



HAL
open science

Proposition d'une méthodologie itérative conduisant à l'élaboration de systèmes d'aide à la prise de décision dans le domaine de l'analyse de mouvement

Franck Barbier

► To cite this version:

Franck Barbier. Proposition d'une méthodologie itérative conduisant à l'élaboration de systèmes d'aide à la prise de décision dans le domaine de l'analyse de mouvement. Biomécanique [physics.med-ph]. Université de Valenciennes et du Hainaut-Cambrésis, 2005. tel-04325826

HAL Id: tel-04325826

<https://uphf.hal.science/tel-04325826>

Submitted on 6 Dec 2023

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.



Distributed under a Creative Commons Attribution 4.0 International License

MEMOIRE

Présenté à

L'UNIVERSITE DE VALENCIENNES ET DU HAINAUT CAMBRESIS

Pour l'obtention de

L'HABILITATION A DIRIGER DES RECHERCