys Med Rehabil*, 72, 1059-64
- GILADI N, MCDERMOTT MP, FAHN S, PRZEDBORSKI S, JANKOVIC J, STERN M, TANNER C, 2001, Freezing of gait in PD: prospective assessment in the DATATOP cohort, *Neurology*, 56(12), 1712-21
- GILLEARD WL, J CROSBIE & R SMITH. 2002 Static trunk posture in sitting and standing during pregnancy and early postpartum, *Arch Phys Med Rehabil*, 83, 1739-44
- GILLEARD WL, R SMITH & J CROSBIE. 1999 The effect of pregnancy on the range of motion of the trunk, XVIIth Meeting of the International Society of Biomechanics, Calgary, Canada, 792
- GOLOMER E, D DUCHER, GS ARFI & R SUD, 1991 Etude de la locomotion simple et lors du transport de charge chez la femme enceinte, *J Gynecol Obstet Biol Reprod (Paris)*, 20(3), 406-12
- GONTHIER R. 2000 Le concept de fragilité : pourquoi est-il essentiel ? *Revue de Gériatrie*, 25, 135-8.
- GRAAFMANS WC, ME OOMS, HM HOFSTEE, PD BEZEMER, LM BOUTER & P LIPS. 1996 Falls in the elderly: a prospective study of risk factors and risk profiles, *Am J Epidemiol*, 43(11), 1129-36
- GRABINER PC, BISWAS ST, GRABINER MD. 2001 Age-related changes in spatiotemporal gait variables. *Arch Phys Med Rehab*, 82, 31-5
- GRACE J, NADLER JD, WHITE DA, GUILMETTE TJ, GIULIANO AJ, MONSCH AU, *et al.* 1995 Folstein vs Modified Mini-Mental State Examination in geriatric stroke. Stability, validity and screening utility. *Arch Neurol*, 52, 477-84
- GRANSTRÖM B, HOUSE D & KARLSSON I (édité par), 2002 *Multimodality in Language and Speech Systems*, coll. "Text, Speech and Language Technology", vol. 19, Kluwer Academic Publishers, Dordrecht, 256p, ISBN 1-4020-0635-7, 89
- GUTHRIE ER 1952 *The Psychology of learning*, Ed Harper & Row
- HAINLINE B. 1994 Low-back pain pregnancy. *Adv Neurol*, 64, 65-76
- HAKEN H, KELSO JA & BUNZ H. 1985 A theoretical model of phase transitions in human hand movement, *Biol Cybern*, 51, 347-56
- HALLBERG G. 1976 System for the description and classification of movement behavior, *Ergonomics*, 19(6), 727-39
- HANSEN A, DV JENSEN, M WORMSLEV, H MINCK, S JOHANSEN, EC LARSEN, C WILKEN-JENSEN & M DAVIDSEN. 1999 Symptom-giving pelvic girdle relaxation in pregnancy II: Symptoms and clinical signs, *Acta Obstet Gynecol Scand* 78(2), 111-15
- HAUSDORFF JM, MITCHELL SL, R FIRTION, CK PENG, CUDKOWICZ ME, JY WEI, AL GOLDBERGER. 1997 Altered fractal dynamics of gait : reduced stride-interval correlations with aging and huntington's disease, *J Appl Physiol*, 82, 262-69
- HAUSDORFF JM. 2001 Gait variability and fall risk in community-living older adults: A 1-year prospective study, *Arch Phys Med Rehabil*, 82, 1050-056
- HAWKINS JW, CS ABER, A CANNAN, CM COPPINGER & KO RAFFERTY. 1998 Women's reported self-care behaviors during pregnancy, 529-37

- HEDOUX P 2004 Détermination de paramètres biomécaniques personnalisés à partir d'imagerie médicale - application aux sujets hémiparétiques -, Thèse de doctorat, Université de Valenciennes
- HEDOUX P, E WATELAIN, A PINTI, F BARBIER, B BOLUIX & G KEMOUN. 1999 Automatic analysis of lower limb MRIs of hemiparetic patients for biomechanic parameter calculation, XXIV^e Congrès de la Société de Biomécanique, Beaune, Arch Physiol Bioch, 107 (suppl), E110
- HEIDERSCHEIT BC. 2000 Movement variability as a clinical measure for locomotion. J Appl Biomech, 16, 419-27
- HERISSON Ch & S LOPEZ. (Eds) 1998 Grossesse et appareil locomoteur, Ed Masson, Paris, 165p
- HESSE SA. 1994 Gait outcome in ambulatory hemiparetic patients after a 4-week comprehensive rehabilitation program and prognostic factors, Stroke, 25(10), 1999-2004
- HIGUCHI T, CINELLI ME, GREIG MA, PATLA AE. 2006 Locomotion through apertures when wider space for locomotion is necessary: adaptation to artificially altered bodily states, Exp Brain Res
- HILL S.W., A.E. PATLA, M.G. ISHAC, A.L. ADKIN, T.J. SUPAN & D.G. BARTH, 1999 Altered kinetic strategy for the control of swing limb elevation over obstacles in unilateral below-knee amputee gait, J. Biomech., 32, 545-549
- HILL SW, AE PATLA, MG ISHAC, AL ADKIN, TJ SUPAN & DG BARTH. 1997 Kinematic patterns of participants with a below-knee prosthesis stepping over obstacles of various heights during locomotion, Gait & Posture, 186-92
- HILLERY SC & WALLACE ES. 2000 Trans-tibial amputee gait adaptations as a result of prosthetic inertial manipulation, Disabil Rehabil, 20, 22(8), 383-6
- HILLERY SC, WALLACE ES, MCILHAGGER R & WATSON P. 1997 The effect of changing the inertia of a trans-tibial dynamic elastic response prosthesis on the kinematics and ground reaction force patterns, Prosthet Orthot Int, 21(2), 114-23
- HINDMARSH J & HARVEY ESTES E. 1989 Falls in older persons: causes and interventions. Arch Intern Med, 149, 2217-22
- HINDMARSH J & HARVEY ESTES E. 1989, Falls in older persons: causes and interventions. Arch Intern Med, 149, 2217-22
- HOEHN MM & YAHR MD. 1967 Parkinsonism: onset, progression and mortality. Neurology, 17, 427-42
- HORAK FB. 1992 Effects of neurological disorders on postural movement strategies in the elderly. In: Vellas B, Toupet M, Rubenstein L, Albarède JL, Christen Y Falls, editors. Balance and Gait Disorders in the Elderly. Paris: Elsevier; 137-51
- HUANG GF, YL CHOU & FC SU. 2000 Gait analysis and energy consumption of below-knee amputees wearing three different prosthetic feet, Gait & Posture, 12, 162-168
- HUGUENIN F. 1999 Médecine manuelle-ostéopathie au cours de la grossesse, Revue Méd Orthop, 56, 2-6
- HUMMEL P. 1987 Changes in posture during pregnancy. PhD, Vrije Universiteit, Amsterdam
- INGEMARSSON AH, FRANDIN K, MELLSTROM D & MOLLER M. 2003, Walking ability and activity level after hip fracture in the elderly – A follow-up, J Rehabil Med, 35, 76-83
- IRELAND ML & SM OTT. 2000 The effects of pregnancy on the musculoskeletal system, Clin Ortho Rel Res, 372, 169-79
- ISAKOV E, KEREN O & N BENJUYA. 2000 Trans-tibial amputee gait: time-distance parameters and EMG activity, Prosthet Orthot Int, 24, 216-20
- IVANENKO YP, G CAPPELLINI, N DOMINICI, RE POPPELE & F LACQUANITI. 2005 Coordination of locomotion with voluntary movements in humans, J Neurosci, 25(31), 7238-53
- IVANENKO YP, R GRASSO, V MACELLARI & F LACQUANITI 2002 Control of foot trajectory in human locomotion : Role of ground contact forces in simulated reduced gravity, J Neurophysiol, 87, 3070-89
- IVANENKO YP, RE POPPELE & F LACQUANITI 2006 Motor control programs and walking, Neurosci, 12(4), 339-48

- JARROTT T, TM BACH & B CONTOYANNIS. 1997 The effects of harness supported walking on able-bodied subjects and lower limb amputees, ISPO97, LaTrobe, Australie
- JENSEN L, T PROKOP & V DIETZ 1998 Adapational effects during human split-belt walking : influence of afferent input, *Exp Brain Res*, 118, 126-30
- JENSEN RK. 1995 Changes in segment mass and mass distribution during pregnancy, *J Biomech*, 29, 2
- JONES ME, BASHFORD GM & BLIOKAS VV. 2001 Weight-bearing, pain and walking velocity during primary transtibial amputee rehabilitation, *Clin Rehab*, 15(2), 172-17
- JONES ME, BASHFORD GM & MANN JM, 1997 Weight bearing and velocity in trans-tibial and trans-femoral amputees, *Prosthet Orthot Int*, 21(3), 183-6
- JONES ME, STEEL JR, BASHFORD GM & DAVIDSON IR. 1997 Static versus dynamic prosthetic weight bearing in elderly trans-tibial amputees, *Prosthet Orthot Int*, 21(2), 100-6
- JUDGE JO, OUNPUU S, DAVIS RB. 1996 Effects of age on the biomechanics and physiology of gait. *Clin Geriatr Med*, 12, 659-78
- KAO JC, SD RINGENBACH & PE MARTIN. 2003 Gait transitions are not dependent on chnages in intralimb coordination varibility, 35(3), 211-4
- KAUFFMAN IB & M RIDENOUR. 1997 Influence of an infant walker on onset and quality of walking pattern of locomotion:an electromyographic investigation, *Percept Mot Skills*, 45(3 Pt 2), 1323-329
- KAY RM, DENNIS S, RETHLEFSEN S, REYNOLDS RA, SKAGGS DL, TOLO VT. 2000 The effect of preoperative gait analysis on orthopaedic decision making, *Clin Orthop*, 372, 217-22
- KECK ME, PIJNAPPELS M, SCHUBERT M, COLOMBO G, CURT A, DIETZ V. 1998 Stumbling reactions in man: influence of corticospinal input, *Electroencephalogr Clin Neurophysiol*, 109(3), 215-23
- KEENE GS, PARKER MJ, PRYOR GA. 1993 Mortality and morbidity after hip fractures. *BMJ*, 307, 1248-50
- KELSO JA, 1984 Phase transition and criticl behavior in human bimanual coordination, *Am J Physiol*, 15, R1000-R1004
- KEMOUN G, BLATT JL. 1997 Modifications de la statique et de l'initiation de la marche comme facteurs prédictifs de chutes chez la personne âgée. *Ann Réad Méd Phys*, 40, 457
- KEMOUN G, L DEFEBVRE, E WATELAIN, JD GUIEU & A DESTEE. 2004 Maladie de Parkinson comme modèle de vieillissement : analyse prospective des troubles de la marche, *Rev Neurol (Paris)*, 159(11), 1028-37
- KEMOUN G, WATELAIN E, ALLARD P, DEFEBVRE L & GIEU JD. 1998 Stratégies neuromotrices prédictives de chute : Rôle du système extra-pyramidal, XIIIe Congrès de la SOFMERR, Lyon ; *Ann Réad Méd Phys*, 41(6), 335
- KEMOUN G, WATELAIN E, DEFEBVRE L, GUIEU J.D, DESTEE A, 2002, Stratégies posturales et chutes chez la personne âgée et le sujet parkinsonien, 45, *Ann Readapt Med Phys*, 485-92
- KEMOUN G, WATELAIN E, GUIEU JD. 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
- KERR GK, WORRINGHAM C, SILBURN P. 2003, Sensorymotor and clinical factors in the prediction of future falls in parkinson's disease, ISPGR, Sydney, Australie (<http://www.powmri.edu.au/ispg2003/ISPG2003/ISPG2003.htm>)
- KERRIGAN DC, LEE LW, COLLINS JL, RILEY PO, LIPSITZ LA. 2001, Reduced hip extension during walking : healthy elderly and fallers versus young adults. *Arch Phys Med Rehabil*, 82, 26-30
- KERRIGAN DC, LEE LW, NIETO TJ, MARKMAN JD, COLLINS JJ, O. RILEY PR, 2000, Kinetic alterations independent of walking speed in elderly fallers. *Arch Phys Med Rehabil*, 81, 730-35
- KERRIGAN DC, TODD MK, DELLA CROCE U, LIPSITZ LA, COLLINS JJ. 1998 Biomechanical gait alterations independent of speed in the healthy elderly : evidence for specific limiting impairments. *Arch Phys Med Rehabil*, 79, 317-28
- KNAPP B. 1963 *Skill in sport*. London, Ed Routledge and Kegan Paul

- KOCHAN-VINTINNER A. 1990 Active living during pregnancy In WOLFE L, M MOTTOLA Eds, Ottawa, Société Canadienne pour laphysiologie de l'exercice, 5-6 (<http://www.cspe.ca/publicationsmain.html>)
- KOLLER WC, GLATT S, VETERE-OVERFIELD B, HASSANEIN R. 1989 Falls in Parkinson's disease. Clin Neuropharmacol, 12, 98-105
- KONONENKO I. 2001 Machine learning for medical diagnosis: history, state of the art and perspective Artif Intell Med, 23(1), 89-109
- KRISTIANSSON P, K SVARDSUDD & B VON SCHOULTZ. 1996 Back pain during pregnancy: a prospective study, Spine, 21(6), 702-09
- LACQUANITI F, GRASSO R, ZAGO M. 1999 Motor Patterns in Walking. News Physiol Sci, 14, 168-74
- LACQUANITI F, IVANENKO YP, ZAGO M. 2002 Kinematic control of walking. Arch Ital Biol, 140, 263-72
- LACQUANITI F, MAÏOLI C. 1994 Coordinate transformations in the control of cat Posture. J Neurophysiol, 72, 1496-515
- LAFONT C, COSTES-SALON MC, DUPUI P, ROLLAND Y, BUSQUERE F, ALBAREDE JL. 1999 « Instabilité », vieillissement de la fonction d'équilibration et chutes. La chute chez la personne âgée, Ed. Masson : problèmes en Médecine de Rééducation, 36, 33-47
- LAFONT L. 2002 Technique, modèles et didactique de l'éducation physique et sportive, STAPS, 59, 57-70
- LAJOIE Y, TEASDALE N, BARD C, FLEURY M. 1993 Attentionnal demands for static and dynamic equilibrium. Exp Brain Res, 97, 139-44
- LAM T, ANDERSCHITZ M, DIETZ V. 2006 Contribution of feedback and feedforward strategies to locomotor adaptations. J Neurophysiol., 95(2), 766-73
- LAM T, DIETZ V. 2004 Transfer of motor performance in an obstacle avoidance task to different walking conditions. J Neurophysiol, 92(4), 2010-6
- LANDERS DM & BOUTCHER SM. 1986 Arousal, Performance. In J.M. Williams (Ed), Applied sport psychology, personal growth to peak performance. Palo alto: Mayfield Publishing Company
- LATASH 2002 Bases neurophysiologiques du mouvement, DeBoeck
- LEGRO MW, GE REIBER, JM CZERNIECKI & BJ SANGEORZAN. 2001 Recreational activities of lower-limb amputees with prostheses, 319-25
- LEMAIRE ED, BEXIGA P, JOHNSON F, SOLOMONIDIS SE & PAUL JP. 1999 Validation of a quantitative method for defining CAD/CAM socket modifications, Prosthet Orthot Int, 23(1), 30-44
- LEMPEREUR M. 2006 Simulation du mouvement d'entrée dans un Véhicule automobile, Th7se de doctorat, Université de Valenciennes, 242p
- LEPLAT J & PAILHOUS J. 1972 La taxonomie des tâches en psychologie du travail, Bulletin de psychologie, XXV, 298, 539-45
- LEPLAT J & PAILHOUS J. 1981 L'acquisition des habiletés mentales : la place des techniques. Le Travail humain, 44 (2), 275-83
- LEVINE EW, SPECTOR PE, MENON S, NARAYANAN L 1996 Validity Generalization for Cognitive, Psychomotor, and perceptual Tests for Craft Jobs in the Utility Industry Human Performance, 9(1), 1-22
- LILJA M, S JOHANSSON & T OBERG. 1999 Relaxed versus activated stump muscles during casting for transtibial prostheses, Prosthet Orthot Int, 23, 13-20
- LIPSITZ LA, JONSSON PV, KELLEY MM, KOESTNER JS. 1991 Causes and correlates of recurrent falls in ambulatory frail elderly. J Gerontol, 46, M114-M122
- LIU-AMBROSE T, KHAN KM, ENG JJ, LORD SR, MCKAY HA. 2004 , Balance confidence improves with resistance or agility training. Increase is not correlated with objective changes in fall risk and physical abilities, Gerontology, 50(6), 373-82
- LOEWEN SC. 1990, Predictors of stroke outcome using objective measurement scales, Stroke, 21, 78-81
- LORD SR, CLARK RD. 1996, Simple physiological and clinical tests for the accurate prediction of falling in older people, Gerontology, 42, 199-203

- LOU S-Z, Y-L CHOU, P-H CHOU, C-J LIN, U-C CHEN & F-C SU. 2001 Sit-to-stand at different periods of pregnancy, *Clin Biomech*, 16, 194-98
- LUNDGREN-LINDQUIST B, A ANIANSSON & A RUNDGREN 1983 Functional studies in 79 years olds (Part III). *Scand J Rehabil Med*, 15, 125-31
- LUNDIN-OLSSON G, 1994, Stops walking when talking as a predictor of falls in elderly people, *Lancet*
- LUNENBURGER L, BOLLIGER M, CZELL D, MULLER R, DIETZ V. 2006 Modulation of locomotor activity in complete spinal cord injury. *Exp Brain Res*, 8
- LUUKINEN H, KOSKI K, LAIPPALA P, KIVELA SL. 1997 Factors predicting fractures during falling impacts among home-dwelling older adults. *J Am Geriatr Soc*, 45, 1302-9
- MACFARLANE PA, DH NIELSON & DG SHURR. 1997 Mechanical Gait Analysis of Transfemoral Amputees: SACH Foot Versus the Flex-Foot, *J Prosthet Orthotic*, 9(4), 144-51
- MACFARLANE PA, DH NIELSON, DG SHURR, KG MEIER, R CLARK, M MORENO & B RYAN. 1997 Transfemoral Amputee Physiological Requirements: Comparisons Between SACH Foot Walking and Fleex-Foot Walking, *J Prosthet Orthotic*, 9(4), 138-43
- MacLELLAN MJ, PATLA AE. 2006 Adaptations of walking pattern on a compliant surface to regulate dynamic stability, *Exp Brain Res*, 173(3), 521-30
- MAKI BE, HOLLIDAY PJ, TOPPER AK. 1991 Fear of falling and postural performance in the elderly. *J Gerontol*, 46, M123-31
- MAKI BE, HOLLIDAY PJ, TOPPER AK. 1994 A prospective study of postural balance and risk of falling in an ambulatory and independent elderly population. *J Gerontol*, 49, M72-M84
- MAKI BE, MC ILROY WE. 1996 Postural control in the older adult, *Clin Geriatr Med*, 12, 635-58
- MAKI BE. 1994 A prospective study of postural balance and risk of falling in an ambulatory and independent elderly population, *J Gerontol*, 49, M72-M84
- MAKI BE. 1995 Direction and vision dependence of postural responses in elderly "fallers" and "non-fallers". *Facts and Research in Gerontology*. Springer Publisher; 83-96
- MAKI BE. 1997 Gait changes in older adults: predictors of falls or indicators of fear. *J Am Geriatr Soc*, 45, 313-20
- MAKI BE. 1997, Gait changes in older adultes : predictors of falls or indicators of fear?, *J Am Geriat Soc*, 45(3), 313-20
- MARIGOLD DS, PATLA AE. 2005 Adapting locomotion to different surface compliances: neuromuscular responses and changes in movement dynamics, *J Neurophysiol*, 94(3), 1733-50
- MARSDEN CD. 1989 Slowness of movement in Parkinson's disease. *Mov Disord*, 4(suppl.), 26-37
- MASDEU JC, L SUDARSKY & L WOLFSON 1997 Gait disorders of aging. Falls and therapeutic stratégies, Ed Lippincott - Raven, 445p
- MATTES SJ, PE MARTIN & TD ROYER. 1999 The effect of prosthetic limb mass on walking energy cost of transtibial amputees, *Gait and clinical movement analysis society*, 4th, Dallas, Texas, USA: Gait & Posture, 9, 125
- MATTES SJ, PH MARTIN & TD ROYER. 2000 Walking symmetry and energy coast in persons with unilateral transtibial amputations: matching prothetic and intact limb inertial properties, *Arch Phys Med Rehabil*, 81(5), 561-68
- MAZER BL. 1998 Predicting ability to drive after stroke, *Arch Phys Med Rehabil*, 79, 743-50
- MELTON LJ, RIGGS BL. 1985 Risk factors for injury after a fall. *Clin Geriat Med*, 1, 525-39
- MENS JM, A VLEEMING, R STOECKART, HJ STAM & CJ SNIJDERS. 1996 Understanding peripartum pelvic pain Implications of a patient survey, *Spine*, 21(11), 1363-70
- MINAIRE P, E SABOT, C BRAIZE, C CAPDEPON & J CHEVALLARD. 1994 Rééducation pelvipérinéale, *Encycl Méd Chir (Paris-France)*, Kinésithérapie-Rééducation Fonctionnelle, 26-515-A-10, 11p
- MOIRENFELD I, M. AYALON, D BEN-SIRA & E ISAKOV. 2000 Isokinetic strength and endurance of the knee extensors and flexors in trans-tibial amputees, *Prosthet Orthot Int*, 24, 221-25

- MOORE K et al. 1988 Proc Can Soc for Biom, Fifth Biennial Conf. And Symp, 114-15
- MOORE K et al. 1990 Postural changes associated with pregnancy and their relationship with low back pain, Clin Biomech, 5
- MURRAY KD & P CONVERY. 2000 The calibration of ultrasound transducers used to monitor motion of the residual femur within a trans-femoral socket during gait, Prosthet Orthot Int, 24, 55-62
- NAGY LE & JC KING. 1983 Energy expenditure of pregnant women at rest of walking self-paced, Am J Clin Nut, 38(3), 369-76
- NASHNER LM. 1982 Adaptation to altered support and visual conditions during stance : Patients with vestibular déficits. J Neurosci, 2, 536-44
- NASHNER LM. 1997 Physiology of balance, with special reference to healthy elderly, In Masdeu JC, L Sudarsky & L Wolfson Eds Gait disorders of aging. Falls and therapeutic stratégies, Ed Lippincott – Raven, 37-77
- NESS KK, GURNEY JG, ICE GH. 2003 Screening, Education, and Associated Behavioral Responses to Reduce Risk for Falls Among People Over Age 65 Years Attending a Community Health Fair, Phys Ther, 83(7), 631-37
- NEUWMAN G, RH DOVENMUEHLE, EW BUSSE. 1960 Alterations in neurologic status with age, J Am Geriatr Soc, 8, 915-17
- NEVITT MC. 1990 Risk Factors and prevention. In RL Berg & JS Cassels eds The second fifty years : Promoting health and preventing disability, Washington DC, National Academy Press
- NEVITT MC. 1997 Falls in the elderly : Risk Factor and prevention In Masdeu JC, L Sudarsky & L Wolfson Eds Gait disorders of aging. Falls and therapeutic stratégies, Ed Lippincott – Raven, 13-35
- NIELSEN J 2003 How we walk: Central control of muscle activity during human walking, Neuroscientist, 9(3), 195-204
- NOLAN L & LEES A. 2000 The functional demands on the intact limb during walking for active trans-femoral and trans-tibial amputees, Prosthet Orthot Int, 24(2), 117-25
- NOREN L, OSTGAARD S, G JOHANSSON & HC SOTGAARD 2002 Lumbar back and posterior pelvic pain during pregnancy : a 3-year follow-up. Eur Spin J, 11, 267-71
- NOREN L, S OSTGAARD, TF NIELSEN & HC OSTGAARD. 1997 Reduction of sick leave for lumbar back and posterior pelvic pain in pregnancy, Spine, 22(18), 2157-160
- NOURDIN-BIZOUARD F & M GOUSSOT-SOUCHET. 1996 Kinésithérapie de la parturiente, Encycl Méd Chir (Paris-France), Kinésithérapie-Rééducation Fonctionnelle, 26-510-A-10, 8p
- NYGAARD I. 1996 Point of view, Spine, 21(6), 709
- NYSKA M, D SOFER, A PORAT, CB HOWARD, A LEVI & I MEIZNER. 1997 Planter foot pressures in pregnant women, Isr J Med Sci, 33(2), 139-46
- NYSKA M, SOFER D, PORAT A, HOWARD CB, LEVI A, MEIZNER I. 1997 Planter foot pressures in pregnant women., Isr J Med Sci, 33(2), 139-46
- OATES AR, PATLA AE, FRANK JS, GREIG MA. 2005 Control of dynamic stability during gait termination on a slippery surface, J Neurophysiol, 93(1), 64-70
- ODENHEIMER G et al 1994 Comparison of neurological changes in « successfully aging » persons vs the total aging population, Arch Neurol, 51, 573-80
- OGITA S, S MATSUO, T OKA, R KAWABATA, M MATSUMOTO, Y FUJINO, Y URAMAE, K IWANAGA & M FUKUOKA. 1989 Significance of exercise and bed rest in pregnancy--pregnancy and walking (1), Ann Physiol Anthropol, 8(1), 13-9
- Organisation Mondiale de la Santé, Équipe Classification, Évaluation, Enquêtes et Terminologie, Genève, Suisse 2002 Classification internationale du fonctionnement, du handicap et de la santé, CIH2, 226p
- ORLAVSKY GN, TG DELIAGINA & S GRILLNER. 1999 (Editors) Neuronal control of locomotion, Ed Oxford University Press, 322p

- OSTERGAARD M, B BONDE & BS THOMSEN. 1992 Pelvic insufficiency during pregnancy. Is pelvic girdle relaxation an unambiguous concept?, *Ugeskrift Laeger*, 154(50), 3568-72
- OSTGAARD HC, E ROOS-HANSSON & G ZETHERSTROM. 1996 Regression of back and posterior pelvic pain after pregnancy, *Spine*, 21(23), 2777-80
- OSTGAARD HC, G ZETHERSTROM & E ROOS-HANSSON. 1997 Back pain in relation to pregnancy: a 6-year follow-up, *Spine*, 22(4), 2945-50
- OSTGAARD HC, G ZETHERSTROM, E ROOS-HANSSON & B SVANBERG. 1994 Reduction of back and posterior pelvic pain in pregnancy, *Spine*, 19(8), 894-900
- OSTGAARD HC, GB ANDERSSON & M WENNERGREN. 1992 The impact of low back and pelvic pain in pregnancy on the pregnancy outcome, *Acta Obstet Gynecol Scand*, 70(1), 21-24
- OSTGAARD HC, GBJ ANEDRSSON, AB SCHULTZ & JAA MILLER. 1993 Influence of some biomechanical factors on low-back pain in pregnancy, *Spine*, 18(1), 61-75
- OSTGAARD HC. 1996 Assessment and treatment of low back pain in working pregnant women, *Semin Perinatol*, 20(1), 61-69
- OSTGAARD HC. 1997 Point of view, *Spine*, 22(16), 1884
- OWINGS TM. 2000, Measures of postural stability are not predictors of recovery from large postural disturbances in healthy older adults", *J Am Ger Soc*, 48(1), 42-50
- PAILLARD J & D BEAUBATON. 1978 De la coordination visuo-motrice à l'organisation de la saisie manuelle, In *Du contrôle de la motricité à l'organisation du geste*, Paris Masson, 225-60
- PAILLARD J. 1990 Les bases nerveuses du contrôle visuo-manuel de l'écriture, *Bibliologia*, 10, 23-57
- PAUL JA & MHW FRINGS-DRESEN. 1994 Standing working posture compared in pregnant and non-pregnant conditions, *Ergonomics*, 37(9), 1563-75
- PAUL JA, FJH VAN DIJK & MHW FRING-DRESEN. 1994 Work load and musculoskeletal complaints during pregnancy, *Scand J Work Environ Health*, 20, 153-59
- PAVOL MJ, RUNTZ EF, EDWARDS BJ, PAI YC. 2002, Age influences the outcome of a slipping perturbation during initial but not repeated exposures, *J Gerontol A Biol Sci Med Sci*, 57(8), M496-M503
- PECK WA et al. 1988 Research directions in osteoporosis. *Am J Med*, 84, 275-82
- PEPER CL, RIDDERIKHOFF A, DAFFERTSOFFER A & PJ BEEK. 2004 Explanatory limitations of the HKB model : incentives for a two-tiered model of rhythmic interlimb coordination, 23(5), 673-97
- PERENNOU D, PREZIOSO J, FAVIER F, BELHASSEN S, JACQUOT JM, PELISSIER J. 1999 Analyse instrumentale du comportement postural des chuteurs. In: *Jacquot JM, Strubel D, Péliissier J, editors. La chute de la personne âgée*. Paris: Masson, 151-9
- PERRY J. 1999 The use of gait analysis for surgical recommendations in traumatic brain injury, *J Head Trauma Rehabil*, 14(2), 116-35
- PIJNAPPELS M, BM VAN WEZEL, G COLOMBO, V DIETZ & J DUYSSENS 1998 Cortical facilitation of cutaneous reflexes in leg muscles during human gait, *Brain Research*, 787(1), 149-53
- PIJNAPPELS M, MF BOBBERT, JH VAN DIEEN. 2001 Changes in walking pattern caused by the possibility of a tripping reaction. *Gait & Posture*, 14, 11-8
- PINZUR MS. 1993 Gait analysis in peripheral vascular insufficiency through-knee amputation, *J. Rehabil. Res. Dev.*, 30(4), 388-92
- PIVARNIK JM, CD PERKINS & T MOYERBRAILEN. 2003 Athletes and pregnancy, *Clin Obste Gyneco*, 46(2), 403-14
- MESURE S 2000 Posture, équilibre et locomotion In VIEL E et al (Eds) *La marche humaine*, 5e Editions, Monographie de Bois-Larris, Masson, 267p
- POULTON EC. 1957 On prediction in skilled movements. *Psychol Bull*, 2, 99-112
- POWERS CM, LA BOYD, CA FONTAINE & J PERRY. 1996 The influence of lower-extremity muscle force on gait characteristics in individuals with below-knee amputations secondary to vascular disease, *Phys Ther*, 76, 369-77

- POWERS CM, RAO S & PERRY J. 1998 Knee kinetics in trans-tibial amputee gait, *Gait & Posture*, 8(1), 1-7
- PRESCOTT RJ. 1982 Predicting functional outcome following acute stroke using a standard clinical examination, *Stroke*, 13, 641-47
- PRUDHAM D, GRIMLEY EVANS J. 1981 Factors associated with falls in the elderly : a community falls. *Age & Ageing*, 10, 141-6
- REGNAULT JP. 2006 Automaticité de la locomotion chez l'homme. Analyse par un paradigme de double tâche, Thèse de doctorat, Université d'Orsay, 94p
- REGNAUX JP, D DAVID, O DANIEL, D BEN SMAIL, M COMBEAUD & B BUSSEL. 2005 Evidence for cognitive processes involved in the control of steady state of walking in healthy subjects and after cerebral damage, *Neurorehabil Neural Repair*, 19(2), 125-32
- RICHARDS GJ. 1999 Predicting functional effects of surgical outcomes, XVIIth Meeting of the International Society of Biomechanics, Calgary, Canada, 135
- RIEHLE & VAADIA (Ed. by), 2005 Motor cortex in voluntary movement, Ed CRC Press
- ROBBINS AS. 1989 Predictors of falls among elderly people, *Arch Int Med*, 149, 1628-33
- ROCKWOOD K, STADNYK K, MAC KMIGHT C, MCDOWELL I, HEBERT R, HOGAN DB. 1999 A brief clinical instrument to classify frailty in elderly people. *Lancet*, 353, 205-6
- ROSSNER S. 2001 Physical activity and prevention and treatment of weight gain associated with pregnancy : current evidence and research issues, *Med Sci Sports Exerc*, 31(11), S560-S563
- ROUX E. 2002 Mesure du Mouvement du Membre Supérieur et Aide à l'Interprétation Clinique des Données, Thèse présentée à l'université de valenciennes et du hainaut-cambresis
- RUBENSTEIN LZ, JOSEPHSN KR, ROBBINS AS, 1994, Falls in the nursing, *Ann Int med*, 121(6), 442-451
- RUDNIK-SCHÖNEBORN S, K ZERRES, J IGNATIUS & M RIETSCHHEL. 2001 Pregnancy and spinal muscular atrophy, *J Neurol*, 239(1), 26-30
- RUNGE JW. 1993 The cost of injury. *Emerg Med Clin North Am*, 11(1), 241-53
- SABOLICH JA & GM ORTEGA. 1994 Sense of Feel for Lower-Limb Amputees: A Phase-One Study, *J Prosthet Orthotic*
- SALBACH NM. 2001 Responsiveness and predictability of gait speed and other disability measures in acute stroke, *Arch Phys Med Rehabil*, 82, 1204-12
- SAMDANI A, A LACHMANN & W NAGLER. 1998 Transient osteoporosis of the hip during pregnancy : a case report, *Am J Phys Med Rehabil*, 77(2), 153-56
- SANDERS J.E., ZACHARIAH SG, BAKER AB, GREVE JM & CLINTON C. 2000 Effects of changes in cadence, prosthetic componentry, and time on interface pressures and shear stresses of three trans-tibial amputees, *Clin Biomech*, 15(9), 684-94
- SATTIN RW. 1992 Falls among older persons : A public health perspective. *Annu Rev Public Health*, 13, 489-508
- SCHERE SA, JJ DOWLING, G FROST, M ROBINSON & K McLEAN. 1999 Mechanical and Metabolic Work of Persons with Lower-Extremity Amputations Walking with Titanium and Stainless Steel Prostheses: A Preliminary Study, *J Prosthet Orthotic*, 11(2), 38-42
- SCHMALZ T, S BLUMENTRITT & CD REIMERS. 2001 Selective thigh muscle atrophy in trans-tibial amputees: an ultrasonographic study, *Arch Orthop Trauma Surg*, 121(6), 307-12
- SCHMIDT M, D ZAMBARBIERI & G VERNI. 2000 The pattern of centre of pressure during walking in lower limb amputee subjects, *CGMA*
- SCHMIDT RA 1997, Apprentissage moteur et performance, Ed Vigot, 340p
- SCHUBERT M, CURT A, COLOMBO G, BERGER W, DIETZ V. 1999 Voluntary control of human gait: conditioning of magnetically evoked motor responses in a precision stepping task, *Exp Brain Res*, 126(4), 583-8
- SCHUURMANS N, A LALONDE. 1998 Partir du bon pied: guide de grossesse et d'accouchement [Guide sur la grossesse depuis la pré-conception jusqu'au postpartum, y compris l'exercice physique]. Ottawa,

Société des obstétriciens et gynécologues du Canada (<http://www.healthy-beginning.com/healthybeginnings/>)

- SCOTT H, CONDIE ME, TREWEEK SP & SOCKALINGAM S. 2000 An evaluation of the Amputee Mobility Aid (AMA) early walking aid, *Prosthet Orthot Int*, 24(1), 39-46
- SCULCO AD, DC PAUP, B FERNHALL & MJ SCULCO. 2003 Effects of aerobic exercise on low back pain patients in treatment, *Spine J*, 1(2), 95-101
- SEAY JF, JM HADDAD, RE VAN EMMERIK & J HAMILL. 2006 Coordination variability around the walk to run transition during human locomotion, 10(2), 178-96
- SENTURIA KD. 1997 A woman's work is never done: women's work and pregnancy outcome in albania, *Med Anthropol Q*, 11(3), 375-395
- SHELDON JH. 1960 On the natural history of falls in old age. *Br Med J*, 4, 1685-90
- SHUMWAY-COOK A. 1997 Predicting the probability for falls in community-dwelling older adults, *Phys Ther*, 77(8), 812-19
- SIGVARDT KA & WL MILLER 1998 Analysis and modeling of the locomotor central pattern generator as a network of coupled oscillators, *Ann N Y Acad Sci*, 16, 860-865
- SKAGGS DL, RETHLEFSEN SA, RAY RM, DENNIS SW, REYNOLDS RA & TOLO VT 2000 Variability in gait analysis interpretation, *Pediatr Orthop*, 20(6), 759-64
- SMITH PA, HASSANI S, REINERS K, VOGEL LC, HARRIS GF., 2004, Gait analysis in children and adolescents with spinal cord injuries. *J Spinal Cord Med.*, 27 Suppl 1, S44-9
- SMITHSON F, MORRIS ME, IANSEK R. 1998 Performance on clinical tests of balance in Parkinson's disease. SNIJDER JG et al. 1976 Digest of the 11th Inter Conf Med Biol Eng, Ottawa
- SNIJDERS CJ, JM SEROO, SNIJDERS JG, HOEDT HT. 1976 Change in form of the spine as a consequence of pregnancy. 11th Int Conf Med Biol Eng, Ottawa, 670-71
- SONODA S. 1995 Prognostication of stroke patient using the stroke impairment assessment set and functional independence measures, In *Functional evaluation of stroke patients*, Ed Springer, Paris, 103-14
- SPAETH DG. 1997 Observatory clues to aid in the diagnosing of diastasis symphysis pubis: an underreported complication of parturition, *J Am Osteopath Assoc*, 97(3), 152-56
- STALENHOEF PA, DIEDERIKS JP, KNOTTNERUS JA, KESTER AD, CREBOLDER HF. 2002 A risk model for the prediction of recurrent falls in community-dwelling elderly: a prospective cohort study, *J Clin Epidemiol*, 55(11), 1088-94
- STANKOVIC I. 2004, The effect of physical therapy on balance of patients with Parkinson's disease, *Int J Rehabil Res*, 27(1), 53-7
- STELMACH GE, ZELAZNIK HN, LOWER D. 1990 The influence of aging and attentional demands on recovery from postural instability. *Age & Aging*, 2, 55-61
- STILL S, K HEPP & RJ DOUGLAS. 2006 Neuromorphic walking gait control, *IEEE Trans Neurol Netw*, 17(2), 496-508
- STURESSON B, UDEN G & UDEN A. 1997 Pain pattern in pregnancy and "catching" of the leg in pregnant women with posterior pelvic pain, *Spine*, 22(16), 1880-3
- SUDARSKY L. 1990 Geriatrics: gait disorders in the elderly. *N Engl J Med*, 322, 1441-6
- SUTHERLAND DA. 2001 The evolution of clinical gait analysis part I: kinesiological EMG, *Gait & Posture*, 14, 61-70
- SUTHERLAND JL, DH SUTHRELAND, KR KAUFMAN & M TEEL. 1997 Case Study Forum: Gait Comparison of Two Prosthetic Knee Units, *J Prosthet Orthotic*, 9(4), 168-73
- TAVES C, J CHARTERIS, JC WALL. 1982 The kinematics of treadmill walking during pregnancy. *Physiother Can*, 34, 321-24
- THAPA PB. 1996 Clinical and biomechanical measures of balance as fall predictors in ambulatory nursing home residents, *J Gerontol A Biol Sci Med Sci*, 51, M239-46

- TINETTI ME, D RICHMAN & L POWELL. 1990 Falls efficacy as a measure of fear of falling, *J Gerontol Psychol Sci*,45, P239-43
- TINETTI ME, SPEECHLEY M, GINTER SF. 1988 Risk factors for falls among elderly persons living in the community. *N Engl J Med*, 319, 1701-7
- TINETTI ME. 1986, Performance-oriented assessment of mobility problems in elderly patients, *J Am Ger Soc*, 34, 119-26
- TINETTI ME. 1986a Fall risk index for elderly patients based on number of chronic disabilities. *Am J Med*, 80, 429-34
- TOPPER AK, MAKI BE, HOLLIDAY PJ. 1993 Are activity-based assessments of balance and gait in the elderly predictive of risk of falling and/or type of fall ?, *J Am Geriatr Soc*, 41, 479-87
- TOPPER AK. 1993 Are activity-based assessments of balance and gait in the elderly predictive of risk of falling and/or type of fall ?, *J Am Geriatr Soc*, 41: 479-87
- TOULOTTE C, THEVENON A, WATELAIN E & FABRE C. 2006 Identification of healthy elderly fallers and non-fallers by gait analysis under dual-task conditions, *Clin Rehabil* 20(3), 269-76
- TRIBALAT T. 1990 Illustration d'une démarche d'approche des contenus : « Les porters» généralisation possible aux autres objets, *Cinese*, 7, 19-29
- TUOKKO H, HADJISTAVROPOULOS T, MILLER JA, BEATTIE BL. 1992 The Clock Test: a sensitive measure to differentiate normal elderly from those with Alzheimer disease. *J Am Geriatr Soc*, 40(6), 579-84
- VALANCOGNE G & JP GALAUP. 2001 Rehabilitation during pregnancy and in the postpartum, *Rev Fr Gyneco Obstet*, 88(10), 498-508
- VALANCOGNE JP & JP GALAUP. 1993 La rééducation pendant la grossesse et dans le post-partum, *Rev Fr Gyneco Obstet*, 88(10), 498-508
- VAN DIEEN JH, JJ DEKKERS, V GROEN, HM TOUSSAINT, OG MEIJER. 2001 Within-subject variability in low back load in a repetitively performed, mildly constrained lifting task, *Spine*, 26, 1799-804
- VAN DOGEN PW, M DE BOER, WA LEMMENS & GB THERON. 1999 Hypermobility and peripartum pelvic pain syndrome in pregnant south african women, *Eur J Obstet Gynecol Reproduct Biol*, 84, 77-82
- VAN EMMERIK RE, WJ McDERMOTT, JM HADDAD & EE VAN WEGEN. 2005 Age-related changes in upper body adaptation to walking speed in human locomotion, 22(3), 233-39
- VAN HEDEL HJ, BIEDERMANN M, T ERNI & DIETZ V. 2005 Obstacle avoidance during walking : transfer of motor skill from on leg to the other, *J Physiol*, 543.2, 709-17
- VAN HEDEL HJ, DIETZ V. 2004 The influence of age on learning a locomotor task, *Clin Neurophysiol*, 115(9), 2134-43
- VAN HEDEL HJ, WALDVOGEL D, DIETZ V. 2006 Learning a high-precision locomotor task in patients with Parkinson's disease, *Mov Disord*, 21(3), 406-11
- VAN HEDEL HJ, WIRTH B, DIETZ V, 2005 Limits of locomotor ability in subjects with a spinal cord injury, *Spinal Cord*, 43(10), 593-603
- VARDAXIS VG, ALLARD P, LACHANCE R, DUHAIME M. 1998 Classification of able-bodied gait using 3-D muscle powers. *Hum Mov Sci*, 17, 121-36
- VELLAS B, FAISANT C, LAUQUE S, SEDEUILH M, BAUMGARTNER R, ANDRIEUX JM, ET AL. 1995 Étude ICARE : Investigation sur la chute accidentelle, *Recherche épidémiologique. L'Année Gérontologique suppl*, 23-36
- VLEEMING A, AL POOL-GOUDZWAARD, D HAMMUDOGHLU, R STOECKART, CJ SNIJDERS & JM MENS. 1996 The function of the long dorsal sacroiliac ligament: its implication for understanding low back pain, *Spine*, 21(5), 556-562
- WADE DT. 1987 Functional abilities after stroke: measurement, natural history and prognosis, *J Neurol Neurosurg Psychiatry*, 50(2), 177-82

- WANG W & JJ SLOTINE 2005 On partial contraction analysis for coupled nonlinear oscillators, *Biol Cybern*, 92(1), 38-53
- WANNIER T, C BASTIAANSE, G COLOMBO & V DIETZ. 2001 Arm to leg coordination in humans during walking, creeping and swimming activities, 141, 375-79
- WARD JH. 1963 Hierarchical grouping to optimize an objective function. *J Am Stat Assoc*, 58, 236-44
- WATELAIN E, ALLARD P, THEVENON 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, ALLARD P, THEVENON A & ANGUÉ JC. 2000 Gait pattern classification of elderly healthy men on the basis of biomechanical data, *Arch Phys Med Rehabil*, 81(5), 579-86
- WATELAIN E, BARBIER F, DEVYNCK T, PINTI A, KEMOUN G, BOLUIX B & ANGUE JC. 1998b Estimation des masses segmentaires des membres inférieurs du patient hémiparétique à l'aide d'IRM, XIIIe Congrès de la Société de Biomécanique, Lyon ; *Arch Physiol Bioch*, 106B, 162
- WATELAIN E, BARBIER F, THEVENON A, LENSEL G & LEPOUTRE FX. 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
- WATELAIN E, F DUJARDIN, F BABIER, D DUBOIS & P ALLARD. 2001 Compensatory actions in the lower limb of subjects in an early stage of hip osteoarthritis, *Arch Phys Med Rehabil*, 82(12), 1705-11
- WATELAIN E, FROGER J, BARBIER F, LENSEL G, ROUSEAUX M, LEPOUTRE FX & THEVENON A. 2003 Clinical gait analysis strategies in the medical and paramedical professions, *J Rehabil Med*, 35, 8-14
- WATELAIN E, FROGER J, BARBIER F, LENSEL G, ROUSEAUX M, LEPOUTRE FX & THEVENON A. 2005 Variability of Video-based Clinical Gait Analysis in Hemiplegia, *J Rehabil Med*, 37(5), 317-24
- WATELAIN E, J FROGER, F BARBIER, G LENSEL, M ROUSEAUX, FX LEPOUTRE & A THEVENON. 2003 Comparison of Clinical gait analysis strategies by french neurologists, physiatrist and physiotherapists, *J Rehabil Med*, 35, 8-14
- WATELAIN E, THEVENON A, BARBIER F, KEMOUN G, LENSEL-CORBEIL G, ALLARD P & LEPOUTRE FX. 1998 Evaluation visuelle de la marche du patient hémiparétique, XIIIe Congrès de la SOFMERR, Lyon ; *Ann Réad Méd Phys*, 41(6), 336
- 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, THEVENON A, KEMOUN G, BARBIER F, BENAÏM C & LENSEL-CORBEIL G. 1997b Etude inter-professionnelle des "stratégies" d'évaluation fonctionnelle de la marche du patient hémiparétique, XIIe Congrès de la SOFMERR, Strasbourg ; *Ann Réad Méd Phys*, 40(6), 334
- WATELAIN E. 1997 Evaluation fonctionnelle du patient hémiparétique et plus particulièrement de la marche, Rapport interne, LAMIH, Université de Valenciennes, 87p
- WATELAIN E. 1999 Proposition d'une méthodologie d'analyse du mouvement -- application à la marche du sujet hémiparétique --, Thèse présentée à l'université de valenciennes et du hainaut-cambresis
- WEE JY. 1999 The berg balance scale as a predictor of length of stay and discharge destination in an acute stroke rehabilitation setting, *Arch Phys Med Rehabil*, 80, 448-52
- WERGELAND E & K STRAND. 1998 Work pace control and pregnancy health in a population-based sample of employed women in Norway, *Scand J Work Environ Health*, 24(3), 206-12
- WHITE R, J SCHUREN, D WARDLAW, Z DIAMANDOPOULOS & R ANDERSON. 1999 Biomechanical assessment of gait in below-knee walking casts, *Prosthet Orthot Int*, 23, 142-51
- WHITMAN GT, TANG Y, LIN A, BALOH RW, TANG T. 2001 A prospective study of cerebral white matter abnormalities in older people with gait dysfunction, *Neurology*, 57(6), 990-4
- WHITTLE MW. 1996 Gait analysis An introduction, 2 Ed, Butterworth Heinemann, Oxford, 248p

- WILD D, NAYAK USL, ISAACS B. 1981 How dangerous are falls in old people at home. *BMJ*, 282, 266-8
- WILSON AB & CC THOMAS. 1998 A primer on limb prosthetics, Ed. Springfield, Illinois, USA, 151p
- WINOGRAD CH, GERETZ MB, CHIMG M, GOLSTEIN M, DOMINGUEZ F, VALLONE R. 1991 Screening for frailty: criteria and predictors of outcome. *J Am Geriatr Soc*, 39, 778-84
- WISDOM J & C PRICE. 1997 The development of an amputee motor performance index, Proceedings Annual Scientific Meeting ISPO, Australie
- WOLFE LA & MF MOTTOLA. 2000 Validation of guidelines for aerobic exercise in pregnancy. In KUMBHARE DA & BASMJIAN DA Eds Decision making and outcomes in sports rehabilitation. New York, Churchill Livingstone, 205-22
- WOLFSON L. 1997 Balance decrement in older persons : Effects of age and disease, In Masdeu JC, L Sudarsky & L Wolfson Eds Gait disorders of aging. Falls and therapeutic strategies, Ed Lippincott – Raven, 79-91
- WOOLLACOTT MH, SHUMWAY-COOK A, NASHNER LM. 1986 Aging and posture control: changes in sensory organization and muscular coordination. *Int J Aging*, 23, 97-114
- WOOLLACOTT MH, VONHOSTEN C, ROSBLAD B., 1986 Aging and postural control: changes in sensory organisation and muscular coordination. *Int J Aging Human Dev*, 23, 23-81
- WU W, OG MEIJER, PC JUTTE, K UEGAKI, CJ LAMOTH, G DE WOLF, JH VAN DIEËN, P WUISMAN, G KWAKKEL, JI DE VRIES & PJ BEEK. 2002 Gait in patients with pregnancy-related pain in the pelvis: an emphasis on the coordination of transverse pelvic and thoracic rotations, *Clin Biomech*, 7(9-10), 678-86
- YACK HJ, DH NIELSEN & DG SHURR. 1999 Kinetic Patterns During Stair Ascent in Patients with Transtibial Amputations Using Three Different Prostheses, *J Prosthet Orthotic*, 11(3), 57-62
- YANG JF, EV LAMONT & MY PANG. 2005 Split-Belt treadmill stepping in infants suggests autonomous pattern generators for the left and right leg in human, *J Neurosci*, 25(29), 6869-76
- YANG JF, T LAM, MY PANG, E LAMONT, K MUSSELMAN & E SEINEN. 2004 Infant stepping : a window to the behaviour of the human pattern generator for walking, *Can J Physiol Pharmacol*, 82, 662-74
- YOGEV G, M PLOTNIK, C PERETZ, N GILADI & JM HAUSDORFF. 2006 Gait asymmetry in patients with parkinson's disease and elderly fallers : when does the bilateral coordination of gait require attention ?, *Exp Brain Res*
- ZEHR EP & J DUYSSENS. 2004 Regulation of arm and leg movement during human locomotion, *Neuroscientist*, 10(4), 347-61
- ZETHERSTROM G, E ROOS-HANSSON & OSTGAARD HC. 1992 Backache during pregnancy can be relieved by exercise, *Lakartidningen*, 89(21), 1886-88
- ZHANG M & AF MAK. 1999 In vivo friction properties of human skin, *Prosthet Orthot Int*, 23, 135-41
- ZHANG M & ROBERTS C. 2000 Comparison of computational analysis with clinical measurement of stresses on below-knee residual limb in a prosthetic socket, *Med Eng Phys*, 22(9), 607-12
- ZWICK EB, LEISTRITZ L, MILLEIT B, SARAPH V, ZWICK G, GALICKI M, WITTE H, STEINWENDER G. 2004 Classification of equinus in ambulatory children with cerebral palsy - discrimination between dynamic tightness and fixed contracture, *Gait & Posture*, 20, 273-79

Les 10 principales publications

- Armand S., Watelain E., Mercier M., Lensele G., Lepoutre F.X., 2006, [Linking clinical measurements and kinematic gait patterns of toe-walking using fuzzy decision trees](#), *Gait & Posture*, In Press. (IF : 1,691 ; 136^e/200 Neuroscience)
- Toulotte C., Thevenon A., Watelain E. & Fabre C., 2006, [Identification of healthy elderly fallers and non-fallers by gait analysis under dual-task conditions](#), *Clin. Rehabil.* 20(3), 269-276. (IF : 1,447 ; 9^e/25 Rehabilitation)
- Armand S., Watelain E., Mercier M., Roux E., Lepoutre F.X., 2006, [Identification of toe-walking causes with fuzzy decision trees and gait pattern displaying](#), *Gait & Posture*, 23(2), 240-248. (IF : 1,691 ; 136^e/200 Neuroscience)
- Watelain E., Froger J., Barbier F., Lensele G., Rouseaux M., Lepoutre F.X. & Thevenon A., 2005, [Variability of Video-based Clinical Gait Analysis in Hemiplegia as performed by practitioners in diverse specialties](#), *J Rehabil Med*, 37(5), 317-24. (IF : 1,799 ; 2^e/25 Rehabilitation)
- Armand S., Mercier M., Watelain E., Patte K., Pelissier J., Rivier F., 2005, [A comparison of gait in spinal muscular atrophy, type II and Duchenne muscular dystrophy](#), *Gait & Posture*, 21, 369-378. (IF : 1,691 ; 136^e/200 Neuroscience)
- Kemoun G., Defebvre L., Watelain E., Guieu J.D. & Destée A., 2004, [Maladie de Parkinson comme modèle de vieillissement : analyse prospective des troubles de la marche](#), *Rev. Neurol. (Paris)*, 159(11), 1028-1037. (IF : 0,443 ; 132^e / 148 Clinical Neurology)
- Watelain E., Froger J., Barbier F., Lensele G., Rouseaux M., Lepoutre F.X. & Thevenon A., 2003, [Comparison of Clinical gait analysis strategies by French neurologists, physiatrist and physiotherapists](#), *J. Rehabil. Med.*, 35, 8-14. (IF : 1,799 ; 2^e/25 Rehabilitation)
- Kemoun G., Watelain E., Defebvre L., Guieu J.D. & Destée A., 2002, [Stratégies posturales et chutes chez la personne âgée et le sujet parkinsonien](#), *Ann. Réad. Méd. Phys.*, 45, 485-492.
- Watelain E., Dujardin F., Barbier F., Dubois D. & Allard P., 2001, [Compensatory actions in the lower limb of subjects in an early stage of hip osteoarthritis](#), *Arch. Phys. Med. Rehabil.*, 82(12), 1705-1711. (IF : 1,734 ; 4^e/24 Rehabilitation)
- Watelain E., Barbier F., Allard P., Thevenon A. & Angué J.C., 2000, [Gait pattern classification of elderly healthy men on the basis of biomechanical data](#), *Arch. Phys. Med. Rehabil.*, 81(5), 579-586. (IF : 1,734 ; 4^e/24 Rehabilitation)

Annexes

Annexe 1 : Utilisation de l'analyse du mouvement comme outil de diagnostic médical.

Annexe 2 : Intérêt et limites de la démarche d'investigation et de la problématique

Annexe 3 : Résultats préliminaires de taxonomie des mouvements humains dans l'optique de l'identification de signes infracliniques et de mouvements infratraumatiques

Annexe 4 : Projet 1, Revue de littérature et réflexion préliminaires sur les sous-projets.

Annexe 5 : Projet 2, Revue de littérature et réflexion préliminaires sur les sous-projets.

Annexe 6 : Projet 3, Revue de littérature et réflexion préliminaires sur les sous-projets.

Annexe 1 : Utilisation de l'analyse du mouvement comme outil de diagnostic médical.

Cette partie est consacrée à l'utilisation de l'A3D du mouvement (et plus particulièrement de la marche et de la posture) comme outil de diagnostic / pronostic médical.

Deux utilisations distinctes semblent se dégager de la littérature tant dans leurs moyens que dans leurs finalités ; la deuxième peut elle-même, se subdiviser en deux parties parfois traitées simultanément dans la littérature.

1> Le mouvement comme aide au diagnostic d'une pathologie ou d'un traitement.

2> Le mouvement comme aide au pronostic d'évolution d'une pathologie déjà identifiée ou du développement d'une pathologie nouvelle.

Pour la deuxième partie, nous discuterons ici majoritairement d'études relatives à la chute chez la personne âgée, qui constitue un des objets le plus étudiés.

1> Le mouvement comme aide au diagnostic d'une pathologie ou d'un traitement

Le mouvement humain fait partie intégrante des symptômes cliniques recueillis par le spécialiste lors de la réalisation de son diagnostic. Par exemple, Giladi (2001) dans une étude sur le phénomène de freezing chez les sujets parkinsoniens montre bien l'intérêt de ce phénomène dans le diagnostic médical et ses relations avec les différents autres symptômes ainsi que l'intérêt de son étude dans l'étiopathogénie.

Dans le cadre de l'aide à la prise de décision d'un traitement, le mouvement est également utilisé. Par exemple, Smith et al. (2004), montrent l'intérêt d'une A3D de la marche chez les sujets atteints d'une lésion de la moelle. Une autre étude de Cook et al. (2003) sur la prise de décision du traitement chez le sujet IMC (Infirmes Moteur Cérébral : Cerebral Palsy) sans, puis avec l'aide de l'A3D de la marche, montre des changements de diagnostic dans 11% des cas et des modes opératoires dans 40% des décisions d'opération chirurgicale. Les auteurs concluent sur l'importance de l'A3D de la marche dans la prise de décision lors du traitement du sujet IMC. Kay et al. (2000) observent des résultats similaires à ceux de Cook et al. (2003). Deluca et al. (1997) observent, dans un travail similaire à celui de Cook et al. (2003), un changement de recommandation chirurgicale dans 52% des cas et, plus intéressant encore, notent une réduction du coût chirurgical. Ils mentionnent également une erreur de décision chirurgicale plus probable sans l'analyse de la marche.

Benedetti et al. (2004), montrent l'importance de l'A3D de la marche, couplée à une approche radiologique assistée par ordinateur, dans le traitement de la prothèse totale de hanche et concluent leur travail par « Cette étude prouve le rôle fondamental joué par ces deux outils assistés par ordinateur dans la validation du processus de prise de décision clinique ». Fuller et al. (2002), ont étudié l'impact de l'étude instrumentée de la marche (A3D) dans le plan de traitement de la déformation en varus équin, du pied et de la cheville. L'utilisation de cet outil entraîne un changement de plan de traitement dans 64% des cas étudiés (plan défini initialement sur la base de l'examen clinique seul). La fréquence des changements n'est pas différente chez les chirurgiens expérimentés comparés aux chirurgiens novices. Et surtout, ils observent un accord sur le traitement qui augmente de 0.34 à 0.76 ($p=0.009$) après l'étude instrumentée de la marche. Il y a donc convergence des plans de traitement après utilisation de l'analyse de la marche. Perry (1999) montre, à partir d'études de cas de sujets atteints de traumatisme crânien, des imprécisions de l'examen clinique ; elle montre l'intérêt de l'analyse du mouvement instrumenté et de l'utilisation de l'électromyographie pour identifier plus précisément les atteintes musculaires à l'origine de mouvements anormaux. Elle montre également comment l'analyse du mouvement peut guider dans la distinction entre une atteinte locale et une conséquence d'une atteinte plus éloignée.

Enfin, une étude récente de Zwick et al. (2004) s'intéresse à la distinction entre une rétraction et une contracture musculaire du mollet chez le sujet IMC équin. Cette distinction est importante du fait du traitement différent qui est apporté à ce type d'équin en fonction de son origine. Un examen relativement traumatisant sous anesthésie permet de distinguer assurément l'origine de l'atteinte et est utilisé comme valeur de référence. Les auteurs comparent alors les résultats de l'identification de la bonne origine de l'équin de 66 sujets selon trois méthodes :

- un système à base de réseaux de neurones à partir de données issues de l'A3D,
- un examen essentiellement clinique,
- une analyse non assistée des données de l'étude instrumentée de la marche.

Si l'analyse non assistée des données de la marche apporte une distinction de l'atteinte légèrement meilleure que l'examen clinique seul, le système à base de réseaux de neurones leur est supérieur... Ces études portent essentiellement sur l'utilisation de l'A3D à des fins de diagnostic à l'instant 't'. D'autres travaux sont relatifs à une utilisation à des fins prédictives.

2> Le mouvement comme aide au pronostic d'évolution d'une pathologie déjà identifiée ou du développement d'une pathologie nouvelle.

« Une détérioration de la locomotion et/ou de la posture chez la personne âgée constitue un syndrome à fort pouvoir de différenciation diagnostic et pour laquelle une cause

"traitable" est trouvée dans plus d'un cas sur quatre ; une proportion qui est favorablement comparable avec le traitement de la démence chez la personne âgée. Même dans les cas où les sujets présentent des causes non identifiées de détérioration de la locomotion, les programmes d'intervention de médecine physique peuvent améliorer la motricité, et ainsi faciliter les activités de la vie quotidienne et prévenir la chute... » (Masdeu et al. 1997). De même, certaines détériorations de la locomotion du sujet parkinsonien ou chuteur telles que l'asymétrie de la marche ne sont pas corrélées aux symptômes cliniques et semblent donc confirmer un potentiel discriminant différent (Yogev et al. 2006).

Tout comme pour le diagnostic, le mouvement humain et la posture du sujet sont utilisés dans le pronostic d'évolution de plusieurs pathologies. Pour cela, un certain nombre d'études prospectives évaluent une population donnée avec des tests moteurs parfois associés à des mesures cliniques puis observent l'évolution de la population sur une période allant le plus souvent de 6 mois à 4 ans. Au regard de l'évolution de la population, les auteurs recherchent alors, le plus souvent par le principe des droites de régression, le ou les paramètres initiaux permettant le mieux de prédire l'évolution du sujet.

Par exemple, Koda et al. (2004) ont montré une surmortalité des sujets âgés ayant une posture hypercyphotique (1.44 (95% (CI)=1.12-1.86, P=.005)). Ingemarsson et al. (2004) dans une étude sur les pronostics d'évolution d'une coxarthrose opérée en termes de capacité à remarcher et d'habileté motrice, montrent que le test "Timed up and go" (test qui consiste à se lever d'une chaise et marcher) est un bon prédicateur de la capacité à remarcher dans l'année qui suit et du niveau d'activité physique. Cette capacité de prédiction est renforcée par la capacité de marche et le niveau d'activité des patients avant l'opération. Les pathologies à forte incidence locomotrice ne sont pas les seules pour lesquelles le mouvement humain est utilisé à des fins de pronostic. Par exemple, les travaux de Bottos et al. (1984) tendent à montrer que les stratégies pré locomotrices de la marche chez l'enfant et plus particulièrement certaines formes de reptation ont une plus grande incidence sur les retards mentaux chez les enfants déficients intellectuels.

Nous nous intéresserons maintenant plus particulièrement à la chute chez la personne âgée. Dans ce domaine de la prédiction de la chute chez la personne âgée en relation avec la locomotion, le travail le plus connu et le plus applicable dans la pratique clinique courante, qui a fait l'objet d'un article dans la célèbre revue 'the lancet', est le fameux : 'Stop walking when talking...'; où le fait que les sujets âgés non prévenus et entraînés qui arrêtent spontanément et régulièrement de marcher pour répondre à une question qui leur est posée sont à fort risque de chute... D'autres travaux comme par exemple, Whitman (2001), montre une relation entre l'altération de la fonction motrice et l'hyperintensité de la matière blanche corticale mais aussi la chute chez la personne âgées sur une étude prospective de 4 ans.

Stalenoef et al. (2002), ont développé un modèle prédictif de la récurrence des chutes chez la personne âgée avec les meilleurs résultats (0.79) lors de l'utilisation de la posture, de l'historique des chutes, de la force dynamométrique de la main et de la dépression. Tinetti et al. (1986), recherchent dans un premier temps à identifier les facteurs de risque de chute, puis à les utiliser comme facteurs prédictifs de chute. Ces résultats sont très intéressants puisque s'il ne prédit que 31% des chutes avec 4 à 6 de ses paramètres, ils arrivent à 100% pour 7 et plus. Hausdorff (2001), montre que la variabilité de la durée du pas lors de la marche chez la personne de plus de 70 ans est un facteur prédictif de chute dans une étude prospective sur un an. Il montre également des similitudes entre sujets chuteurs et parkinsoniens pour certains paramètres de la locomotion ou encore une perturbation plus importante d'une tâche cognitive sur la coordination droite/gauche ou la variabilité de la marche lors de situation en double tâche (Yogev et al. 2006).

Brauer et al. (2000) et Lord (1996) dans des études prospectives portant sur plus de 100 sujets et un suivi sur 6 à 12 mois arrivent à une prédiction intéressante, de 77% avec une sensibilité de 51% pour les chuteurs et une spécificité de 91% pour les non chuteurs, à l'aide de multiples tests cliniques et cinématiques. Graafmans et al. (1996) réalisent un suivi de 6 mois sur une population de 354 sujets avec tests cliniques, cinématiques et de force musculaire et montrent à l'aide d'équations de régressions la possibilité de prédire la chute dans 84% des cas lors de la présence de cinq des principaux facteurs de chute identifiés dans cette étude (hypotension posturale, niveau mental faible, passé d'AVC (Accident Vasculaire Cérébral), vertige en position statique, trouble de la marche, faiblesse de l'équilibre statique et faiblesse des extenseurs de la jambe). Lords et al. (1996), lors d'un suivi de 6 mois sur 70 sujets arrivent par une régression multiple à prédire 86% des chuteurs à partir du temps de réaction, des balancements posturaux, de la force du quadriceps, de la sensibilité tactile, des troubles de la marche, des altérations cognitives, de l'utilisation de médicaments psycho actifs et de l'âge. Topper et al. (1993), lors d'un suivi de 83 femmes en institution durant un an concluent que la posturographie surtout mais aussi quelques activités de la vie quotidienne comme les transferts, le ½ tour lors de la marche, l'atteinte d'un objet sont des outils intéressants pour la prédiction des risques de chute. Dans une étude récente, Carey et al. (2004), soulignent l'importance et l'intérêt d'une évaluation fonctionnelle dans la mise en place d'outils prédictifs chez la personne âgée. En conclusion de plusieurs études, la combinaison de tests cliniques, de tests d'équilibre et de la fonctionnalité du sujet est prometteuse dans leurs capacités à prédire l'apparition de symptômes nouveaux ou même de pathologies (Kerr et al. 2003).

Par contre, Feltner et al. (1994) lors d'une étude sur un faible nombre de sujets (17) concluent à l'impossibilité de prédire ou d'identifier par les seuls paramètres de marche la chute chez des personnes âgées vivant à domicile. De même, dans une étude récente, Boulgaride et al. (2003) montrent l'impossibilité de 5 tests d'équilibre associés à des données

cliniques et démographiques de prédire la chute chez le sujet âgé actif et indépendant vivant à domicile. Cependant, cette dernière étude ne comporte pas d'analyse quantitative précise du mouvement et porte en partie sur des sujets ayant déjà chuté, enfin la puissance des tests statistiques est relativement faible. Ces deux études tendent aussi à confirmer que c'est davantage la combinaison des données du mouvement et de la clinique qui est la plus pertinente pour prédire la chute chez les personnes âgées.

Il existe aussi des contradictions dans la littérature quant à l'utilisation de tel ou tel test de mouvement comme facteur prédictif, comme par exemple le « shoulder-tug » pour prédire la chute chez les sujets parkinsoniens (Bloem et al. 1998 et Smithson et al. 1998). Les différences au niveau des populations étudiées sont très certainement responsables de ces contradictions.

Si ces dernières études ne sont pas favorables à l'utilisation du mouvement comme facteur prédictif de chute, elles ne sont cependant pas nombreuses. De plus, elles présentent souvent des limites importantes comme l'utilisation d'une population réduite, très active ou un nombre de mesures cliniques et motrices réduites. Enfin, il faut rappeler que l'absence de capacité de prédiction ne veut pas dire qu'il n'y en a pas, mais bien que les auteurs n'ont pas réussi à la mettre en évidence avec les conditions et les tests retenus. A l'inverse, une majorité des études publiées y parviennent plus ou moins bien et montrent ainsi le potentiel de cette voie d'investigation.

Plus spécifiquement en relation avec le pronostic d'apparition d'une pathologie nouvelle, deux études sont plus particulièrement intéressantes. Maki et al. (1996) dans une étude portant sur un suivi durant un an de 100 sujets, qui, fait relativement rare, sont sélectionnés selon un critère de non chuteur dans les années qui ont précédées, observent une capacité de prédiction de la chute relativement faible mais identifient comme paramètre pertinent la stabilité orthostatique médio latérale. De même, Kémoun et al. (2004) dans une étude prospective sur un an, portant sur une population de sujets âgés sains ou à un stade initial de la maladie de parkinson n'ayant jamais chuté, montrent trois stratégies motrices distinctes indépendamment du critère maladie de parkinson. Dans le premier groupe, aucune chute n'est à déplorer avec une fonctionnalité ambulatoire correcte, dans le second, une fonctionnalité intermédiaire avec 20% de chute et dans le 3^e une fonctionnalité médiocre avec 100% de chute.

Si l'utilisation de l'analyse du mouvement humain couplé ou non à des données cliniques pour prédire l'évolution d'une pathologie donnée ou mieux l'apparition d'une nouvelle pathologie n'est pas nouvelle, elle est cependant encore à ses débuts. La principale raison en est le faible retentissement clinique de ces travaux liés au pouvoir de prédiction et aux choix méthodologiques.

Annexes 2 : Intérêts et limites de l'application courante de la démarche d'investigation et de la problématique

1. Coût de la méthode comparée aux autres méthodes ?

En ce qui concerne le coût financier de l'A3D comparée aux autres méthodes simples ou complexes (Mini-Mental State, Test de Tinetti, IRM, scanner...) utilisées pour essayer d'évaluer les risques de chute chez la personne âgée, il est entendu que le coût d'une A3D du mouvement humain est d'environ 3 à 25 fois plus important qu'un seul des autres examens actuels. Cependant, contrairement à d'autres, l'A3D présente l'avantage d'être non invasive (contrairement au scanner ou à la radiographie par exemple) et globale ; elle constitue en même temps une quantification médico-légale générale de la motricité à laquelle il sera possible de se référer dans de nombreuses situations (après une opération de l'appareil locomoteur, un traitement médicamenteux, une chute... [Sutherland et al. 1996]). De plus, dans l'hypothèse d'un dépistage possible de plusieurs pathologies, le coût d'une A3D du mouvement, comparé à une IRM et/ou un scanner pour les atteintes neurologiques centrales, radiographie et/ou IRM pour les atteintes articulaires, combinaisons de mesures cliniques et psychosociologiques pour la chute, deviendrait alors en faveur de l'A3D. Le temps d'examen et le traumatisme pour le patient seraient de même, très largement en faveur de l'A3D. Même si le coût financier n'est pas une priorité, il doit être pris en compte, mais des notions comme l'efficacité de la méthode et l'intérêt d'un diagnostic précoce sont bien plus importants.

2. Efficacité avérée de la prise en charge précoce ?

Celle-ci est différente pour les principales pathologies citées en 1.3.1. Dans le cadre de pathologies comme la maladie d'Alzheimer ou de Parkinson, il n'existe pas, à notre connaissance, de véritablement bénéfique important dans les traitements commercialisés, tant ceux-ci sont davantage substitutifs du mécanisme défaillant (dopamine ou stimulation sous corticale par exemple pour la maladie de parkinson) que réparatoire ou au mieux freinateur de l'évolution habituelle de la pathologie. Par contre, pour d'autres pathologies comme la chute chez la personne âgée ou l'arthrose, la précocité de la prise en charge peut éviter la pathologie (chute), réduire parfois de façon importante le décours de la pathologie voire permettre son amélioration. Cependant, dans le cas de la chute chez la personne âgée, se pose alors la question de la généralisation de la prévention de la chute qui rendrait alors la recherche d'un moyen de dépistage bien moins intéressant. Quelques travaux tendent, en effet, à montrer l'intérêt d'un programme physique préventif ou rééducatif pour les populations à risque (Shumway-cook et al. 1997 ; Black et al. 2000; Pavol et al. 2002 ; Liu-Ambrose et al. 2004)

dans l'incidence et surtout le délai de survenue de chute chez la personne âgée (Cornillon et al. 2004) ou encore chez les sujets parkinsoniens (Stankovic et al. 2004). Cependant, il n'existe pas actuellement, à notre connaissance, de généralisation ni de projet de généralisation de ces méthodes, à court ou moyen terme, compte tenu du coût considérable d'un tel projet. Close et al. (2003) ont montré l'intérêt et les possibilités d'un dépistage à partir de questionnaires envoyés par la poste, généralisé pour les populations à haut risque de chute sur une cohorte de 397 patients. Il s'agit cependant d'un sous-groupe bien particulier de la population de personnes âgées. D'autres travaux comme ceux de Ness et al. (2003) montrent l'intérêt d'une évaluation des risques associés à une formation théorique et un suivi téléphonique pour réduire les conduites ou situations à risque de chute chez les sujets âgés. La généralisation de l'activité physique est d'autant plus intéressante que des travaux récents montrent que le refus d'activité, et donc la baisse de niveau de performance physique qui en découle, est un facteur important de risque de chute (Delbaere 2004). Mais dans cette optique, si ce dépistage peut se faire en même temps que d'autres pathologies sans en augmenter le temps, le coût ou le risque pour le patient, il garde alors tout son intérêt, en informant l'environnement et/ou le patient afin qu'il(s) puisse(nt) prendre des mesures de sécurisation, augmenter son niveau d'activité physique ou suivre une prise en charge en médecine physique et en réadaptation.

Tout comme le bénéfice d'une prise en charge précoce de ces pathologies, l'efficacité de l'AMH comparée aux autres méthodes est primordiale.

3. Efficacité de la méthode par rapport aux autres méthodes de dépistage ?

C'est certainement sur le point de l'efficacité de l'analyse du mouvement en 3D associé à des données cliniques par rapport aux autres méthodes de dépistage que la réflexion est la plus difficile tant la littérature est relativement pauvre dans ce domaine. En effet, l'A3D dans ce domaine n'en est encore qu'à ses débuts et de nombreuses validations sont encore nécessaires pour envisager une telle utilisation. De ce fait, très peu d'études cherchent à utiliser de façon prospective l'A3D, à part peut être dans le cadre de la chute chez la personne âgée. Nous avons participé à certains des rares travaux dans ce domaine ; ces travaux tendent à montrer des caractéristiques bien particulières de marche et de posture orthostatiques chez des sujets non chuteurs et non identifiables (avec des questionnaires ou des tests classiques) comme chuteurs potentiels ; ils ont pourtant chuté dans l'année qui a suivi les mesures (Kemoun et al. 2002 ; Kemoun et al. 2004). De même, une de nos études sur la locomotion de sujets jeunes et âgés sains (Watelain et al. 2000) permet de distinguer sur la seule base des données de marche, les sujets jeunes des sujets âgés et permet également d'identifier assez facilement trois patterns de marche bien distincts chez les sujets âgés. L'origine de ces trois patterns pourrait être la présence de signes infracliniques identifiables par l'analyse fine de la

locomotion humain. De même, une autre de nos études sur les conséquences de la coxarthrose à un stade précoce de la pathologie (Watelain et al., 2001) montre des similitudes intéressantes avec l'un des trois patterns de marche du sujet âgé identifié dans l'étude citée précédemment. Si ces travaux ne sont encore que des faisceaux de présomptions sur la possibilité d'utiliser l'A3D couplée à des données cliniques, comme outil prospectif de l'apparition de certaines pathologies (c'est-à-dire l'identification de signes infracliniques précurseurs), ils encouragent à poursuivre dans cette voie.

Enfin, se pose la question de la généralisation de l'outil, une fois validé.

4. Possibilité de généraliser la méthode de dépistage ?

Le quatrième axe de réflexion préliminaire est la possibilité de généralisation de l'outil de dépistage pour les populations concernées. Il n'est bien évidemment pas envisageable dans l'état actuel d'équipement des hôpitaux et cliniques de France, pas plus que des autres pays à travers le monde. Cependant, des outils comme la radiologie, l'IRM ou encore le scanner ont mis des décennies à être perfectionnés, validés et enfin généralisés. Pour cela, il a fallu un nombre de travaux extraordinaire et l'investissement de sommes considérables pour arriver à ce stade de maturité et de fiabilité qu'on leur connaît actuellement. A l'instar de ces outils, même si l'A3D n'arrivera certainement jamais à se hisser à ce stade "d'utilité clinique", elle a encore besoin de nombreuses années de recherches pour atteindre un tel but. Ceci lui laisse du temps pour s'implanter plus largement sur le territoire et pouvoir alors être plus largement généralisable à une population ciblée. Ce développement est catalysé par l'intégration très récente, dans la cotation des actes médicaux, de l'A3D du mouvement humain. Cette intégration de l'outil dans le panel des outils cliniques reconnus montre bien son utilité clinique dans un contexte général et les espoirs qui reposent sur lui. Il a également augmenté de façon importante les projets d'acquisition d'un tel matériel dans les structures hospitalières publiques comme privées.

Annexe 3 : Réflexions préliminaires de taxonomie des mouvements humains dans l'optique de l'identification de signes infracliniques et de mouvements infratraumatiques

Il existe un certain nombre de systèmes de classification, issus d'un travail de taxonomies plus ou moins empirique, appliquées aux domaines sportif, ergonomique ou encore psychomoteur. Delignières (1990) distingue trois logiques dépendantes des objectifs de leurs auteurs respectifs : i) des systèmes de classification basés sur les caractéristiques objectives des tâches, ii) des systèmes basés, à l'inverse, sur une modélisation des ressources de traitement, iii) et une approche quantitative de la difficulté, par la mise au point d'échelles d'évaluation. Parmi ces nombreux systèmes de classification on peut citer :

- Habiletés *ouvertes* (environnement imprévisible type football ou chasse au lapin...) ou *fermés* (environnement prévisible type gymnastique ou dactylographie) [Guthrie, 1952 ; Knapp, 1963 ; Poulton, 1957].
- Habiletés *discrètes* (début et fin distincts, de durée relativement courte type lancer de fléchettes), *sérielles* (actions discrètes enchaînées, type enfoncer un clou avec un marteau, travail à la chaîne ou enchaînement de gymnastique) et *continues* (sans réel début ni fin type piloter une voiture) [Schmidt, 1997]
- Habiletés à dominante *motrice* (prise de décision minimisée, contrôle moteur maximisé type saut en hauteur) ou habiletés à dominante *cognitive* (prise de décision maximisée et contrôle moteur minimisé type jouer aux échecs) avec la *situation intermédiaire* qui sollicite les deux, type, piloter une voiture de course. [Schmidt 1997].
- D'un point de vue psychomoteur, le développement serait surtout relié au système nerveux et se manifesterait par : *la motricité fine* et *grossière*, le langage réceptif et expressif, l'adaptabilité (comportement à l'égard d'objets inanimés) et la sociabilité (comportement à l'égard des personnes). Ainsi retrouve-t-on parfois ce système dichotomique de classification de la motricité : motricité fine / motricité grossière.
- Gentile (1972) propose une classification à huit catégories qui semble un peu être la combinaison de plusieurs autres à partir de trois dimensions : le caractère *ouvert ou fermé* de l'habileté, la *stabilité de la posture* ou le *déplacement corporel* et la *manipulation ou non d'objets*.
- Une autre classification se base sur le référentiel individu et environnement pour distinguer 3 types de mouvement : *Motricité morphocinétique* : Mouvements projetés dans l'espace qui se réfèrent non pas à un objectif spatialement repéré (ligne, panier, adversaire etc...) mais à un modèle interne. La finalité est de produire des formes à partir des segments du corps soit dans l'espace, soit dans le temps, soit dans les deux. Cela renvoie à la manière de faire. La finalité est dans l'action elle-même. *Motricité sémiocinétique* : Ou quand l'action motrice a pour finalité la communication motrice. Les gestes peuvent être univoques (langage des sourds et muets, signes de plongée

etc...) mais aussi plurivoques (gestes poétiques à interprétations multiples que l'on retrouve dans la danse, le théâtre, la pantomime). Cela renvoie au sens du faire. La finalité est la communication non verbale ou para verbale. *La motricité topocinétique ou téléocinétique* : Les mouvements coordonnés des différentes parties du corps permettant la réalisation d'un acte biologiquement utile et efficace. « Une activité est au service du dialogue permanent qu'établit l'organisme avec son environnement. La téléocinèse est dirigée vers certains buts : exploration, approche, poursuite, manipulation, fuite... » (Paillard). Ce sont les objectifs assignés à l'action qui donnent unité et signification à ces activités cinétiques parfois très complexes. Paillard (in Kayser C Manuel de physiologie). Tirer au but, atteindre une planche de saut, etc... Cela renvoie au faire. La finalité de l'action est extérieure à l'action. (Paillard, 1990 ; Tribalat T 1998 ; Lafont, 2002)

- Dans le domaine de l'ergonomie du travail, Gilbreth (1911, motion study) établie pour la décomposition en gestes élémentaires de toute activité professionnelle, les therbligs (Gilbreth à l'envers ! au nombre de 17). Il prône la possibilité de découper toute activité en ces parties élémentaires et la possibilité d'optimiser le poste de travail en supprimant les portions inutiles... « *Search, Select, Grasp, Reach, Move, Hold, Position, Inspect, Assemble, Disassemble, Use, Unavoidable Delay, Avoidable Delay, Plan, Rest to Overcome Fatigue* », dans certains cas les "Therbligs" ou "travail élémentaire" peuvent être regroupés, e.g., "Get" = "Reach" + "Grasp" "Put" = "Move" + "Position".
- Billing (1980) propose un système de classification continu en partant des fonctions cognitives requises. Il organise son approche par rapport à un modèle classique de traitement de l'information, distinguant : i) *les processus perceptifs*, ii) *les processus de prise de décision ou de sélection de la réponse*, iii) *les processus de programmation* et il associe à ce modèle iv) *la disponibilité des feedbacks*. Il met en relation ces étapes avec le type de contraintes sensées les solliciter sélectivement. Il définit ainsi quatre dimensions de difficulté :
 - Difficulté perceptive : Fonction du nombre de stimuli à prendre en compte, de leur vitesse et de leur durée, de leur intensité et de leur prégnance, de la confusion possible entre stimuli...
 - Difficulté décisionnelle : Elle s'accroît avec le nombre de décisions à prendre, le nombre d'alternatives présentes par décision, la pression temporelle...
 - Difficulté de programmation : Elle augmente avec le nombre d'actions musculaires nécessaires, le nombre de degrés de liberté du mouvement, la vitesse et la précision requise...
 - Difficulté liée au feedback: Elle diminue avec la quantité, la précision et la pertinence du feedback... (Cité par Delignières, 1990)
- Toujours dans le domaine du travail humain, le Fleishman Job Analysis System (FJAS) est basé sur un vaste travail expérimental et d'analyse factoriel sur la nature des habiletés motrices (Fleishman & Quaintance, 1984). Ces travaux ont consisté en une

- large variété d'investigations menées dans différents laboratoires pour essayer d'identifier les facteurs de la performance reflétant une ou plusieurs habiletés sous jacente(s). Des batteries de tests ont été systématiquement réalisées pour délimiter les frontières de chaque habileté ainsi que leurs applications. Ces travaux font le lien entre une tâche et les habiletés nécessaires à cette dernière. Le système de classification de Fleishman propose une description détaillée de 52 habiletés, incluant des *habiletés cognitives* (e.g., *compréhension orale, calcul mental...*), *physiques* (e.g., *force explosive, stabilité main/poignet...*), *psychomotrices* (e.g., *temps de réaction...*), et *perception sensorielle* (e.g., *audition, reconnaissance verbale...*). Neuf habiletés d'*interactions sociales* (e.g., *persuasion, persévérance...*) et 13 habiletés *professionnelles et connaissances* (e.g., *connaissances mécaniques, conduite...*) (Fleishman, 1992). Un système de mesures a également été développé pour analyser l'activité professionnelle et la tâche en elle-même, permettant de définir les habiletés nécessaires. Ces habiletés nécessaires (Fleishman, 1992) sont définies et différenciés. Une grille d'évaluation à 7 échelons permet de définir le niveau d'habileté nécessaire pour chaque catégorie. Fleishman & Stepensen, 1970 ; Fleishman & Quaintance, 1984)
- La CIH 02 de 2000 (Classification Internationale du Fonctionnement et du Handicap : Organisation Mondiale pour la Santé, 2000) comprend elle aussi un système de classification, sur la base des fonctions du sujet, dont trois chapitres nous intéressent :
 - * Chapitre 7 : *Fonctions de l'appareil locomoteur et liées au mouvement*. Dans celle-ci se trouve un sous chapitre relatif aux fonctions des articulations et des os (b710-b720), fonction des muscles (b730-b749) et parmi les parties qui nous intéressent davantage, celles relatives aux fonctions liées aux mouvements (b750-b779) et b770 qui concerne le type de démarche.
 - * Chapitre 1 : *Fonctions mentales*. Dans les fonctions mentales spécifiques (b140-b189) celles liées aux fonctions psychomotrices : fonctions mentales spécifiques au contrôle sur les événements à la fois moteurs et psychologiques au niveau du corps b148 et les fonctions mentales relatives aux mouvements complexes b176.
 - * A ceci s'ajoutent également les fonctions associées au mouvement par l'intermédiaire des systèmes de prise d'informations sensorielles telles que la fonction b2352 relative aux *fonctions vestibulaires liées au mouvement* ou encore celles liées aux *sensations du mouvement comme la b780*.

Globalement, ces classifications sont souvent très réduites en nombre de catégories ou au contraire foisonnantes et sont difficilement conciliables. Même utilisées seules, elles me paraissent difficilement applicables dans le cas de notre objectif de recherche. Famose (1990b) semble confirmer ces propos en disant « Il n'y a pas un système de classification possible, mais des systèmes de classification et chacun n'a de sens et de valeur que par rapport à l'objectif qui a présidé à sa constitution ». A notre connaissance, il n'existe pas de système de classification ayant pour objet un découpage de « la motricité » permettant une investigation générale à des

fins prédictives... Un travail de taxonomie au sens strict, c'est-à-dire une étude théorique des classifications incluant leurs bases, principes, procédures règles, nous semble ainsi nécessaire. Famose (1990b) distingue quatre étapes nécessaires à ce travail :

- 1) définir l'ensemble de références sur lequel va reposer l'activité de classification,
- 2) formuler les intentions du système de classification,
- 3) énoncer les bases théoriques ou dans quel domaine rechercher les descripteurs,
- 4) choisir les procédures de classification ou quel type de classification adopter et comment le valider.

Pour le troisième point par exemple, Famose (1990) distingue 8 approches fonction de deux critères *qualitatif / quantitatif* combinées à *caractéristiques de la tâche / aptitudes* ou *qualités requises / processus requis / comportement requis*. Enfin, une fois réalisée ce système de classification doit être validé ou au moins évalué. Pour cela il est nécessaire de vérifier la *validité interne* du système c'est-à-dire la logique interne (fiabilité, exhaustivité, exclusivité, validation empirique...), puis sa *validité externe* c'est-à-dire si le système est capable de réaliser les intentions pour lesquelles il a été construit et enfin vérifier son « *applicabilité* » dans la pratique, entre autre, par le taux d'utilisation dans la pratique du système.

Une des difficultés dans notre cas, est que le système de classification recherché est très finalisé, mais cherche cependant à englober tout mouvement humain, tout en distinguant : le *niveau d'automatisme* ou d'*apprentissage* nécessaire à sa réalisation, les *habiletés motrices* et *structures neurophysiologiques* sollicitées, le *niveau de difficulté*, la *physiopathologie* et enfin la *capacité des systèmes de mesures* à en faire l'étude et l'analyse... Ceci sous entend qu'un même mouvement puisse ne pas se trouver dans la même classe en fonction du temps (évolution avec l'apprentissage, le niveau d'entraînement par exemple ou plus généralement l'évolution des ressources qu'ils sollicités...).

En se référant aux différentes étapes ci-dessous, les premiers résultats de cette réflexion théorique sont :

- 1) *Définir l'ensemble de référence* : Il concerne tout mouvement humain qu'il soit socialement conditionné (activité de la vie quotidienne), culturellement (activité physique, sportive ou d'expression) ou encore physiologiquement (mouvement réflexe) et plus généralement anatomiquement possible)...
- 2) *Formuler les intentions du système de classification* : L'objet de ce système est de définir une classification suffisamment large pour pouvoir classer tous les mouvements humains. L'optique est ensuite d'en choisir au moins un par catégorie permettant une investigation/évaluation globale de la motricité pour en extraire les signe(s) infraclinique(s) et/ou infratraumatique(s) permettant d'utiliser l'analyse du mouvement couplé à des données cliniques simples à des fins prédictives/préventives de l'apparition de pathologie(s).

- 3) *Enoncer les bases théoriques ou dans quel domaine rechercher les descripteurs* : Les bases théoriques reposent à la fois sur le contrôle moteur (d'un point de vue neurophysiologique), les connaissances physiopathologiques liées à la motricité des atteintes étudiées, les habiletés motrices requises et la capacité de mesures et de discrimination physique du mouvement humain, des systèmes de mesures actuels (et prévisible dans un avenir proche).
- 4) *Le choix de la (des) procédure(s) de classification* : Ils ne sont pas encore définis mais une première approche consistera à observer la dispersion au sein des classes existantes, de nos propositions...

Les résultats préliminaires de notre réflexion nous amène actuellement à 6 classes, elles-mêmes découpées en deux, soit 12 classes.

Elle comprend :

- *Classe 1* : Mouvement en cours **d'apprentissage**, d'un enchaînement moteur original sans finalité pratique, sollicitant soit prioritairement le membre supérieur, soit l'ensemble du corps. Dans le premier cas par exemple un mouvement cyclique de circumduction de l'épaule associé à un mouvement de flexion extension du poigné et du coude.
- *Classe 2* : Mouvement très **automatisé** (à l'exception de la 3^e classe) soit acquis "naturellement" (type locomotion spontanée), soit conditionné (entraînement spécifique, réentraînement, geste professionnel sur une chaîne de montage...).
- *Classe 3* : Mouvement nécessitant un **contrôle fin du membre supérieur**, soit avec une sollicitation forte du complexe oculomanuel, soit sans cette dernière. Dans le premier cas, il peut, par exemple, s'agir de la poursuite avec le doigt d'un objet en mouvement sur un écran ou de rattraper une balle (tâche d'anticipation coïncidence), dans le deuxième cas la manipulation d'objet de petite taille.
- *Classe 4* : Mouvement **grossier de coordination globale non finalisée**, avec soit une sollicitation prédominante du membre supérieur, soit sollicitant l'ensemble du corps. Par exemple, il peut s'agir dans le premier cas, après apprentissage, de faire tourner une main dans un sens, une main dans l'autre dans le deuxième cas le mouvement bien connu du test de Fukuda (Fukuda T. 1959)...
- *Classe 5* : Mouvement à prédominance soit **d'équilibre**, soit de **rééquilibration**. Dans le premier cas, la dominante est l'équilibre (type position orthostatique ou appui unipodal) dans le deuxième cas la rééquilibration, après un poussée sternale par exemple.
- *Classe 6* : Tâche **décisionnelle**, c'est-à-dire nécessitant une prise de décision continue, conditionnant totalement la nature et/ou le résultat de l'exécution motrice. Mouvement simple, type temps de réaction ou mouvement complexe du type de la situation de marche décrite dans la partie précédente.

L'appartenance à une catégorie pourrait ensuite se faire par rapport à un organigramme comme celui proposé par exemple Fleishman & Stephenson 1970 (Figure 8). Mais aussi, plus simplement par un choix judicieux de l'ordre des classes pour lesquels la question de l'appartenance ou de la non appartenance se poserait pour la 1^{er}, puis pour la deuxième et ainsi de suite jusqu'à trouver la bonne classe.

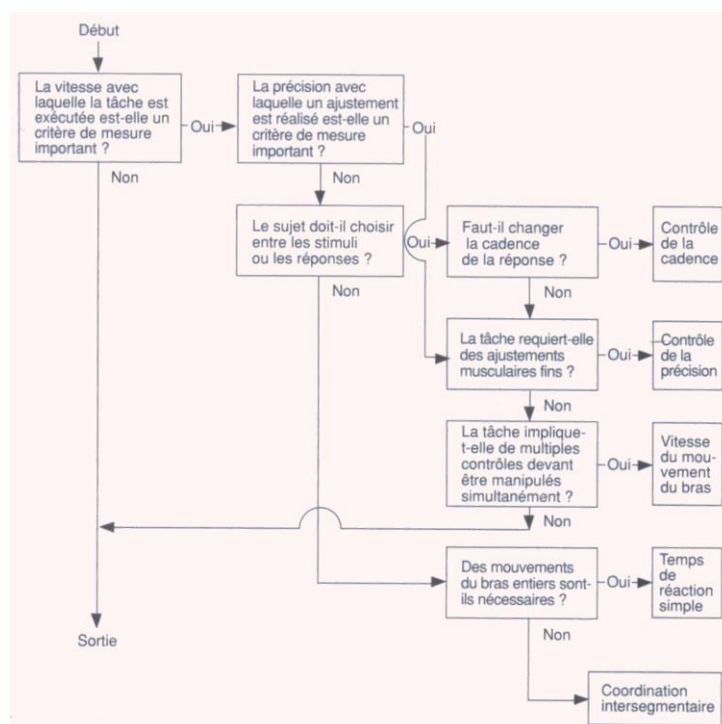


Figure 8 : Organigramme binaire utilisé pour assister la classification des tâches en fonction de leurs aptitudes sous-jacentes (Adapté par Schmidt 1997 de Fleishman & Stephenson, 1970).

Cependant, dans notre cas une autre solution basée sur l'évaluation des descripteurs me paraît plus appropriée et moins complexe à mettre en place. L'avantage de cette autre approche est qu'elle ne se contente pas de catégoriser mais également de décrire et donc de permettre de mieux comprendre ou d'interpréter un mouvement donné et les raisons pour lesquelles il pourrait être prédictif... Elle définit un profil de la tâche, même si ce profil reste dépendant du choix des descripteurs, lui-même dépendant de la finalité du système de classification... A l'instar du travail de Billing (1980), Famose (1990) ou encore Landers & Boutcher (1986) qui propose des échelles à 5 niveaux avec par exemple :

- Nombre de *stimuli* présents:

0 _____ 1 _____ 2 _____ 3 _____ 4
 Très peu Peu Quelques-uns Plusieurs Beaucoup

Parmi les descripteurs que nous envisageons de retenir nous avons :

- Importance de la finesse des mouvements des doigts

- Part relative de la motricité de la main
- Importance de la coordination oculomanuelle
- Importance de la coordination visuomotrice
- Importance de l'équilibre
- Importance de l'équilibration ou rééquilibration
- Importance de la coordination membre supérieur droit et gauche
- Importance de la coordination membre supérieur, membre inférieur
- Niveau d'automatisation du mouvement
- Niveau de conditionnement socioculturel du mouvement
- Niveau de difficulté des gestes élémentaires composant le mouvement
- Importance de la motricité des membres supérieurs
- Conditionnement du geste à la prise de décision
- Durée de réalisation du mouvement
- ...

Des règles d'appartenance, et de non appartenance, en fonction de l'évaluation des descripteurs ou encore des probabilités d'appartenance pourraient ensuite être mises en place. Par exemple, en supposant une échelle à six niveaux de 0 à 5, si le descripteur « Finesse des mouvements des doigts » se trouve à 4 ou 5 alors forte probabilité d'appartenance à la classe 3. Si pour le descripteur « Conditionnement du geste à la prise de décision » la cotation est de 5 alors le mouvement appartient à la classe 6... La difficulté majeure de cette approche est d'éviter les contradictions (principe d'exclusivité) dans la mesure où le choix n'est pas binaire (comme cela peut être le cas dans l'organigramme de Fleishman) et de permettre l'évolutivité de l'appartenance en fonction de l'évolution du sujet...

L'ensemble de ce travail de taxonomie relatif à notre problématique (mise en place d'un système de classification des mouvements humains à des fins d'utilisation de l'A3D dans un but prédictif/préventif de l'apparition de pathologie) n'est actuellement qu'au stade des résultats préliminaires et n'a donné lieu à aucune publication. Un travail important reste encore à réaliser.

Annexe 4 : Projet 1, Revue de littérature et réflexion préliminaires sur les sous-projets.

1. Revue de littérature

Le contexte du projet sera présenté en trois parties. En effet, les études sur l'évaluation et l'analyse de la motricité de la personne amputée sont relativement nombreuses. Cependant, la grande majorité de celles-ci sont parcellaires et n'ont donc qu'une contribution limitée à la restauration ou à la compréhension de la fonctionnalité globale du sujet et au bien être de ces patients. Quelques études commencent cependant à avoir une approche plus globale de cette problématique. Pourtant, il existe dans la littérature des solutions à cette problématique complexe qui seront également présentées.

Une approche parcellaire de la problématique de l'amputation de membre(s) inférieur(s)

Les études sur la locomotion de sujets amputés sont, le plus souvent, spécifiques à un **genre** [homme vs femmes], à une **classe d'âge** [le plus souvent de 10 à 20 ans d'étendue] et à **une pathologie** [vasculaire vs traumatique ou tumorale].

Les **principales approches** d'investigations sont :

- **"Physiologiques"**, avec l'étude *des échanges gazeux* et plus généralement de *l'énergie métabolique* lors de la marche [consommation d'oxygène, fréquence cardiaque...] (Mattes et al. 2000), de *l'activité musculaire* (Isokov et al. 2000), *des performances physiques* (Moirenfeld et al. 2000) de *la physiopathologie* ou encore de *la dermatologie* [propriété de la peau, irritation, qualité du bandage, modalité d'excitation du moignon lors du moulage...] (Lilja et al. 1999, White et al. 1999).
- **"Cinesiologique"**, avec l'étude de la *cinématique* [paramètres spatio-temporels, mouvements des différents segments corporels] (Nolan & Lee 2000).
- **"Biomécanique"**, avec l'étude *des forces*, de réaction au sol par exemple [à l'aide de capteur(s) de forces spécifiques à l'interface pied/sol] (Lemaire et al. 1999) ou encore de *la cinétique* [forces à l'origine des mouvements, le plus souvent au niveau des articulations] (Sadeghi et al. 2001).
- **"Psychologique"**, avec l'étude du *ressenti du patient* [perception de l'effort, de la douleur du confort, de la satisfaction de l'appareillage, de l'image de soi...] (Lemaire et al. 1999).

- "**Socio-démographique**", avec l'étude de *l'activité du sujet* et des *caractéristiques de la population* de sujets amputés [activité de la vie quotidienne, sport, loisirs, occurrence du niveau d'amputation, de la reprise de la marche en intérieur, en extérieur...] (Legros et al. 2001).

Pour ces différents travaux les principaux **outils de mesures** utilisés sont :

- les *plates-formes de forces* posées sur le sol qui enregistrent les forces à l'interface pieds /sol, le plus souvent dans les trois plans de l'espace (Lemaire et al. 1999),
- *L'analyse vidéographique* (Macfarlane et al. 1997),
- Les *systèmes d'analyse bi ou tridimensionnels du mouvement* (Hillery & Wallace 2000),
- Les *capteurs mécaniques* spécifiques de position, de force, de pression... comme ceux utilisés pour étudier les contraintes ou les pressions à l'interface moignon / emboîture (Sanders et al. 2000), l'alignement de la prothèse (Blumentritt et al. 1999), les mouvements du moignon dans l'emboîture (Murray & Convery 2000) ou encore la répartition des pressions appliquées sous les pieds (Schmid et al. 2000),
- *L'électromyographie* ou EMG qui correspond à l'activité électrique d'un muscle et constitue un indicateur de son activité (Isokov et al. 2000),
- L'utilisation de *tapis roulant* (Scherer et al. 1999),
- *L'imagerie médicale* et *l'anthropométrie* (ou apparenté) telles que les ultrasons ou la radiographie (Schmalz et al. 2001),
- Les systèmes de mesures *de fréquence cardiaque* et *d'analyse des gaz* expirés (Gailey et al. 1997).

Si tous ses outils peuvent être qualifiés **d'objectifs**, d'autres "plus **subjectifs**" sont également très utiles et utilisés. Ils consistent par exemple à évaluer :

- le confort,
- la douleur,
- la fonctionnalité ressentie,
- ...

par le sujet amputé à l'aide :

- de questionnaire(s),
- d'entretien(s),
- d'échelle(s) de cotation visuelle.

(Legros et al. 2001, Boonstra et al. 2000).

De même, l'observation clinique faite par les thérapeutes est, dans la pratique, systématiquement utilisée à au moins un des différents niveaux de l'appareillage (Ford & Bach 1999, Ford et al. 1997, 1998).

Si certaines études portent sur la marche, d'autres se focalisent sur **une de ses composantes** telles que :

- La *symétrie* de la marche (Isakov et al. 1996, Dinwell et al. 1996),
- La *vitesse* de marche (Isakov et al. 1996),
- La *phase oscillante* de la marche (Datta & Howitt 1998),
- La *phase d'appui* lors de la marche (Convery & Buis 1999 et 1998),
- Le *transfert du poids* lors de la marche (Blumentritt et al. 1997, Jones et al. 1997, Frossard et al. 1996),

Ou encore :

- L'effet de *l'alignement de la prothèse* (Blumentritt et al. 1995, Pinzure et al. 1995),
- L'effet de *masses additionnelles* et de la position du centre de gravité de la prothèse sur les paramètres de marche (Mattes et al. 2000),
- L'effet de *biofeedback* sur la qualité de la marche (Sabolich & Ortega 1994),
- L'effet d'un *segment télescopique* d'absorption de l'onde de choc lors de l'attaque du talon lors de la marche (Gard & Konz, 1997),
- L'effet sur la marche d'un *support de type harnais* (Jarrott et al. 1997)
- L'effet de la *méthode de calcul* des paramètres cinétiques sur leurs valeurs brutes (Geil et al. 2000),
- *L'étude comparée de l'énergie métabolique et mécanique* (Forester et al. 1995),
- *L'étude comparée de sujets sains et de sujets amputés* (Herdmonsson et al. 1994),
- L'étude de la *relation entre l'origine de l'amputation et la marche* [vasculaire vs traumatique] (Herdmodsson et al. 1994),
- L'étude de la *mobilité du moignon dans l'emboîture* lors de la marche (Convery & Murray 2000),
- L'étude des *aides à la marche* (Scott et al. 2000),
- La *charge de travail* et/ou les *mécanismes compensatoires de la jambe saine* (Sadeghi et al. 2001),
- La *relation force musculaire et marche* (Alsancak et al. 1998),
- La *relation entre douleur et vitesse de marche* (Jones et al. 2001),
- La *relation lésion musculaire du quadriceps et action du genou prothétique* (Alsindi & Datta, 1998),
- La *relation entre les pressions en position statique et à la marche* à l'interface moignon / emboîture (Zachariah & Sanders 2001),

- *La relation entre les paramètres spatio-temporels et l'EMG lors de la marche* (Isakov et al. 2000),
- ...

D'autres travaux s'attachent à **comparer différents composants de l'appareillage**, souvent avec une approche plus globale de la locomotion :

- *pieds prothétiques* (Huang et al. 2000, Van der Linden et al. 1999, Hansen et al. 2000),
- *genoux* (Sutherland et al. 1997, Taylor et al. 1996),
- *emboîtures* (Convery & Buis 1999, Fatone et al. 1998).

Une approche plus globale de la problématique de l'amputation de membre(s) inférieur(s)

Certaines études **combinent différents aspects ou approches de la locomotion** comme par exemple *cinématique, cinétique* et *électromyographie* pour Powers et al. 1998, *données de plates-formes de forces et pressions à l'interface moignon / emboîture* pour Convery & Buis 1998 ou encore *puissance mécanique, transfert d'énergie, marche et course* pour Martin et al. 1993.

Dans le cadre de la locomotion, peu d'études s'intéressent à des situations **plus difficiles** que la marche simple, en terrain plat et sans obstacle, comme celles de Hill et al. (1997 et 1999) relatives *au franchissement d'obstacle*, les travaux de Yack et al. 1999, relatifs à *la montée d'une marche* ou encore *la course* pour Buckley et al. 1999 ou Czerniecki et al. 1996.

Enfin, compte tenu de la complexité du problème, un nombre restreint d'études s'intéressent à la réalisation **d'indices**. Certains de **ces indices sont calculés à partir de données quantitatives comme par exemple** :

- *La fonctionnalité dans 30 tâches courantes* (Wisdom & Price, 1997),
- *l'écart à "la norme" d'un point de vue cinématique global* (Shutte et al. , 2000),
- *la symétrie de la marche* (White et al. 1999, Bach 1999),
- *la fatigue* (Moirenfeld et al. 2000),
- ou encore un *indice de coût énergétique* sur la base de paramètres physiologiques (Chin et al. 1999).

D'autres travaux sont au contraire **purement cliniques et/ou fonctionnels** tels que l'indice de Barthel, de Russek's ou encore l'indice de locomotion utilisé par exemple par Treweek & Condie 1998 (Watelain 1997 pour une revue). Ces indices sont réalisés à partir d'un questionnement du sujet et/ou d'un testing et/ou d'une mise en situation, mais presque toujours **sans quantification objective**.

La première constatation face à cette revue de bibliographie est que les approches de l'appareillage sont extrêmement **diversifiées** et **parcellaires**. Rares sont les études à combiner plusieurs approches. On remarque également une partie traitement de données **relativement simple**. Chau 2000 et 2001, dans une revue de littérature sur les méthodes de traitement de données plus élaborées pour l'analyse de la marche, recense essentiellement : les *méthodes floues*, les *méthodes multivariées*, les *fractales*, les *réseaux de neurones* et le *traitement en ondelettes*. Ces traitements ne sont pratiquement jamais utilisés dans le cadre de l'analyse du mouvement du sujet amputé.

De même, très peu d'études sont relatives à la conception **d'indices** locaux ou globaux, pourtant **facilement utilisables par les thérapeutes**. Peu de travaux débouchent sur des **aides cliniques concrètes** dans le cadre de **l'évaluation fonctionnelle courante**.

En ce qui concerne les **outils d'investigation**, on retrouve pratiquement tous les outils utilisés classiquement pour l'analyse de la marche et plus généralement du mouvement. En ce qui concerne **l'instrumentation**, quelques travaux sont consacrés à l'appareillage de l'interface moignon/prothèse, à l'utilisation de biofeedback ou encore à des prothèses dites intelligentes.

Les possibilités offertes par la littérature face à cette problématique complexe

Dans le cadre de l'analyse du sujet appareillé d'une prothèse de membre inférieur, s'il est légitime de s'intéresser à l'équipement lui-même, il n'en est pas moins important d'étudier le comportement de la **partie supérieure du corps**, largement sollicitée lors de la locomotion. De rares travaux y sont consacrés (Tazawa 1997, Cappozzo et al. 1982).

L'analyse de cette variété de résultats pose cependant un problème quant à la gestion et à l'interprétation de la grande quantité de données ainsi engendrées. L'approche du LAMIH consiste à calculer des **indices** pour chaque paramètre, des **indices locaux** (comportement de la cheville par exemple) puis des **indices globaux** (comportement du membre inférieur sain par exemple) allant jusqu'à **l'indice du sujet** dans son ensemble. On passe donc d'une grande quantité de données à plusieurs indices de globalité croissante (Watelain 1999). Ces indices sont ensuite présentés par rapport à **une ou plusieurs normes** (Watelain 2000). En effet, chez le sujet sain, jeune comme âgé, il a été montré qu'il existait plusieurs styles de marche ou plusieurs "façon" de marcher.

La représentation de paramètres en fonction du temps ne pose pas de difficulté particulière 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 9) indique la distance qui sépare l'ensemble des paramètres d'un individu (indice global) des différents styles en A. Une fois le style d'appartenance identifié, la (les) distance(s) qui sépare(nt) les différents indices sélectionnés de ce style peuvent être présentés comme en B (indice local, global, du sujet). 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.

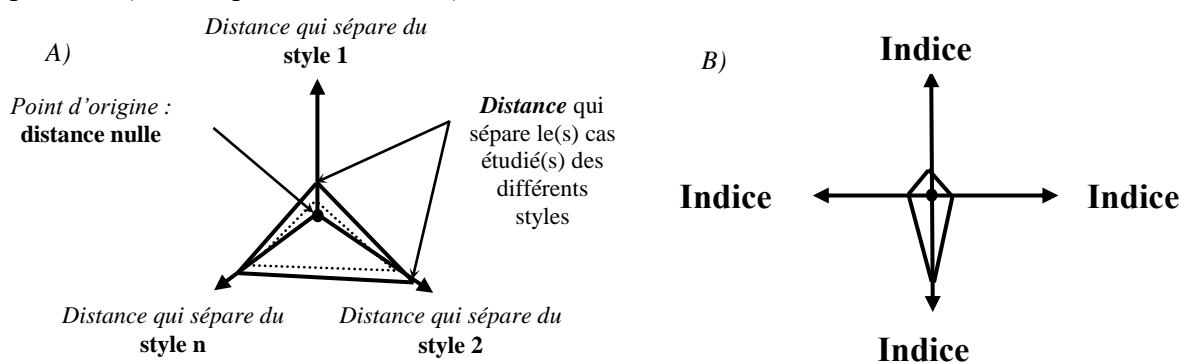


Figure 9: Principes de présentation en vue étoile des distances entre

- 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 est cliniquement ou statistiquement significative.

On peut ainsi **quantifier à un instant donné** ou **objectiver les progrès** d'un sujet avec le temps, la rééducation ou encore un *nouvel appareillage*.

Dans le cadre de la définition d'un **seuil de qualité** (perspective de prise en charge par les organismes d'assurance maladie), il reste à fixer ce "seuil d'acceptabilité" de l'appareillage à partir d'un traitement statistique issu de l'étude de sujets sains et de sujets appareillés de longue date et considérés comme ayant une fonctionnalité de haut niveau par les spécialistes (sujets convoqués conjointement par la DRSMN et le CHRU de Lille dans cette étude).

L'ensemble de ces résultats et des indices globaux peuvent être présentés sous la forme d'une seule vue en étoile avec un seuil d'acceptabilité défini par les caractéristiques du patient

(âge, poids, sexe, niveau d'amputation, type d'amputation, durée qui sépare de l'amputation, le nombre d'heures par jour passé debout...) et les mesures réalisées chez des sujets sains et chez des sujets appareillés de longues date et jugés comme « experts ».

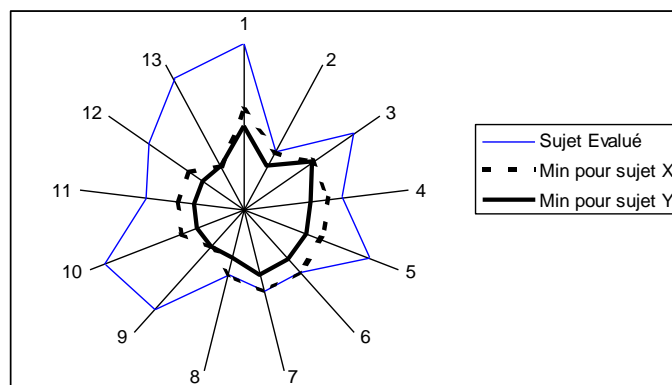


Figure 10 : Exemple possible de présentation des résultats des indices provenant des 5 catégories d'indicateurs. Les traits plus épais présentent ce que pourraient être les minimums requis pour 2 sujets de caractéristiques différentes. Bien que 13 indices soient présentés sur la figure, la fonctionnalité globale du sujet, peut être facilement et rapidement apprécié. Dans le cas présenté, celle-ci est supérieure au minimum requis.

Cette synthèse bibliographique montre qu'il n'existe pas, à notre connaissance, d'évaluation globale des sujets amputés d'un membre inférieur mais un foisonnement de mesures et d'outils qui permettent d'apprécier une des composantes de la locomotion du sujet. Six axes importants aux interrelations peu connues se dégagent donc :

- 1> [L'évaluation clinique \(voir sous-projet 1\)](#),
- 2> [L'approche tridimensionnelle du mouvement \(voir sous-projet 2\)](#),
- 3> [La fonctionnalité dans les activités de la vie quotidienn \(voir sous-projet 3\)](#),
- 4> [La perception du sujet \(voir sous-projet 4\)](#),
- 5> [La dépense énergétique \(voir sous-projet 4\)](#),
- 6> [L'adéquation entre les caractéristiques techniques de la prothèse et l'utilisation fonctionnelle de celle-ci \(voir sous-projet 5\)](#).

Malgré la diversité de ces sources d'informations, il est relativement admis que chacune joue un rôle important dans l'évaluation de la fonctionnalité du patient. Seule une approche multiaxiale reprenant les éléments importants de chacun de ces axes permettra de réaliser une approche globale et objective du sujet. Si certains outils, à perfectionner, existent déjà pour pondérer, homogénéiser et globaliser ces informations, un travail quantitativement important reste cependant à réaliser pour optimiser les traitements face à une telle variété de données.

2. Description des sous-projets

L'ensemble du projet se décompose en 6 sous-projets d'une durée estimée entre 5 et 10 mois ([Tableau 10](#)). Les équipes responsables, l'organisation générale ainsi que les principaux moyens matériels et humains mis en œuvre pour chaque sous-projet sont présentés ci-dessous. Pour les deux derniers points, la structure mettant à disposition les moyens est indiquée entre parenthèses.

Sous-projet	1 ^{er} année												2 ^e année													
	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10	11	12	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10	11	12		
SP 1	■																									
SP 2	■																									
SP 3	■																									
SP 4	■																									
SP 5										■																
SP 6																										

Tableau 10 : Echancier prévisionnel du projet 1. SP = Sous-Projet

Sous-Projet 1 : Evaluation clinique (Durée 9 mois)

Ce sous-projet est sous la responsabilité du SMPRF du CHRU de Lille. Il s'agit ici de réaliser une évaluation clinique spécialisée par un médecin et un orthoprothésiste (envoyés par les partenaires industriels lorsqu'il s'agit de l'évaluation d'un de leur matériel : Ortho Europ et Proteor ou d'un personnel du CHRU vacataire pour les autres matériels).

L'évaluation portera plus particulièrement sur la qualité de vie (SF 36), la satisfaction du patient, l'hygiène de vie, le moignon, la douleur et une première approche fonctionnelle par l'observation et un entretien semi dirigé.

Moyens matériels et humains mis en oeuvre pour le sous-projet :

- Utilisation du matériel spécifique d'évaluation fonctionnelle (plan incliné, marche, système de sécurisation du patient... : CHRU), un local d'examen clinique (CHRU), du petit matériel consommable nécessaire aux examens clinique et fonctionnels (CHRU). Matériel informatique et bureautique (CHRU).
- 1 PU/PH 5% durant 9 mois (CHRU), 1 MD/PH 5% durant 9 mois (CHRU), un étudiant en thèse de MPR durant une année universitaire (CHRU), un médecin vacataire expérimenté pour l'ensemble des examens cliniques, les orthoprothésistes de Proteor et Ortho Europe

lors de l'évaluation de sujets équipés de ce type de matériel, un orthoprothésiste vacataire pour les autres (CHRU), 2 MD à 5% durant 4 mois (DRSMNP).

Sous-Projet 2 : A3D de la motricité du sujet amputé (Durée 9 mois)

Ce sous-projet est sous la responsabilité du LAMIH de Valenciennes. Il s'agit ici de réaliser au sein du LAM du CHRU de Lille une analyse cinématique, cinétique et électromyographique de plusieurs AVQ (Exemple à la [Figure 11](#)). Pour cela le LAM dispose d'un système d'analyse tridimensionnelle du mouvement de type Vicon (Oxford Metrics, Ltd), de deux plateformes de forces (AMTI) et d'électromyographie de surface, indicateurs de l'activité musculaire sous-jacente. Le LAMIH dispose d'un système équivalent et d'une expertise importante dans ce domaine et qui permet également un traitement des données sur le site de Valenciennes. D'un point de vue matériel, seul l'achat ou le développement d'un système de mesure de la répartition des pressions à l'interface moignon / emboîtement sera nécessaire. La pose de marqueurs réfléchissants en adéquation avec la modélisation biomécanique humaine développée au LAMIH permettra de réaliser, par dynamique inverse, le calcul des contraintes articulaires lors de la locomotion. De même, l'analyse cinématique simple lors de gestes d'AVQ : montée / descente de 3 marches et montée / descente d'un plan incliné sera réalisé. Enfin la posture orthostatique sera étudiée pour chaque sujet.

Moyens matériels et humains mis en oeuvre pour le sous-projet :

- Le système d'analyse tridimensionnelle du mouvement humain dans sa salle dédiée au CHRU de Lille, le système d'analyse tridimensionnelle du mouvement humain dans sa salle dédiée au LAMIH, le système de mesure des pressions à l'interface moignon / emboîtement (LAMIH), du petit matériel consommable nécessaire aux mesures cinématiques et EMG (CHRU). Matériel informatique et bureautique (LAMIH & CHRU).
- 1 PU à 10% durant 9 mois (LAMIH), 1 PU/PH à 5% durant 9 mois (CHRU), un étudiant en thèse de 3^e cycle à 60% durant 9 mois (LAMIH), 1 MCF à 20% durant 9 mois (LAMIH), un MD/PH à 5% durant 9 mois (CHRU), 1 IR à 5% durant 9 mois (LAMIH).

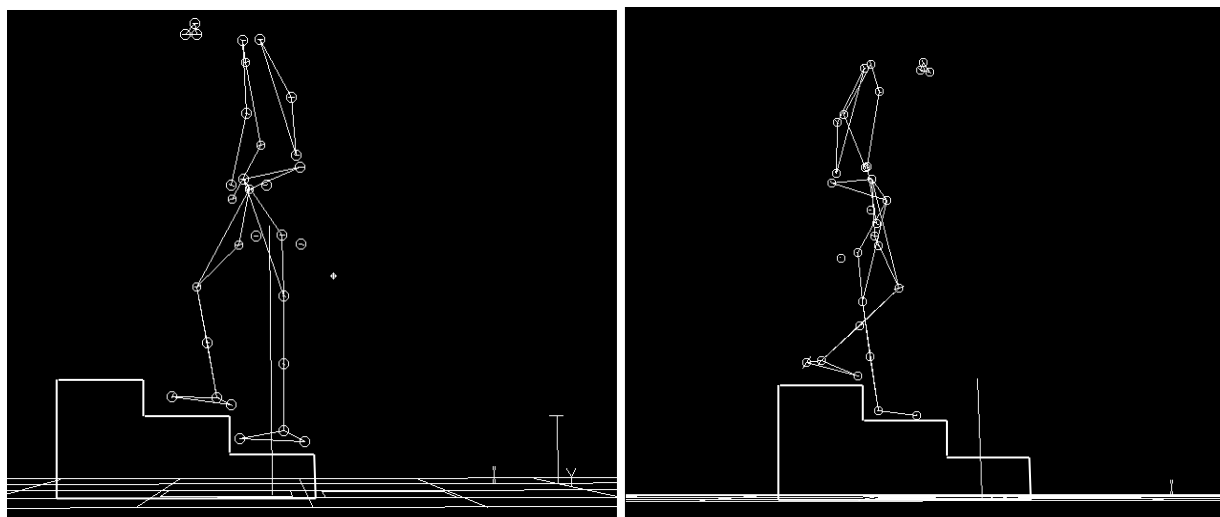


Figure 11 : Exemple d'acquisition de données chez un sujet amputé de cuisse, lors de montée et descente de trois marches.

Sous-projet 3 : Evaluation fonctionnelle dans les AVQ (Durée 9 mois)

Ce sous-projet est sous la responsabilité du SMPRF du CHRU en collaboration avec l'école de kinésithérapie de Lille. A la différence du sous-projet 4, il s'agit ici de réaliser une grille d'évaluation de la qualité de la restauration fonctionnelle sur un large éventail d'AVQ. L'analyse de la littérature nous incite à préconiser l'évaluation des mouvements suivants: Se relever du sol ; S'asseoir / se relever d'une chaise ; S'habiller / se déshabiller ; Mettre ses chaussures et ses lacets ; Marcher à l'intérieur d'un bâtiment ; Marcher à l'extérieur sur un sol non lisse : caillou, herbe ; Marcher en plan incliné ; Marcher en dévers ; Marcher en portant une valise de 5kg ; Ramasser un objet au sol ; Monter/descendre des escaliers avec et sans rampe ; Course sur 100m ; Utiliser les toilettes ; Mettre et enlever sa prothèse ; Entrer/sortir d'une voiture. Cependant cette liste n'est pas encore définitive. Alors que l'évaluation de la fonction motrice se limitera à la réalisation ou non de la tâche demandée pour le sous-projet 4 il s'agit bien ici de déterminer une échelle de cotation quantitative (basée sur l'atteinte de l'objectif, la durée de la tâche, l'équilibration, les trajectoires segmentaires...) à partir de l'observation et de la difficulté de la tâche (i.e. 4 points sur une échelle de 5 pour une hauteur minimale de 15 cm du sol lorsque le sujet « ramasse » un objet en toute sécurité).

Moyens matériels et humains mis en oeuvre pour le sous-projet :

- Une salle d'évaluation au niveau du CHRU de Lille. L'ensemble du matériel d'évaluation (plan incliné, sols variés, simulateur de véhicule... : CHRU). Le matériel audiovisuel permettant l'acquisition et le stockage de données images des patients (caméras numérique, table de montage... : LAMIH). Matériel informatique et bureautique.
- Un PU/PH à 5% durant 9 mois (CHRU), un kinésithérapeute cadre (école de kinésithérapie de Lille) à 10% durant 9 mois, un étudiant en thèse de 3^e cycle à 10%

durant 9 mois (LAMIH), 1 MCF à 10% durant 9 mois (LAMIH), un kinésithérapeute cadre stagiaire à 30% durant l'année.

Sous-projet 4 : Dépense énergétique et perception de l'effort chez le sujet amputé (Durée 9 mois)

Ce sous-projet est sous la responsabilité de l'équipe du LEMH de Lille. Il s'agit d'une évaluation du ressenti de l'appareillage par le sujet et de la dépense énergétique mesurée lors d'AVQ. Pour cela deux systèmes de mesure du LEMH (K4 [Cosmed] mesurant les échanges gazeux et cardio fréquencemètre [Polar] seront utilisés. (L'analyse de la littérature nous incite à préconiser l'évaluation des mouvements suivants: Se relever du sol, Marcher à l'intérieur d'un bâtiment et à l'extérieur sur un sol non lisse : caillou, herbe, Ramasser un objet au sol, Monter/descendre des escaliers avec et sans rampe, Course sur 100m. Cependant cette liste n'est pas encore définitive). Il s'agit ici de partir de l'évaluation des principales AVQ qui peuvent poser problème chez le sujet amputé et de les intégrer dans un protocole d'évaluation. Le ressenti sera évalué par l'intermédiaire d'un questionnaire et d'un entretien semi dirigé. La qualité de la réalisation du mouvement ne sera pas appréciée ici mais dans le sous-projet 3. Il s'agit ici d'un nombre réduit d'AVQ répétées plusieurs fois afin d'estimer la dépense énergétique nécessaire à leurs réalisations.

Moyens matériels et humains mis en oeuvre pour le sous-projet :

- Un système de mesure des échanges gazeux portatif (K4 [Cosmed] et un cardio fréquencemètre portatif [Polar] (LEMH). Le petit matériel consommable nécessaire à ces mesures (LEMH). Le matériel audiovisuel permettant l'acquisition et le stockage de données images des patients (caméras numérique, table de montage... : LAMIH). Matériel informatique et bureautique.
- Un PU à 5% durant 9 mois (LEMH), un IR vacataire à 10% durant 9 mois (LEMH), un étudiant en stage de master à 30% durant 9 mois (LEMH), 1 MCF à 10% durant 9 mois (LAMIH).

Sous-projet 5 : Mise en relation de données (Durée 9 mois)

Ce sous-projet, réalisé par l'équipe du LAMIH, consiste essentiellement à rechercher les corrélations entre les données cliniques et fonctionnelles ainsi que celles de laboratoire afin de déterminer les paramètres pertinents pour les bureaux d'études des sociétés de composants de prothèses tout comme pour la réalisation de l'outil d'évaluation en clinique courante. Il s'agira également d'identifier les causes possibles des patrons de locomotion à partir d'une base de règles générée par des arbres de décision flous. Ces causes sont les combinaisons des éléments cliniques (force musculaire, amplitude de mouvement, douleur...) codés en modalités floues qui correspondent à des variables linguistiques. La précision globale de la

méthode sera évaluée avec une validation croisée stratifiée. Afin de fournir une base de connaissances sur les causes possible de la locomotion d'un sujet, les règles les plus intelligibles (appartenance et nombre de critères) et les plus significatives (précision et nombre de sujet expliqué) seront éditées et caractérisées par les données de l'AQM (cinématiques, cinétiques et électromyographiques). Cette base de connaissances sera ensuite confrontée à la littérature et à l'avis des experts médicaux.

Moyens matériels et humains mis en oeuvre pour le sous-projet :

- Le matériel audiovisuel permettant le montage de données images des patients (caméras numérique, table de montage... : LAMIH), Les logiciels d'analyse et de traitement des coordonnées tridimensionnelles du mouvement du Vicon (LAMIH) ainsi que les logiciels développées en interne au niveau du LAMIH. Matériel informatique et bureautique (LAMIH).
- Un PU à 5% durant 9 mois (LAMIH), un IR à 10% durant 9 mois (LAMIH), 2 ATER à 40% durant 6 mois, 1 MCF à 10% durant 9 mois (LAMIH), un MCF à 10% durant 6 mois (LAMIH), un étudiant en thèse de 3^e cycle à 10% durant 9 mois (LAMIH), un PU/PH à 5% durant 9 mois (CHRU), un PU/PH à 5% durant 3 mois (CHRU), 2 IR à 5% durant 4 mois (Proteor), 1 IR à 5% durant 4 mois (Ortho Europ), 2 MD à 5% durant 4 mois (DRSMNP).

Sous-projet 6 : Développement informatique du pré-prototype logiciel (Durée 5 mois)

Ce sous-projet est sous la responsabilité du LAMIH et consiste dans le développement informatique du pré-prototype logiciel qui comprendra 6 modules (Analyse tridimensionnelle, coût énergétique, perception de l'effort, adéquation technologie/utilisation, évaluation clinique & fonctionnalité lors des AVQ), réalisés sous la même architecture permettant une utilisation individuelle ou collective des modules selon les besoins de l'utilisateur et le matériel à sa disposition.

Le LAMIH sous-traitera le développement logiciel à Monsieur Hédoux, créateur d'entreprise, ayant lui-même obtenu une thèse en décembre 2004 à l'UVHC équipe Biomécanique du LAMIH avec comme directeur de thèse Monsieur François-Xavier Lepoutre.

Moyens matériels et humains mise en oeuvre pour le sous-projet :

- Matériel informatique et bureautique (LAMIH).
- Un PU/PH à 5% durant 5 mois (CHRU), un PU à 5% durant 5 mois (LAMIH), un informaticien à 100% durant 5 mois (LAMIH), 1 ATER à 10% durant 2 mois, 1 MCF à 10% durant 4 mois (LAMIH), un étudiant en thèse de 3^e cycle à 10% durant 5 mois (LAMIH).

Au terme du présent projet, les partenaires envisagent la poursuite de celui-ci avec une phase de validation et une phase de développement industriel. Elles se feront dans le cadre d'une demande d'aide à l'innovation auprès de l'ANVAR déposée cette fois par la société de Monsieur Hédoux. Cette demande d'aide sera composée de deux sous-projets (1 et 2).

Sous-projet 1 ? : Evaluation *in situ* du pré-prototype logiciel (Durée 10 mois)

Ce sous-projet serait sous la responsabilité du LAMIH. Il consiste en l'expérimentation du pré-prototype logiciel en pratique clinique courante au SMPRF du CHRU de Lille.

Moyens matériels et humains mis en oeuvre pour le sous-projet :

- Le système d'analyse tridimensionnelle du mouvement humain dans sa salle dédiée au CHRU de Lille. Matériel informatique et bureautique.
- Un PU/PH à 5% durant 10 mois (CHRU). Un médecin de MPR vacataire à 5% durant 10 mois. Un informaticien à 10% durant 5 mois (LAMIH).

Sous-projet 2 : Finalisation du prototype logiciel (Durée 6 mois)

Ce sous-projet consisterait en la finalisation du pré prototype expérimenté au CHRU de Lille et la réalisation du prototype final du logiciel ainsi que de l'environnement physique d'évaluation du sujet.

Moyens matériels et humains mise en oeuvre pour le sous-projet :

- Le système d'analyse tridimensionnelle du mouvement humain du LAMIH. Matériel informatique et bureautique.
- Un PU/PH à 5% durant 6 mois (CHRU), un PU à 5% durant 6 mois (LAMIH), un informaticien à 50% durant 6 mois (LAMIH), un MCF à 10% durant 6 mois, un étudiant en thèse de 3^e cycle à 10% durant 6 mois (LAMIH), 2 IR à 5% durant 4 mois (Proteor), 1 IR à 5% durant 4 mois (Ortho Europ), 2 MD à 5% durant 4 mois (DRSMNP).

Annexe 5 : Projet 2, Revue de littérature et réflexion préliminaires sur les sous-projets.

1. Revue de littérature

La problématique du vieillissement et de la chute...

L'âge est associé au déclin des fonctions sensorielles, de la sensibilité à la douleur, de la force musculaire des membres, du pattern de marche et peut être associé à l'instabilité posturale et aux chutes (Sudarsky, 1990 ; Wolfson, 1997). En effet, un des effets du vieillissement sur la locomotion est la chute. Sa prévalence (rapport du nombre de cas d'un trouble morbide à l'effectif total d'une population, sans distinction entre les cas nouveaux et les cas anciens, à un moment ou pendant une période donnée) en gériatrie peut atteindre 50 % des sujets de plus de 80 ans (Prudham et al. 1981). Vingt à 30% des sujets âgés sains, vivant en autonomie, chutent dans l'année et environ 25% de ces chutes entraînent des pathologies sérieuses (Tinetti et al. 1988). Aux Etats-Unis par exemple, c'est près de 200.000 fractures du col du fémur par an imputables aux chutes chez la personne âgée (Sudarsky, 1990) et plus de 8.000 décès (Nevitt, 1990). Cet événement « chute » s'associe chez la personne âgée à une morbidité et une mortalité élevée (Wild et al. 1981 ; Keene et al. 1993 ; Dargent-Molina et al. 1995) et à une accélération du processus de dépendance (Vellas et al. 1995 ; Allard et al. 1995). Pour Baker & Harvey (1985), la chute est la 6^e cause de décès dès plus de 65 ans toutes causes confondues et la 1^{er} cause de pathologie. Parmi ces pathologies non intentionnelles entraînant un décès, la chute est également la 1^{er} cause de mortalité (Sattin et al. 1992). Le taux de mortalité due à la chute est cependant très différent en fonction de l'âge, du sexe et de l'origine ethnique (Figure 12) qui semble ainsi confirmer l'origine multifactorielle de la chute (Sheldon, 1960 ; Hindmarsh & Harvey Estes, 1989).

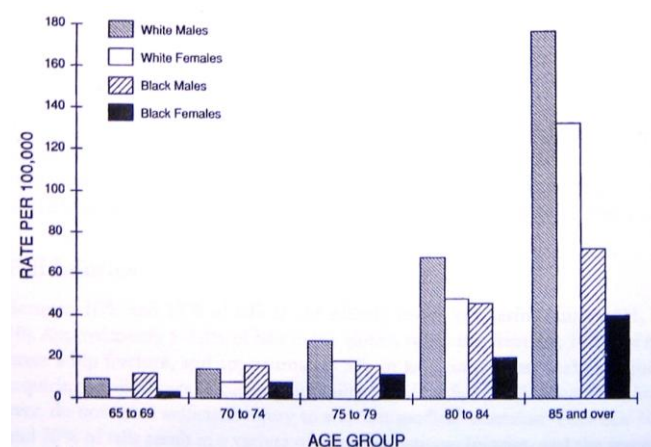


Figure 12 : Taux de mortalité liés directement à la chute pour 100.000 personnes aux Etats-Unis (d'après Nevitt, 1990)

Le risque et les conséquences de la chute diffèrent d'un sujet âgé à l'autre en raison d'une grande hétérogénéité de leur état de santé. On peut distinguer au moins trois catégories de sujets, selon Cornillon et al. (2002) : i) les «vigoureux» en bonne santé, indépendants, bien intégrés socialement (Blanc et al. 2000), ii) les «malades» en mauvais état de santé en raison d'une poly pathologie chronique évoluée génératrice de handicap et d'un isolement social, iii) les « fragiles » à l'état de santé intermédiaire (Rockwood et al. 1999 ; Gonthier, 2000 ; Winograd et al. 2000), avec des limitations fonctionnelles, une baisse des capacités d'adaptation et à risque de basculer dans la catégorie des malades. L'évaluation de la marche et de l'équilibre du sujet âgé est l'un des moyens utilisés pour apprécier le risque de chute (Lundin-olsson 1994 ; Favier 1998, Kemoun 1999, 2002). Elle représente le premier temps incontournable de la prise en charge d'un trouble de la locomotion. Il existe actuellement des tests cliniques (Lafont et al. 1999) tels que le test de Tinetti (1986 et 1986a) ou le minimotortest (Gaudet et al. 1990) adaptés aux sujets âgés dits fragiles et malades. Par contre chez le sujet actif leur utilisation est moins pertinente.

Etude de la posture orthostatique et prévention de la chute

L'analyse de la littérature concernant la posture des sujets âgés laisse apparaître des résultats parfois contradictoires. Maki et al. (1994) ont déterminé dans l'amplitude spontanée d'oscillation latérale un facteur prédictif de chute. Fernie et al. (1982) ont utilisé la vitesse d'oscillation qui apparaissait être plus élevée chez les chuteurs. Brocklehurst et al. (1982) n'ont pas retrouvé de corrélation entre le nombre de chutes dans l'année précédent l'examen et les oscillations. Kemoun & Blatt (1997), dans une étude prospective, ont relevé une tendance chez les chuteurs à moins osciller, avec des amplitudes plus faibles. Perennou et al. (1999) ont rapporté dans une étude comparant deux groupes de femmes âgées chuteuses et non-chuteuses des résultats similaires. En particulier, la densité du stabilogramme apparaissait plus importante chez les chuteurs, et la surface moins importante. Les sujets chuteurs avaient moins tendance à osciller, vraisemblablement par une hypervigilance musculaire (cocontractions) qui permettait de diminuer la mise en jeu des processus d'adaptation posturale sans doute déficitaires chez ces sujets. Baloh et al. (1998) ont évalué chez 72 personnes âgées les oscillations posturales par posturographie statique et dynamique. Ils ont trouvé une augmentation des oscillations chez les sujets normaux avec l'âge, une augmentation plus importante chez les sujets à l'équilibre perturbée. Ils n'ont pas trouvé de différence entre les amplitudes antéropostérieures et médiolaterales des oscillations. Enfin, les oscillations n'étaient pas plus importantes chez les chuteurs comparés aux non-chuteurs. Au total, les méthodologies employées restent souvent différentes, de même que les populations incluses.

Etude de la locomotion et prévention de la chute

Les désordres de marche chez la personne âgées sont très commune, mais il est cependant difficile d'établir la prévalence réelle du fait de l'absence de consensus sur la définition de désordre de marche chez la personne âgée et de la parfaite capacité à distinguer ce qui est imputable à l'âge de ce qui est imputable à une pathologie (Masdeu et al. 1997). Une définition fonctionnelle large de ces troubles de la marche inclue une lenteur, une instabilité, une mise en danger du sujet ou une inefficacité d'un point de vue ergonomique. En terme d'évaluation neurologique, Neuwman et al. (1960) observent sur 260 sujets une fréquence de 15% de désordres de marche chez les plus de 60 ans. Chez les plus de 80 ans c'est 25% de la population qui utilise une aide à la marche (Lundgren-Lindquist et al. 1983). Odenheimer et al. (1993) sur une cohorte de près de 500 sujets notent une démarche « pantouflarde », des hésitations lors des changements de direction et autres désordres de marche chez 14% de 65 ans, 29% des 75-84 ans et 49% des plus de 85 ans. Ces chiffres sont d'autant plus importants qu'ils correspondent à une population « tout venant » et sont donc forcément plus élevés pour les sujets en centres spécialisés.

En ce qui concerne la relation entre locomotion et prévention de la chute, certaines études (Costes-Salon et al. 1995 ; Lundin-Olsson et al. 1997) ont montré qu'une diminution de la hauteur du pas en relation avec une réduction de la dorsiflexion de la cheville était prédictive de chute. De même, la variabilité du pas (Hausdorff *et al.* 1997 et 2001 ; Maki 1997) et des instabilités antéro-postérieures et médiolatérales (Chou 2003) semblent prédictives de chute. Cette variabilité et ces instabilités, indécélables lors de l'examen clinique, nécessitent le recours aux mesures instrumentales. La vitesse de marche, indicateur indirecte de la stabilité, est significativement différente entre les personnes très âgées chuteuses et les non-chuteuses (Tinetti et al. 1986 ; Woollacott et al. 1986 ; Robbins 1989 ; Sudarsky et al. 1990 ; Makki 1997). La diminution de vitesse est corrélée à la diminution de la longueur du cycle, mais également à l'augmentation du temps du cycle (Makki 1997 ; Robbins 1989) ce qui contribue à l'augmentation des chutes chez les seniors (Campbell et al. 1989 ; Dunn et al. 1992 ; Lipsitz et al. 1991). Stelmach et al. (1990) et Geurts et al. (1991) ont suggéré que les désordres de marche dus aux maladies ou au vieillissement peuvent induire une augmentation de la demande attentionnelle pour maintenir la stabilité afin de ne pas chuter. Ainsi, certains auteurs (Geurts et al. 1991 ; Lajoie et al. 1993 ; Lundin-Olsson et al. 1997) ont montré, qu'en condition de double tâche, la stabilité posturale peut être affectée par la réalisation d'une tâche cognitive concurrente. À l'inverse, ces auteurs ont également montré que la prédiction des chutes, grâce au test « get up and go », n'est pas meilleure en condition de double tâche chez des personnes âgées en moyenne de 83 ans. Cependant, ceci pourrait s'expliquer en partie par le fait que ces sujets présentaient déjà des problèmes d'équilibre et des chutes à répétition. Ainsi, les résultats en simple tâche exprimaient déjà des problèmes d'équilibre statique et dynamique (Lundin-Olsson et al. 1997). Toulotte et al. 2006,

sur une population de sujets actifs n'observent pas de différence significative sur les paramètres spatiotemporels de la marche à vitesse spontanée entre chuteurs et non-chuteurs. Par contre, ils observent une perturbation de ces mêmes paramètres en situation de double tâche (marche en tenant un verre d'eau à la main).

Evaluation cliniques et prevention de la chute

De très nombreux indices à base et tests cliniques ou de locomotion sont en relation avec le risque de chute du sujet âgé ou plus généralement avec les risques de présence de pathologie(s) entraînant potentiellement une augmentation des risques de chute tels que le test de Tinetti, l'appui monopodal... Parmi les plus connus, on peut citer par exemple :

- a. Mesures d'angles et de largeur du pas grâce à un logiciel qui automatise les mesures sur image (par exemple le logiciel Imapix® ou le système Gaitride®).
- b. Test des « dix mètres de marche : nombre de pas » (sujets jeunes allure rapide : 8-10 ; sujets âgés : 12-14 ; sujets pathologiques : 13-25).
- c. Test des « dix mètres de marche : chronométrage » (hommes : 5-10 s, moyenne 7,6 s ; femmes : 6-12 s, moyenne 8 s).
- d. Test « up & go chronométré », test d'équilibre, de pivotement et de rapidité (risque de chute si > 15 s)
- e. Durée de l'« appui unipodal » sans appui, test d'équilibre (trouble si < 5 sec)
- f. Test de « Tinetti », 13 items pour l'équilibre et 9 items pour la marche :
 - Initiation de la marche, marche en ligne et virage,
 - Hauteur, longueur, largeur, symétrie et régularité du pas,
 - Stabilité du tronc (anomalies = risque de chute)
- g. Test des « six minutes de marche », test d'endurance à l'effort

Hommes : distance en mètres parcourue en 6 minutes : $[7,57 \times \text{taille (cm)}] - [5,02 \times \text{âge}] - [1,76 \times \text{poids (kg)}] - 309$

Limite inférieure de la normale : distance calculée, 153 mètres

Femmes : distance en mètres parcourue en 6 minutes : $[2,11 \times \text{taille (cm)}] - [2,29 \times \text{poids (kg)}] - [5,78 \times \text{âge}] + 667$

Limite inférieure de la normale : distance calculée 139 mètres

- h. « Vitesse de marche confortable » hommes 60-69 ans : 1,59 m/s \pm 0,24 ; femmes 60-69 ans : 1,44 m/s \pm 0,25 ; hommes 70-79 ans : 1,38 m/s \pm 0,23 ; femmes 70-79 ans : 1,21 m/s \pm 0,26).
- i. « Stop walking when talking » poser une question à une personne âgée en train de marcher, si elle doit s'arrêter pour répondre à la question, ou ralentir significativement sa marche, risque de chute important.

Y a-t-il un intérêt à combiner ces trois éléments dans le cadre de la prévention de la chute ?

Les études utilisant l'A3D détaillée du mouvement humain et des tests cliniques en relation avec la chute sont relativement rares. La grande majorité des études ne se focalise que sur une ou deux situation(s) de marche et/ou de posture orthostatique (marche spontanée et/ou posture orthostatique libre le plus souvent) et/ou de tests cliniques. Ces études sont essentiellement descriptives, détaillant, par exemple, les paramètres cinématiques et cinétiques du mouvement (*Judge et al., 1996 ; Kerrigan et al., 1998 ; De Vitta et Hortobagyi, 2000 ; Kerrigan et al., 2000 ; Kerrigan et al., 2001 ; Grabiner et al., 2001*).

L'analyse globale de la littérature semble pourtant encourageante au regard des travaux antérieurs et de l'étiopathogénie. Sur la base de données cliniques et surtout du facteur chute antérieure, la capacité de prédiction de la chute est bien réelle mais avec une fiabilité très variable selon les études et les caractéristiques des populations considérées.

Cette variabilité peut aussi s'expliquer, par la méthodologie utilisée qui considère le plus souvent, un seul groupe de chuteur, ou utilise le principe des droites de régression. Pourtant, l'origine des chutes chez la personne âgée est réellement multifactorielle avec à la fois des causes extrinsèques et intrinsèques qui s'installent progressivement (*Sheldon, 1960 ; Hindmarsh et Harvey Estes, 1989*). Il semblerait donc « plus logique » d'utiliser des méthodes types : classification hiérarchique ascendante, études à base de règles, études à base de cas ou encore ECD. Ces méthodes sont bien maîtrisées par l'équipe Biomécanique du LAMIH puisqu'elles ont été redéveloppées ou adaptées pour des cas cliniques concrets au cours de travaux de thèse de doctorat sur la marche du sujet hémiparétique, l'évaluation de la fonctionnalité du membre supérieur, l'aide à la décision en chirurgie opératoire de la scoliose ou encore la marche digitigrade [Respectivement *Watelain (1999), Roux (2002), Chusseau (1999), Armand (2005)*]. Cependant, d'autres méthodes peuvent aussi être utilisées notamment les systèmes à base de neurones qui ont déjà montré leur pertinence dans le cadre de l'analyse du mouvement humain (*Zwick et al. 2004*).

D'un point de vue pratique, la majorité des travaux relatifs à la prédiction de la chute utilise justement le facteur chute antérieure, très puissant pour définir les risques de chutes à venir ; Il est malheureusement parfois déjà trop tard pour le sujet... De même, ces études portent souvent sur les populations les plus âgées, pour lesquelles, la "prédiction" est la plus "facile" compte tenu de la fréquence de chutes. Cependant, c'est justement pour les populations n'ayant pas encore chuté et les "plus jeunes" que l'intérêt me semble grand ; mais que le déficit est aussi le plus difficile et la littérature la plus pauvre. En effet, les indicateurs prédictifs, ou signes infracliniques sont alors les plus minimes. C'est pourquoi, nous pensons que c'est avec une analyse de la locomotion et de la posture associées à de nombreux indicateurs cliniques connus pour être potentiellement prédictifs de chute que nous pourrions relever ce déficit. Nous connaissons bien cette population de sujets puisque nous avons déjà mené ou participé à plusieurs études la concernant (*Watelain et al. 2000 ; Watelain et al. 2001 ; Kemoun et al. 2002 ; Kemoun et al. 2004 ; Toulotte et al. 2006*). La partie suivante sera consacrée à l'organisation pratique du projet.

2. Description des sous-projets

L'ensemble du projet se découpe en 4 sous-projets d'une durée estimée entre 6 et 30 mois ([Tableau 11](#)). Cette partie se terminera par une [synthèse du travail de thésard au sein de ce projet](#).

Sous-projet	1 ^{er} année												2 ^e année												3 ^e année																	
	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10	11	12	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10	11	12	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10	11	12						
Mise en place	■																																									
Sp 1 A-C							■																																			
D												■																														
Sp 2 A-B							■																																			
C																																										
Sp 3 A-B							■																																			
C																																										
Sp 4																									■																	
Réd Th																																					■					

Tableau 11 : Echancier prévisionnel du projet 2. Sp = Sous-projet ; Réd Th = Rédaction de la thèse

Sous-projet 1 : Mesures et suivi cliniques (30 mois : 6 mois de mesures et 24 mois de suivi)

Ce sous-projet est sous la coordination du SMPR du CHRU de Lille. Il se découpe en 4 phases sur deux périodes. Une première période de 6 mois de mesure et une seconde période de 24 mois de suivi. Les quatre phases sont : la [sélection des patients](#), l'[examen clinique quantitatif complet](#), suivi de la [réalisation et de la passation d'un test global](#) à visée prédictive et le [suivi longitudinal](#) sur 24 mois.

A . Sélection de la population : La population sera constituée de 75 sujets sains, non chuteur, entre 60 et 75 ans (25 sujets par tranche de cinq ans). Compte tenu du nombre moyen de nouveau cas par an pour cette tranche d'âge, on peut s'attendre à avoir environ 15 cas de chute sur les deux ans soit 5 par site. Notre population sera sélectionnée parmi les patients en contact avec les trois partenaires médicaux du projet essentiellement sur les critères d'absence :

- de troubles neurologiques, cardio-pulmonaires, locomoteurs, psychologiques et psychiatriques pouvant favoriser les chutes ou perturber significativement la locomotion,
- de chute idiopathique non expliquée dans les cinq ans qui ont précédés,
- de traitement médicamenteux pouvant favoriser la chute,
- d'altération globale des fonctions supérieures,
- d'inactivité connue ou à l'inverse de pratique physique ou sportive intensive.

La capacité du patient à marcher 5 minutes consécutives sur un tapis roulant à sa vitesse spontanée sans présenter de signes de fatigue excessive sera également un critère de sélection. Ces examens de sélection seront précédés d'une information éclairée et de la signature d'un consentement éclairée à la participation de l'étude sans bénéfice direct pour le patient.

Cette partie du projet sera réalisée par les trois collaborateurs médicaux de chaque structure partenaire.

B. Un examen clinique quantitatif complet sera ensuite réalisé par un médecin spécialisé en gériatrie et en médecine physique avec une approche : Neurologique, orthopédique, visuelle (acuité et capacité de poursuite visuelle), cardio-pulmonaire dont tension artérielle (repos et position debout), audiométrie, temps de réaction, force musculaire des principaux groupes (notamment flexion/extension Main/tronc/hanche/genou/cheville), mobilités articulaires (notamment flexion/extension cou/tronc/hanche/genou/cheville), proprioception (notamment rachis cervical, lombaire, voûte plantaire). L'ensemble de ses éléments est en effet connu pour ses relations avec la chute chez la personne âgée.

C. Test clinique global regroupant les items des tests reconnus pour leurs liens potentiels avec la chute. Pour cela, l'optique est de réaliser un test général à partir de la synthèse des items des tests suivants, reconnus pour leurs liens avec la chute chez la personne âgée, même si certains sont spécifiques de l'évaluation d'un autre paramètre comme la dépression pour le GDS :

- The 30-item Geriatric Depression Scale (GDS)
- The Activities-specific Balance Confidence (ABC) [Lui-Ambrose et al. 2004]
- The Aggregate functional performance time (AFPT, seconds)
- The Barthel index (BI)
- The Bending Down Test (BDT)
- The Boston Naming Test (BNT)
- The Clinical Balance Assessment Scale (CBAS)
- The dépression subscale of the Symptom Checklist (SCL90)
- The Double Task Test (DTT)
- The Functional Reach Test (FRT)
- The Get-Up and Go Test (GUGT)
- The Hoehn et Yahr (HY)
- The Mini Mental Score (MMS)
- The Mini Mental State Examination (MMSE) [Folten et al. 1975, Grace et al. 1995]
- The Mini Motor Test (MMT) (Gaudet et al. 1990)
- The Multiple Tasks Test (MTT)
- The Postural Sway Test (PST)
- The Romberg Test (RT)
- The Self-reported Fear of Falling (SRFF)
- The Sickness Impact Profile (SIP68)
- The Tinetti Balance and Mobility Scale (TBMS) [Tinetti 1986 et 1986a]
- The Tinetti gait and balance score (TGBS) [Tinetti 1986 et 1986a]
- The Trendelenburg Test (TT)
- The Unified Parkinson's Disease Rating Scale (UPDRS) [Falm 1982]
- The Stop walking when talking test (Lundin-Olsson G, 1994)

Il sera réalisé par les mêmes médecins spécialisés en gériatrie et en médecine physique que pour la partie C.

D. Suivi longitudinal : A la suite de ce large recueil de données évaluées à environ une ½ journée par personne, un suivi longitudinal sur 2 ans sera réalisé par téléphone avec une fréquence trimestrielle afin d'évaluer la survenue de chutes et leurs circonstances ainsi que d'éventuelles autres pathologies aux conséquences locomotrices ([voir 1.3.1.](#)

[problématique](#)). A un an et deux ans de suivi, une visite médicale sera réalisée. Ce suivi sera réalisé par les trois partenaires du projet de chacune des structures partenaires.

En croisant le suivi longitudinal (chute ou non dans les deux ans qui suivent par intervalles de 6 mois) et les données cliniques recueillies, un premier travail d'ECD et de mise en relation de données sera réalisé avec pour objet d'essayer de prédire la chute sur la base unique de ces données cliniques.

Moyens matériels et humains mis en oeuvre pour le sous-projet :

- Utilisation du matériels spécifiques d'évaluation fonctionnelle (plan incliné, marche, système de sécurisation du patient... : CHRU et hôpital de Le Quesnoy), un local d'examen clinique (CHRU et hôpital de Le Quesnoy), du petit matériel consommable nécessaire aux examens cliniques et fonctionnels (CHRU et hôpital de Le Quesnoy). Matériels informatique et bureautique (CHRU et hôpital de Le Quesnoy).
- 2 PU/PH 5% durant 30 mois (CHRU : Sélection des patients et suivi), 1 MD/PH 5% durant 30 mois (hôpital de Le Quesnoy : Sélection des patients et suivi), trois médecins vacataires expérimentés pour l'ensemble des examens cliniques (examens cliniques), 1 MCF ou 1 PU durant 30 mois 5% (encadrement de l'étudiant en thèse), un thésard 30 % durant 6 mois, 1 IR à 5% durant 12 mois (LC).

Sous-projet 2 : Mesures posturographiques (8 mois)

Ce sous-projet est sous la responsabilité du SMPR du CHRU de Poitiers. Il se découpe en deux phases. Une première de [posturographie avec A3D](#) en position orthostatique libre et une seconde d'[isolation des entrées sensorielles](#).

A. Posturographie libre avec A3D

Cette partie du projet comprend des mesures posturographiques sur plateforme de force avec une A3D corps entier. La posturographie est en position libre durant une période de 60 sec. L'A3D se réalise avec un set de marqueurs permettant de recalculer la position dans l'espace et les déplacements de tous les segments corporels. De même, des mesures électromyographiques 24 voies seront réalisées. Elle permettront une investigation de la flexion /extension de la cheville, du genou, de la hanche et du tronc, de l'abduction/adduction de hanche, l'inclinaison latérale du tronc et de la tête et la flexion / extension du cou. Elle a pour objet d'étudier les stratégies posturales mais aussi les stratégies de coordination permettant de maintenir l'équilibre du sujet tout comme l'équilibre en lui-même. En effet, pour une même posture une multitude de stratégie ou coordination intermusculaire est

possible et pourrait être plus prédictive que les paramètres externes mesurés par la plateforme de forces.

B. Posturographie clinique avec isolation des entrées sensorielles.

Cette partie du projet comprend des mesures posturographiques permettant d'isoler d'éventuels déficits d'organisation sensorielle. Pour palier la redondance des informations issues des différentes entrées sensorielles une combinaison de postures sous contraintes permet d'éviter la compensation d'une voie déficitaire par un ou plusieurs autres. Pour cela six conditions sont définies par (Fregly 1974 ; Nashner 1982 ; Nashner 1997) permettant d'isoler la contribution des voies visuelles, vestibulaires et somatosensorielles au maintien de l'équilibre. Le test permet également d'estimer la capacité des sujets à sélectionner les informations sensorielles qui permettront l'efficacité fonctionnelle dans des conditions variées et relativement inhabituelles. Les six conditions associent les paramètres conditions visuelles (fixité du regard / yeux fermés / référentiel en mouvement) et conditions du support podal (fixe / en mouvement) [Figure 13].







		VISUAL CONDITION		
		FIXED	EYES CLOSED	SWAY-REFERENCED
SUPPORT CONDITION	FIXED	1 	2 	3 
	SWAY-REFERENCED	4 	5 	6 

Figure 13 : Les six conditions d'organisation sensorielle testée (Fregly 1974 ; Nashner 1982 ; Nashner 1997).

C. Traitement des données.

Le recueil des données en lui-même n'est pas extrêmement long en temps d'expérimentation (environ une ½ journée par sujet) mais il est très dépendant du recrutement des sujets qui lui peut être long. Par contre, le traitement des données ne se fera pas en temps réel d'où la période de deux mois supplémentaires attribuée aux traitements après la campagne de mesure, du fait de la grande quantité d'informations recueillies et de l'origine multisite de celles-ci.

En croisant le suivi longitudinal (chute ou non dans les deux ans qui suivent par tranche de 6 mois) et les données posturographiques recueillies, un second travail d'ECD et

de mise en relation de données sera réalisé avec pour objet d'essayer de prédire la chute sur la base unique de ces données posturographiques et d'effets des entrées sensorielles sollicitées.

Moyens matériels et humains mis en oeuvre pour le sous-projet :

- Les systèmes d'analyse tridimensionnelle du mouvement humain dans leur salle dédiée, les cages de posturographie dynamique, le petit matériel consommable nécessaire aux mesures cinématiques et EMG. Matériels informatique et bureautique pour les CHRU et le LAMIH.
- 1 PU à 5% durant 8 mois (LAMIH), 2 PU/PH à 5% durant 8 mois (CHRU), un thésard à 40% durant 8 mois (LAMIH), 1 MCF à 10% durant 8 mois (LAMIH), un MD/PH à 10% durant 8 mois (CHRU), 3 IR à 5% durant 8 mois (LAMIH, CHRU & LC).

Sous-projet 3 : Mesures locomotrices (8 mois)

Ce sous-projet est sous la coordination du LAMIH. Il est composé d'une série de 6 expérimentations, regroupées en deux phases, portant sur la locomotion dans des situations variées. La stratégie d'investigation de la locomotion de ce sous-projet est celle décrite dans l'[optique 1](#) des perspectives ([voir 1.4.1.](#)). Elle a pour objet de privilégier l'investigation du contrôle de la locomotion par des situations locomotrices variées sollicitant ou permettant l'investigation plus spécifique de tel ou tel niveau du contrôle de la locomotion (confère [Figure 4a](#)) ; et par la même, la mise en évidence potentielle de signe(s) infraclinique(s) quelle que soit la localisation de l'origine possible des troubles (en supposant qu'ils soient issus du contrôle de la locomotion...).

A. Locomotion naturelle à vitesse spontanée.

Une première mesure de la vitesse de marche spontanée sur terrain plat, avec utilisation de cellules photoélectriques pour déterminer la vitesse de marche spontanée, lancée, sur 5 m, avant la pose des marqueurs. Ensuite le sujet est équipé d'un 'set' de marqueurs et d'électrodes EMG. Une première situation consiste en dix mesures successives de locomotion spontanée en situation naturelle.

B. Marche sécurisée sur tapis roulant.

Dans un deuxième temps, le sujet est équipé d'un harnais de sécurité, et évolue sur un tapis roulant dans chacune des cinq situations après une période de familiarisation avec la locomotion sur tapis roulant. Pour chaque situation, le sujet marche deux minutes avec acquisition de 30 secondes consécutives afin de pouvoir étudier la variabilité de la locomotion après une période de familiarisation, en plus de l'effet imposé par la situation. Une période de récupération de 5 min entre chaque situation est proposée aux sujets.

Les cinq situations locomotrices sont les suivantes :

- La situation de "[marche décisionnelle](#)" sera investie par une tâche locomotrice sur tapis roulant sur lequel des bandes transversales de couleurs différentes apparaîtront à intervalles réguliers. Le sujet aura, au cours de sa locomotion, des consignes à intervalles réguliers (toutes les 10 secondes) de ne marcher que sur telle couleur, ou au contraire d'éviter telle ou telle couleur.
- La situation de "[marche planifiée](#)" sera investie par une tâche locomotrice sur tapis roulant où le sujet devra marcher sur, ou entre, des lattes ou des bandes placées transversalement ou encore sur une (deux) ligne(s) placée(s) longitudinalement.
- La situation de "[marche programmée](#)" sera investie par une tâche locomotrice où le sujet devra marcher à plus et moins 20% de sa vitesse spontanée pendant une minute (enregistrement entre 30 sec et 1 min et entre 1 min 30 et 2 min).
- La situation de "[marche autonome](#)" sera investie par une tâche locomotrice où le sujet devra se déplacer à sa vitesse spontanée mais cette fois sur tapis roulant.
- La situation de "[marche réflexe](#)" sera investie par une tâche locomotrice où le sujet percute un obstacle (trebuchement (Pijnappels et al. 2001) Pour cela un boîte souple d'environ 1 kg, de 10 cm de hauteur et de profondeur sur 20 cm de large sera placée sur le tapis, cachée de la vue du sujet par un système de planche et sans l'en avertir au préalable. Quatre situations successives de percussion de la boîte (deux pour le pieds droit/deux pour le pied gauche) seront réalisées. L'enregistrement se réalisera entre la fin de la 1^{er} et de la 2^e minutes, soit une "percussion" par période de 15 sec en moyenne.

C. Traitement des données.

Le recueil des données en lui-même n'est pas extrêmement long en temps d'expérimentation (environ une demi journée par sujet) mais il est très dépendant du recrutement des sujets, qui lui peut être long. Par contre, le traitement des données ne se fera pas en temps réel d'où la période de deux mois supplémentaires attribuée aux traitements après la campagne de mesure, du fait de la grande quantité d'informations recueillies et de l'origine multisite de celles-ci.

En croisant le suivi longitudinal (chute ou non dans les deux ans qui suivent par période de 6 mois) et les données locomotrices recueillies, un troisième travail d'ECD et de mise en relation de données sera réalisé avec pour objet d'essayer de prédire la chute sur la base unique des données de locomotion.

Moyens matériels et humains mis en oeuvre pour le sous-projet :

- Les systèmes d'analyse tridimensionnelle du mouvement humain dans leur salle dédiée, le petit matériel consommable nécessaire aux mesures cinématiques et EMG. Matériel informatique et bureautique pour les CHRU et le LAMIH.
- 1 PU à 5% durant 8 mois (LAMIH), 2 PU/PH à 5% durant 8 mois (CHRU), un thésard à 40% durant 8 mois (LAMIH), 1 MCF à 10% durant 8 mois (LAMIH), un MD/PH à 10% durant 8 mois (CHRU), 4 IR à 5% durant 8 mois (LAMIH, CHRU & LC).

Sous-projet 4 : Identification, classification, ECD et mise en relation de données (16 mois)

Ce sous-projet est sous la coordination du Laboratoire de Cinésiologie. Il a pour objet de réaliser une synthèse des données recueillies et de réaliser le travail d'ECD, de sélection, de hiérarchisation, de mise en relation de données et de classification permettant d'essayer de prédire la chute aux différentes périodes (6 mois, 12 mois, 18 mois et 24 mois).

Plusieurs approches multifactorielles seront testées, combinées et optimisées afin de déterminer la plus pertinente. Parmi celles-ci :

- a. les méthodes de classification hiérarchique ascendante telles que le 'cluster analysis' de la méthode de *Ward (1966)*,
 - b. les méthodes de classification à base de règles (*Roux, 2002*),
 - c. les méthodes de classification à base de cas (*Chusseau, 1999*),
 - d. les méthodes à base d'arbres de décision (*Armand, 2005*),
 - e. les systèmes à base de réseaux de neurones (*Zwick et al. 2004*),
- ...

Moyens matériels et humains mis en oeuvre pour le sous-projet :

- Matériels informatique et bureautique pour le LC & LAMIH.
- 1 PU à 5% durant 16 mois (LAMIH), 2 PU/PH à 5% durant 16 mois (CHRU), un thésard à 60% durant 16 mois (LAMIH), 1 MCF à 10% durant 12 mois (LAMIH), 1 IR à 15% durant 16 mois (LC).

Récapitulatif de la répartition du travail de thèse durant les trois ans et des publications envisagées

A. Répartition du travail sur les trois ans

Travail	Durée en mois Eq. Temps Plein
Bibliographie, CCPPRB, assurance, matériels, pré expérimentations...	6 mois
SP 1	1,8 mois (6 mois)
SP 2	3,2 mois (8 mois)
SP 3	3,2 mois (8 mois)
Sp 4	9,6 mois (sur 16 mois)
Enseignement, participation à des congrès, rédaction de communications et d'articles...	7,6 mois
Rédaction de la thèse	5 mois
Total	36 mois

Tableau 12 : Répartition du travail du thésard sur les 3 ans

B. Publications envisagées

L'organisation du projet permet d'envisager l'écriture de quatre articles (un par sous-projet) dont deux (sous-[projet 2](#) et [3](#)) peuvent être attendus dans la durée de la thèse permettant d'assurer la qualification du candidat aux fonctions de maître de conférences. Un article relatif au [sous-projet 4](#) est envisageable au stade de la soumission durant la période de la thèse. Enfin, un article sur le [sous-projet 1](#) pourrait être réalisé dans l'année qui suit la thèse.

Annexe 6 : Projet 3, Revue de littérature et réflexion préliminaires sur les sous-projets.

1. Revue de littérature

La revue de littérature sera présentée en trois parties qui reprennent successivement les [effets de la grossesse sur l'appareil locomoteur](#), l'[activité physique peripartum](#), les [effets de la grossesse sur la locomotion et la posture](#).

Grossesse, Troubles Musculo squelettiques (TMS) et fonction locomotrice

La maternité concerne la majeure partie des femmes à un ou plusieurs moments de leur existence. Celle(s)-ci entraîne(nt) des modifications physiologiques, morphologiques et psychologiques permettant la conception de l'enfant. La prise de poids, parfois importante rapportée au poids de corps initial, entraîne des modifications conséquentes de l'appareil locomoteur (articulation, os, muscle...) dont la réversibilité n'a pas été systématiquement étudiée.

Les effets de la grossesse sur l'appareil locomoteur ont déjà été abordés sous différents aspects tels que l'étude des pressions au sol lors de la marche (Nyska et al. 1997), lors de la locomotion avec ou sans port de charge (Golomer et al. 1991) ou encore l'effet de la grossesse sur la laxité articulaire (Dumas et al. 1998). De même, les effets sur la posture ont eux aussi été étudiés (Snijders et al. 1976 ; Bullock et al. 1987 ; Moore et al. 1988). Très peu d'études se sont intéressées au retour à une marche « normale » de la femme après une grossesse. Dans ces rares travaux, les mesures n'ont pas été faites avant la grossesse mais seulement pendant et dans un faible laps de temps après (Foti et al. 2000).

De plus, la lombalgie, plus généralement les douleurs de dos et de jambes sont courantes pendant la grossesse et ne disparaissent pas toujours après celle-ci, voire même, ne se manifestent qu'à posteriori. Environ 50% des femmes enceintes présentent des douleurs au niveau du pelvis et/ou du bas du dos (Fast et al. 1987 ; Berg et al. 1988) qui peuvent persister ou même augmenter après la délivrance (Mens et al. 1996). La marche et la posture debout ne peuvent pas être totalement évitées et restent encore bien souvent la principale activité physique réalisée par les femmes enceintes. L'activité physique et/ou le sport pratiqué de façon raisonnée, sont connus comme des facteurs permettant de mieux appréhender les AVQ et les événements importants de la vie. La diminution de la condition physique suite à la grossesse est empiriquement connue comme limitée chez les femmes sportives ; pour une même dégradation, partant d'un potentiel initial plus important, les sportives ne peuvent qu'être "avantagées".

On peut ainsi considérer que l'étude de la marche et de la posture debout pourrait permettre d'identifier des mécanismes d'adaptation qui pourraient être, au moins en partie, à l'origine de douleurs. En parallèle, la comparaison de deux sous-populations (sportive ou

non), permettra de quantifier les bénéfices éventuels de la pratique physique et du sport ainsi que d'un conditionnement spécifique.

Activité physique et grossesse...

En France, l'activité physique peripartum n'est pas encore courante et un certain tabou règne encore sur ce sujet autour de la grossesse. Pourtant de nombreuses études montrent l'intérêt de l'activité physique durant la grossesse. Au Canada, par exemple, il existe des directives cliniques en ce sens conjointes entre les comités de cliniciens obstétriciens et les comités de physiologie de l'exercice telle que celle de 2003 (Davis et al. 2003). Dans cette dernière, on y retrouve notamment les recommandations suivantes :

- « Il faut inciter les femmes ne présentant pas de contre-indication à inclure des exercices de conditionnement aérobic et musculaire à leur mode de vie pendant leur grossesse,
- L'objectif de l'entraînement aérobic durant la grossesse devrait être de maintenir un niveau raisonnable de bonne forme physique pendant cette période, sans chercher à atteindre des sommets ni à s'entraîner pour des compétitions sportives,
- Les femmes enceintes devraient choisir des activités au cours desquelles elles risquent le moins de perdre l'équilibre ou de causer un traumatisme au fœtus,
- Il faut informer les femmes que l'exercice ne fait pas augmenter le risque d'issues de grossesse et néonatales indésirables,
- Les exercices du plancher pelvien, commencés peu de temps après l'accouchement, pourraient réduire le risque futur d'incontinence urinaire,
- Il faut informer les femmes que l'exercice physique modéré pendant la lactation n'affecte pas la quantité ou la composition du lait ni la croissance de l'enfant. »

A l'inverse le manque d'exercice physique pendant la grossesse peut entraîner : le déclin de la forme musculaire et cardiovasculaire, un gain pondéral maternel excessif, un risque accru de diabète gestationnel ou d'hypertension artérielle provoquée par la grossesse, l'apparition de varice et de thrombose veineuse profonde, une incidence plus élevée de problèmes physiques notamment de dyspnée ou de douleur lombaires et une adaptation psychologique défavorable aux changements physiques qu'entraîne la grossesse... (Wolfe & Mottola, 2000 ; Noren et al 2002 ; Davies et al 2003). Des programmes et des guides de recommandation sur la pratique physique durant et après la grossesse sont même disponibles dans la littérature avec des mises en ligne depuis plusieurs années sur internet (Kochann-Vintinner 1999 ; Schuurman et al. 1998).

Posture locomotion et grossesse

Les effets de la grossesse sur la posture ont eux aussi été étudiés (Snijders et al. 1976 ; Bullock et al. 1987 ; Moore et al. 1988). Cependant les résultats de la littérature sont relativement rares et parfois contradictoires. Ainsi, Hainline et al. (1994) observent un

déplacement vers l'avant du centre de masse alors que Dumas et al. (1995) n'en observent pas et qu'un déplacement vers l'arrière est observé par Golomer et al. (1991). De même, une augmentation de la lordose lombaire est observée par Franklin & Connner-Kerr. (1998) alors qu'Ostgaard et al. 1993 n'en observent pas et que Snijders et al (1967) observent une diminution. Tout ceci amène, Wu et al. (2004) à suggérer qu'il existe une large variabilité interindividuelle et que chaque femme s'adapte à sa façon aux diverses modifications engendrées par la grossesse.

Les principaux effets de la grossesse sur la locomotion sont souvent résumés à une démarche 'dandinante' (Waddling gait) : une augmentation de la base de support, une augmentation de l'amplitude d'inclinaison et de rotation du bassin et de l'angle du pas (ou rotation externe du pied). Cependant, tous ces paramètres ne présentent pas de différence significative entre pendant et un an après la grossesse (Alvarez et al. 1988 ; Foti et al. 1998 et 2000 ; Bird et al. 1999). Il semble ainsi que la marche dandinante soit en partie un 'effet d'optique' suite aux modifications anthropométriques ou que la variabilité interindividuelle soit telle que des tendances de groupe ne se dégagent pas. Par contre, Foti et al. (1998 et 2000) montrent des différences en terme d'anté-retroversion du bassin, de flexion maximum de hanche, d'adduction moyenne en phase d'appuis, de durée du simple et double appuis, du moment maximum d'abduction de hanche, une diminution du moment de flexion plantaire. Ils observent à nouveau une large variabilité interindividuelle. La vitesse de marche est, elle aussi, parfois réduite durant la grossesse (Nagy & King (1983) mais parfois inchangée (Foti et al. 2000). Aucun changement de la longueur du pas ou du cycle n'est observé par (Foti et al. 2000 ou Taves et al. 1982). En conclusion, il semble que la marche de la femme enceinte soit « remarquablement » normale (Wu et al 2004) même si des adaptations et une grande variabilité interindividuelle peuvent être observées. L'aspect général semble seulement indiquer une marche « précautionneuse ». Il semble ainsi y avoir une multitude d'adaptations individuelles très subtiles qui devraient plutôt inciter à avoir des traitements multifactoriels des données.

2 Description des sous-projets

L'ensemble du projet se découpe en 3 sous-projets d'une durée estimée entre 28 et 36 mois ([Tableau 13](#)). A la différence des projets [1](#) & [2](#), l'ensemble des sous-projets est sous la coordination du LAMIH. Cette partie se terminera par une [synthèse du travail de thésard au sein de ce projet](#).

Sous-projet	1 ^{ère} année												2 ^e année												3 ^e année												4 ^e année						
	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10	11	12	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10	11	12	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10	11	12	1	2	3	4	5	6	
Mise en place	■																																										
Sp 1 Mes.																																											
Suivi																																											
Sp 2 Mes.																																											
Suivi																																											
Sp 3 Mes.																																											
Suivi																																											
Réd Th																																											

Tableau 13 : Echancier prévisionnel du projet 3. Sp = Sous-projet ; Réd Th = Rédaction de la thèse

Sous-projet 1 : Quelles sont les modifications engendrées par une à trois grossesses sur le pattern de marche ? (28 mois : 4 mois de mesures et 24 mois de suivi)

Ce sous-projet repose sur l'hypothèse que la grossesse altère ou modifie de façon significative et durable la locomotion humaine même sans l'apparition immédiate de douleur. Pour cela l'objet de ce sous-projet est d'étudier la locomotion et la posture orthostatique de femmes ayant ou n'ayant pas eu d'enfant(s) [1 à 3]. Chacun de ces deux sous-groupes étant lui-même subdivisé en deux groupes, un groupe de sportives, actives et un groupe de non sportives. A la suite des mesures, un suivi longitudinal sur deux ans sera réalisé afin de surveiller l'apparition de douleurs non expliquées. L'apparition de ces douleurs sera ensuite rapprocher des mesures. Dans un premier temps nous présenterons [des résultats d'une étude déjà réalisée sur ce thème](#) qui tend à confirmer le bien-fondé de notre hypothèse de départ. Dans un deuxième temps nous présenterons la chronologie envisagée pour ce sous-projet qui se découpe en 3 parties : la [sélection de la population](#), les [tests cliniques et suivi longitudinal](#), les [mesures biomécaniques](#).

Résultats préliminaires du sous-projet 1 ([Watelain et al. Soumis](#))

La locomotion de 24 femmes a été étudiée (12 ayant eu 1 à 3 enfants dont 6 sportives et actives et 6 non sportives et non actives appareillées par âge, poids, taille et niveau d'activité physique avec 12 femmes n'ayant pas eu d'enfant). Une étude cinématique et cinétique des principaux paramètres biomécaniques de la locomotion (Benedetti et al. 1998) ainsi que les valeurs maxima, minima et d'amplitudes de flexion/extension du tronc, du

coude, de l'épaule et de la tête, de rotation de la tête et des épaules par rapport au bassin, de l'abduction / adduction du bras, de l'inclinaison latérale du tronc et de la tête sont utilisés soit plus de 274 paramètres de marche... Chaque sujet a réalisé 10 passages consécutifs parmi lesquels les deux passages les plus proches de la valeur moyenne ont été conservés. Un premier travail de sélection de paramètres a été réalisé selon deux logiques : Une *a priori* c'est-à-dire sans utiliser la connaissance du nombre d'enfant(s) et une seconde *a posteriori* c'est-à-dire en comparant les deux groupes de sujets définis sur le paramètre avec ou sans enfant. La méthode des classifications hiérarchiques ascendantes est ensuite utilisée et permet de constituer des groupes sur le critère de similitude de l'ensemble des paramètres des sujets. L'utilisation unique des paramètres du membre inférieur, du membre supérieur ou l'ensemble des paramètres permet de constituer deux (approche *a posteriori*) ou trois groupes (approche *a priori*) [Figure 14](#). Dans l'approche membre inférieur comme dans l'approche partie supérieure, c'est seulement une dizaine de paramètres qui sont retenus. Il est également intéressant de constater que pour l'analyse *a priori* le groupe sans enfants (16 enregistrements comprend les 6 sportives; le groupe exclusivement de femmes avec enfants les 6 non-sportives ; à l'opposé l'un de l'autre sur le dendrogramme). Le paramètre activité physique semble ainsi également être discriminant. Cependant, si dans cette deuxième approche on ne distingue pas deux groupes mais trois groupes, l'ensemble des sujets ayant ou n'ayant pas eu d'enfants se retrouve du même côté du dendrogramme... D'autres approches statistiques sont en cours.

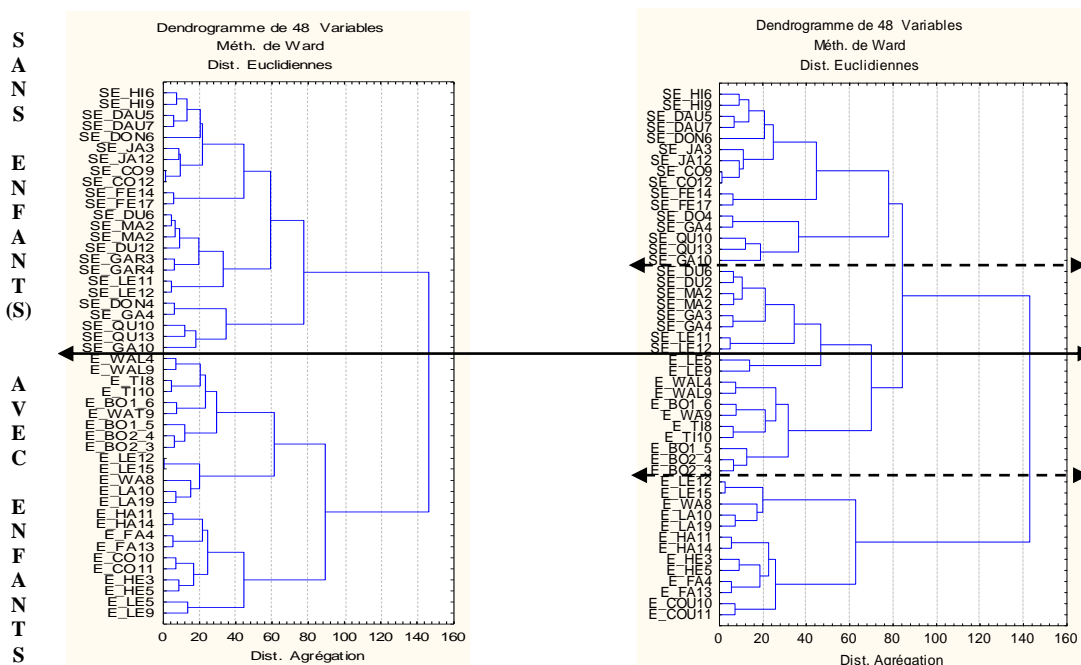


Figure 14 : Classification hiérarchique ascendante réalisée à partir des paramètres de marche sélectionnés pour les deux populations de femmes avec ('E_...') ou sans enfant ('SE_...'). A gauche à partir d'une analyse *a posteriori* et à droite à partir d'une analyse *a priori*.

D'autres approches statistiques du type de l'analyse discriminante des paramètres entre les deux groupes fait également ressortir un nombre réduit de paramètres discriminants (23 pour l'ensemble du corps). En utilisant ces mêmes paramètres au sein d'une classification a posteriori, on retrouve bien les 48 enregistrements de nos 24 sujets dans leurs deux groupes respectifs réalisés sur le critère « avec ou sans enfant » indistinctement du critère « sportive ou non ».

Ces résultats tendent ainsi à confirmer la différence significative de locomotion qu'il peut exister entre la marche spontanée de ces deux populations de femmes appariées qui ne se différencient que par le nombre d'enfant(s). En effet, il est possible de classer les deux groupes sur la base unique de leurs paramètres de marche...

A. Sélection de la population

La population sera constituée de femmes de 18 à 40 ans, prioritairement de 18 à 30 ans du fait de la difficulté à appairer les femmes ayant eu des enfants avec leur similaire sans enfant de plus de 30 ans. La population sera constituée de 40 femmes, 20 avec et 20 sans enfant, dont 10 sportives / actives et 10 non sportives / non actives. Les sujets seront sélectionnés après une visite médicale et un questionnaire indiquant l'absence de douleur au niveau de l'appareil locomoteur, de troubles neurologiques, cardio-pulmonaires, locomoteurs, psychologiques, psychiatriques ou de traitement médicamenteux pouvant modifier la locomotion. Après une information éclairée sur l'étude, sans bénéfice direct pour le sujet, ces derniers signeront un consentement éclairé et réaliseront l'ensemble des mesures estimées à une demie journée d'expérimentation, dans la mesure du possible en une fois.

B. Tests cliniques et suivi longitudinal

Un examen clinique quantitatif sera ensuite réalisé avec comme principales mesures les paramètres suivants : force musculaire des principaux groupes (notamment flexion/extension tronc/hanche/genou/cheville), amplitudes articulaires (notamment flexion/extension tronc/hanche/genou/cheville), quantité d'activité physique et sportive.

A ces mesures cliniques, une série de mesures de condition physique générale (type test EUROFIT) sera réalisée pour estimer la condition physique générale de chaque sujet.

Un suivi longitudinal des sujets sera ensuite réalisé trimestriellement sur deux ans afin de suivre l'apparition éventuelle de douleurs de l'appareil locomoteur et en particulier des douleurs pelviennes et des maux de dos.

C. Mesures biomécaniques

Cette partie du projet comprend des mesures posturographiques sur plateforme de force avec une A3D corps entier. La posturographie est en position libre durant une période de 60 sec. L'analyse de la locomotion est une marche sans contrainte à vitesse spontanée.

L'A3D se réalise avec un set de marqueurs permettant de recalculer la position dans l'espace et les déplacements de tous les segments corporels et permettant ainsi une analyse cinématique et cinétique de la locomotion. De même, des mesures électromyographiques 12 voies seront réalisées. Elles permettront une investigation bilatérale de la flexion /extension de la cheville, du genou et du tronc ainsi que des abducteurs de hanche. Elle a pour objet d'étudier les stratégies posturales mais aussi les stratégies de coordination locomotrice permettant de maintenir l'équilibre du sujet tout comme l'équilibre en lui-même. En effet, pour une même posture ou un même pattern locomoteur, une multitude de stratégies ou coordinations intermusculaires sont possibles et pourraient être plus discriminantes et explicatives voir prédictives de symptôme douloureux et du pattern locomoteur que les paramètres externes mesurés par la cinématique ou la cinétique articulaire.

Moyens matériels et humains mis en oeuvre pour le sous-projet :

- Le système d'analyse tridimensionnelle du mouvement humain dans sa salle dédiée au CHRU de Lille et au LAMIH, du petit matériel consommable nécessaire aux mesures cinématiques et EMG (CHRU et LAMIH). Matériels informatique et bureautique (LAMIH & CHRU), une salle d'examen clinique.
- 1 PU à 5% durant 28 mois (LAMIH), 1 PU/PH à 5% durant 28 mois (CHRU), un étudiant en thèse de 3^e cycle à 20% durant 28 mois (LAMIH), 1 MCF à 5% durant 28 mois (LAMIH), un MD/PH à 5% durant 28 mois (CHRU), 1 IR à 5% durant 28 mois (LAMIH).

Sous-projet 2 : Suivi longitudinal des effets de la grossesse et d'un programme de condition physique spécifique sur le pattern de marche. (34 mois : 18 mois de mesures et 6 mois de suivi)

Ce sous-projet repose sur l'hypothèse que les effets de la grossesse peuvent induire des modifications infracliniques de la motricité en général, et du couple locomotion / posture en particulier, qui vont conduire à des [mouvements infra-traumatiques](#). Ces derniers seraient, par répétition, susceptibles d'induire l'apparition de trouble(s) musculosquelettique(s) et des douleurs pelviennes et maux de dos en particulier ([voir 1.3.](#)). L'hypothèse secondaire de ce sous-projet est que le niveau d'activité physique et de condition physique déterminent, au moins en partie, les modifications du pattern de marche et de la posture des sujets tout comme la survenue de TMS. Pour contribuer à répondre à cette hypothèse ce sous-projet a pour objet de réaliser un suivi longitudinal de la locomotion et de la posture des sujets avant, pendant (4^e et 8^e mois) et après (dans la 1^{er} sem, 6 mois et 1 an) la grossesse. De même un suivi longitudinal de l'apparition de TMS sera également réalisé durant l'année qui suit la fin des mesures. Dans un premier temps, nous présenterons [des résultats d'une étude déjà réalisée sur](#)

[ce thème](#) qui tend à confirmer le bien-fondé de notre hypothèse de départ. Dans un deuxième temps nous présenterons la chronologie envisagée pour ce sous-projet qui se découpe en 3 parties : la [sélection de la population](#), les [tests cliniques et suivi longitudinal](#), les [mesures biomécaniques](#).

Résultats préliminaires du sous-projet 2

Deux sujets primipares ont été étudiés au LAM du CHRU de Lille avant (3 et 4 mois) à 4 et 8 mois de grossesse ainsi que 12 mois après. Les sujets ont 23 et 24 ans ne se sont plaints d'aucune douleur, avant, pendant et après la grossesse. Celles-ci se sont déroulées tout à fait normalement. L'accouchement a eu lieu par voies basses, sous péridurale et le retour à la locomotion a été possible le jour même. L'analyse de la marche a été réalisée avec un Système Vicon Vx (Oxford Metrics) à cinq caméras selon le protocole établi du Vicon Clinical Manager auxquelles s'ajoutent 12 marqueurs sur les membres supérieurs, le tronc et la tête. Les paramètres spatio-temporels et cinématiques dans les trois plans de l'espace ont été retenus pour les 5 passages les plus proches, en terme de vitesse de locomotion, parmi 10 enregistrements consécutifs. Le faible nombre de sujets n'a pas permis une étude statistique et seuls des résultats préliminaires descriptifs seront présentés.

Les résultats préliminaires montrent des modifications : i) des paramètres spatio-temporels avec la grossesse ([Tableau 14](#)), ii) des paramètres cinématiques ([Figure 15](#)), qui ne s'estompent pas à 12 mois.

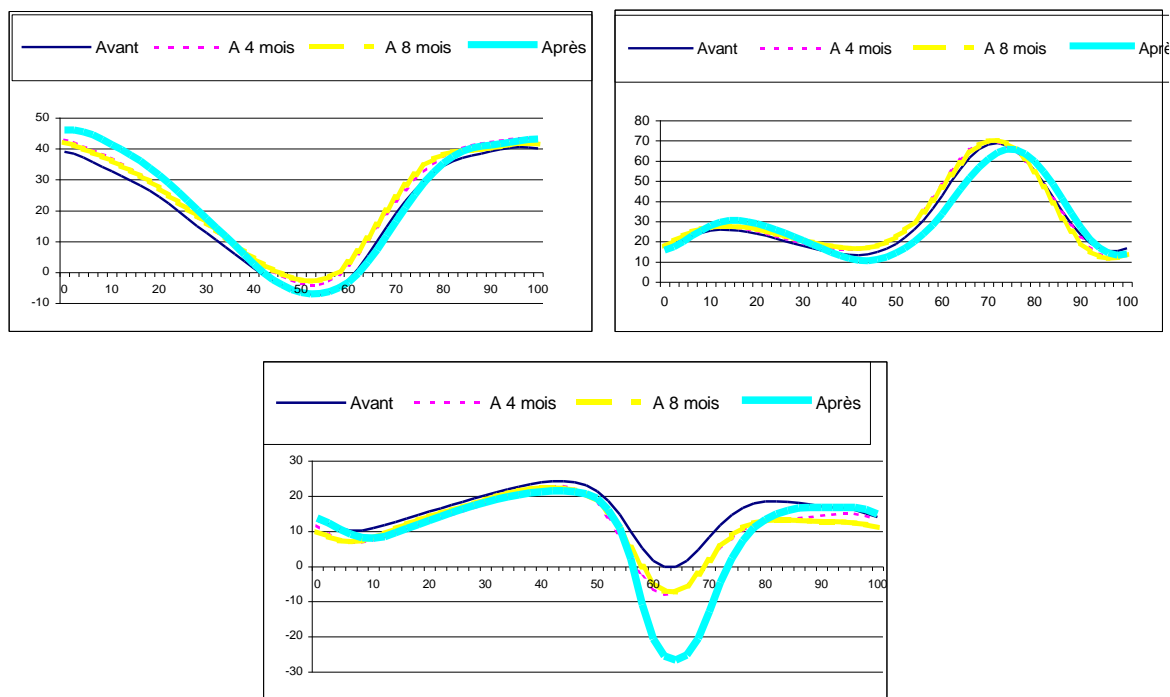


Figure 15 : Evolution des angles de flexion/extension de la hanche, du genou et de la cheville avant, à 4 et 8 mois de grossesse ainsi que 12 mois après.

Valeurs moyennes (N=2*5)	A 8 mois, en % d'avant grossesse	Après 12 mois, en % d'avant grossesse
Cadence	- 2,4 ± 1,1 %	+ 6,4 ± 2,4 %
Durée simple appui	+ 3,7 ± 1,8 %	+ 7,1 ± 2,1 %
Vitesse	- 5,2 ± 1,9 %	+ 10,8 ± 3,3 %

Tableau 14 : Evolution de 3 paramètres spatio-temporels exprimés en pourcentage de leur valeur avant la grossesse.

Aucun des trois paramètres spatio-temporels considérés ne reprend de valeurs proches de leur état initial. La vitesse qui avait tendance à diminuer pendant la grossesse par une diminution de la cadence et une augmentation de la durée du simple appui, se trouve augmentée de façon non négligeable après la grossesse (+ 10%). Cette augmentation se fait par une augmentation de la cadence et malgré une augmentation de la durée du simple appui. Au niveau de la cinématique du membre inférieur, la hanche est davantage sollicitée ainsi que la cheville, certainement en raison de l'augmentation de la vitesse. Le genou continu davantage à amortir l'impact de l'initiation de la phase d'appuis. On observe également une hypo-mobilité des ceintures scapulaires et pelviennes pendant et après la grossesse qui sont compensées par une augmentation importante du ballant des bras. Cette hypo-mobilité du tronc peut aussi expliquer, en partie, l'augmentation de la sollicitation de la hanche et la nécessité d'une poussée plus importante de la cheville.

En conclusion, ces résultats préliminaires tendent à montrer que 12 mois après la grossesse, la femme n'a toujours pas retrouvé sa locomotion d'avant la grossesse. Une hypo-mobilité, des ceintures scapulaires et pelviennes, est observée et contribue certainement à expliquer des modifications également observées au niveau de la cinématique du membre inférieur lors de la marche. Ces résultats sont à confirmer sur un plus grand nombre de sujets et amènent à se poser la question de l'élaboration de programmes de rééducation et/ou de condition physique périnataux plus spécifiques que ceux qui sont parfois proposés (Baddiley & Storrie, 1998).

A. Sélection de la population

La population sera constituée de femmes de 18 à 30 ans. Les sujets seront sélectionnés après une visite médicale et un questionnaire indiquant l'absence de douleur au niveau de l'appareil locomoteur, de troubles neurologiques, cardio-pulmonaires, locomoteurs, psychologiques, psychiatriques ou de traitement médicamenteux pouvant modifier la locomotion. De même l'absence de contre indication à un programme de condition physique spécifique sera réalisé (grossesse multiple, saignements persistants, diabète type I... Davis et al. 2003). Seize sujets seront sélectionnés de façon à essayer d'avoir l'ensemble des mesures sur 10 sujets. Deux sous populations de 8 sujets seront déterminées : sujets sportifs / actifs et

sujets non sportifs / inactifs. Après tirage au sort, la moitié de ces sujets suivront une prise en charge spécifique de condition physique réalisée sur la base des différences observées dans le sous-projet 1. Après une information éclairée sur l'étude, sans bénéfice directe pour le sujet, ces derniers signeront un consentement éclairé et réaliseront l'ensemble des mesures estimées à une demie journée d'expérimentation, dans la mesure du possible en une fois.

B. Tests cliniques et suivi longitudinal

Un examen clinique quantitatif sera ensuite réalisé avec comme principales mesures les paramètres suivants : force musculaire des principaux groupes (notamment flexion/extension tronc/hanche/genou/cheville), amplitudes articulaires (notamment flexion/extension tronc/hanche/genou/cheville), quantité d'activité physique et sportive.

A ces mesures cliniques, une série de mesures de condition physique générale (type test EUROFIT) sera réalisé pour estimer la condition physique générale de chaque sujet.

Un suivi longitudinal de sujets sera ensuite réalisé trimestriellement sur un an afin de continuer à suivre l'apparition éventuelle de douleurs de l'appareil locomoteur et en particulier des douleurs pelviennes et des maux de dos. L'ensemble des mesures de cette partie portera donc sur : 6 mois avant la grossesse, 9 mois de grossesse, un an après la grossesse pour les mesures biomécaniques et cliniques et un an supplémentaire de suivi clinique uniquement, soit près de trois ans...

C. Mesures biomécaniques

Cette partie du projet comprend des mesures posturographiques sur plateforme de force avec une A3D corps entier. La posturographie est en position libre durant une période de 60 sec. La locomotion est sans contrainte à vitesse spontanée. L'A3D se réalise avec un set de marqueurs permettant de recalculer la position dans l'espace et les déplacements de tous les segments corporels permettant une analyse cinématique de la posture ainsi qu'une analyse cinématique et cinétique de la locomotion. De même, des mesures électromyographiques 12 voies seront réalisées. Elles permettront une investigation bilatérale de la flexion /extension de la cheville, du genou et du tronc ainsi que des abducteurs de hanche. Elle a pour objet d'étudier les stratégies posturales et les stratégies de coordination locomotrice permettant de maintenir l'équilibre du sujet tout comme l'équilibre en lui-même. En effet, pour une même posture ou un même pattern locomoteur, une multitude de stratégies ou coordinations intermusculaires sont possibles et pourraient être plus discriminantes et explicatives voire prédictives de symptômes douloureux et du pattern locomoteur que les paramètres externes mesurés par la cinématique ou la cinétique articulaire.

Moyens matériels et humains mis en oeuvre pour le sous-projet :

- Le système d'analyse tridimensionnelle du mouvement humain dans sa salle dédiée au CHRU de Lille et au LAMIH, du petit matériel consommable nécessaire aux mesures

cinématiques et EMG (CHRU et LAMIH). Une salle de gymnastique et de renforcement musculaire. Matériels informatique et bureautique (LAMIH & CHRU), une salle d'examen clinique.

- 1 PU à 5% durant 3 ans (LAMIH), 1 PU/PH à 5% durant 3 ans (CHRU), un étudiant en thèse de 3^e cycle à 30% durant 3 ans (LAMIH), 1 MCF à 10% durant 3 ans (LAMIH), un MD/PH à 5% durant 3 ans (CHRU), 1 IR à 5% durant 3 ans (LAMIH).

Sous-projet 3 : La grossesse modifie-t-elle de façon durable le contrôle de la locomotion ? (34 mois : 22 mois de mesures et 12 mois de suivi)

Ce sous-projet repose sur l'hypothèse que les effets de la grossesse identifiables par l'étude de la locomotion et de la posture ne disparaissent pas dans les 18 mois qui suivent l'accouchement. La locomotion et/ou son contrôle s'en trouve durablement perturbé(s). L'hypothèse secondaire est qu'un protocole de condition physique spécifique défini en fonction des résultats du [sous-projet 1](#), même après l'accouchement, peut limiter les effets de la grossesse sur le système locomoteur. Devant la lourdeur et la durée d'expérimentation que demande des projets du type des deux précédents, il est difficilement concevable que ce soit les mêmes sujets qui subissent ce troisième protocole. L'objet de ce sous-projet est ainsi de réaliser un suivi longitudinal de la locomotion et de la posture ainsi que de leur contrôle, de femmes post partum, sur une période de 18 mois. La population sera découpée en deux sous-populations, composées de sujets sportifs / actifs et de sujets non sportifs / non actifs. La moitié de ces deux populations suivront un protocole de condition physique spécifique, l'autre non. Les mesures réalisées seront les mêmes que dans le sous-projet 2 mais sur une population, au moins en partie, différente et avec des mesures réalisées, juste après la grossesse, à 6 mois, 1 an et 18 mois. Cette partie s'intéressera à l'évolution des paramètres classiques de la locomotion mais aussi aux paramètres indicateurs ou explicatifs du contrôle de la locomotion tels que la variabilité (Hausdorff et al. 1997 ; Heiderscheit 2000 ; Van dieën et al. 2001), les relations de phase (Wu et al. 2002), le plan de covariance (Lacquaniti et al 1999 ; Ivanenko et al. 2005 et 2006)...

Moyens matériels et humains mis en oeuvre pour le sous-projet :

- Le système d'analyse tridimensionnelle du mouvement humain dans sa salle dédiée au CHRU de Lille et au LAMIH, du petit matériel consommable nécessaire aux mesures cinématiques et EMG (CHRU et LAMIH). Une salle de gymnastique et de renforcement musculaire. Matériels informatique et bureautique (LAMIH & CHRU), une salle d'examen clinique.
- 1 PU à 5% durant 34 mois (LAMIH), 1 PU/PH à 5% durant 34 mois (CHRU), un étudiant en thèse de 3^e cycle à 20% durant 34 mois (LAMIH), 1 MCF à 10% durant 34 mois

(LAMIH), un MD/PH à 5% durant 34 mois (CHRU), 1 IR à 5% durant 34 mois (LAMIH).

Un résumé des principales caractéristiques des trois sous-projets ci-dessus est présenté dans le [Tableau 15](#).

	Quand réaliser les mesures ?				Quelles mesures ?				Pop.	Ent ?	Durées totales	
	Av	Pend	Ap	Mem suj ?	Clin	Post	Loc	Suiv clin	Nb Sp/NSp	Oui/Non	Pr thè.	Pr le proj.
SP 1	O	-	O	N	O	O	O	24	20/20	Non	4	28
SP 2	O	O	O	O	O	O	O	6	8/8	Oui	27	36
SP 3	-	-	O	-	O	O	O	12	10/10	Oui	22	34

Tableau 15 : Récapitulatif des principales caractéristiques des trois sous-projets du projet 3.

Av : avant ; Pend : pendant ; Ap : après ; Mem suj ? : Même sujets pour avant/pendant/après ? ; Clin : Mesures Cliniques ; Post : mesures posturographiques ; loc : mesures locomotrices ; Suiv : durée du suivi longitudinal ; Nb : nombre ; Sp : sujets sportifs ; NSp : sujets non sportifs ; Ent : entraînement en condition physique spécifique ; Pr th : durée totale des mesures pour la thèse en mois ; Pr le proj : durée totale en mois pour le projet et les publications ; O : oui ; N : non

Récapitulatif de la répartition du travail de thèse durant les trois ans et demi ainsi que des publications envisagées

A. Répartition du travail sur les trois ans

Travail	Durée en mois Eq. Temps Plein
Bibliographie, CCPPRB, Assurance, matériels, pré expérimentations...	6 mois
SP 1	5,6 (sur 28 mois)
SP 2	10,8 (sur 3 ans)
SP 3	6,8 (sur 34 mois)
Enseignement, participation à des congrès, rédaction de communications et d'articles...	7,8 mois
Rédaction de la thèse	5 mois
Total	42 mois

Tableau 16 : Répartition du travail du thésard sur les 3 ans et demi (projet 3)

B. Publications envisagées

L'organisation du projet permet d'envisager l'écriture de trois articles (un par sous-projet) dont deux (sous-[projets 1](#) et [3](#)) peuvent être envisagés dans la durée de la thèse si l'on considère l'utilisation des mesures sans le suivi clinique qui suit. Ceci permettant d'assurer la qualification du candidat aux fonctions de maître de conférences. Un article relatif au [sous-projet 2](#) est envisageable au stade de la soumission durant la période de la thèse.

Résumé

Ce mémoire d'Habilitation à Diriger des Recherches comprend essentiellement une partie de présentation de mes activités de recherche agrémentée par trois projets à des stades différents d'avancement. Il comprend également une présentation de mes activités d'enseignement et de mes activités administratives.

En matière de recherche, à la suite d'une [formation en Activités Physiques Adaptées](#), j'ai poursuivi ma formation de deuxième cycle par une [thèse](#) également orientée vers le handicap. Mon activité de recherche (initialement sur l'analyse du mouvement humain pathologique et plus particulièrement de la locomotion) s'est progressivement orientée vers la recherche de signes infracliniques et de mouvements infratraumatiques susceptibles de contribuer au dépistage ou à la prévention de pathologies, dans le contexte d'un contrôle partagé complexe de la motricité. Cette problématique nécessite une approche multidisciplinaire et des expérimentations de longues durées (suivis longitudinaux) qui ne sont pas sans poser des problèmes pratiques et méthodologiques majeurs. Cependant, l'orientation donnée à mes travaux permettent à la fois de conserver le côté applicatif (prédiction/prévention) et de contribuer de façon progressivement croissante aux connaissances sur l'organisation de la motricité et son contrôle (et plus particulièrement de la locomotion humaine). Les principaux résultats en ce sens sont par exemple :

- la mise en évidence de différentes [stratégies de locomotion chez la personne âgée](#) que nous essayons de rapprocher du stade initial [de certaines pathologies](#), en parallèle d'un suivi de ces personnes âgées,
- la possibilité de différencier des sujets ['futurs' chuteurs, des sujets à risques importants, des sujets non chuteurs](#), à partir de mesures réalisées dans les deux ans qui précèdent les premières chutes. De même, de [différencier des sujets chuteurs de sujets non chuteurs](#) sur la base unique de leurs données biomécaniques de posture et/ou de marche.
- ou encore la mise en évidence de [stratégies de marche différentes chez la femme](#) ayant eu des enfants comparées à celles n'en n'ayant pas eu, dans une optique de prévention des troubles musculosquelettiques.

Les projets [2](#) et [3](#) présentés dans ce manuscrit s'appuient largement sur ces travaux mais essaient également d'aller plus loin dans notre [stratégie d'investigation](#). Ainsi par exemple, nous essayons de plus en plus de combiner (voir projets [1](#) à [3](#)) ou de [relier les informations quantitatives issues de l'analyse du mouvement, à celles plus qualitatives de la clinique](#), dans l'optique d'augmenter leurs pouvoirs discriminants.

En matière d'enseignement, recruté comme MCF en 2000 à la FSMS de l'Université de Valenciennes, j'ai initié mes enseignements supérieurs en 1996 à l'UFR STAPS de Lille.

Après avoir atteint mon objectif, qui était d'obtenir l'habilitation de la licence et du master APA pour la FSMS de l'UVHC, j'ai assuré la direction de ces deux formations pendant plusieurs années. Actuellement, je souhaite davantage diversifier l'offre d'enseignement dans le domaine des Activités Physiques Adaptées, notamment en mettant en place de nouveaux contenus spécifiques à visées prophylactiques pour le milieu de l'entreprise. Des prises de contacts avec des entreprises locales comme Toyota, Renault et Sevelnord montrent un intérêt certain de ces dernières et ouvrent également la voie à de possibles collaborations de recherches appliquées sur le domaine et à de nouveaux débouchés professionnels ciblés pour nos étudiants APA... Cette orientation contribue également à rapprocher le domaine de mes activités d'enseignement et de recherche.

En matière administrative, depuis le DEA j'ai toujours pris part à la vie de l'université en m'investissant comme représentant étudiant puis enseignant dans certaines commissions universitaires au niveau du laboratoire, puis de la composante et enfin de l'université. En près de 10 ans, je me suis ainsi investi dans des fonctions de [représentation collégiale](#) au [niveau de l'université](#), de [mon laboratoire](#), de [ma composante d'enseignement](#) et de la [formation en APA](#). De même, je me suis impliqué dans différentes actions d'[animation de la vie du campus](#). Ainsi par exemple, mon investissement au niveau du VUC me paraît nécessaire du fait de ma conviction du rôle que je crois important d'un club sportif universitaire pour toute la communauté universitaire.

Mots clés : Analyse du mouvement humain, prédiction, prévention, signes infracliniques, mouvement infratraumatiques, contrôle de la locomotion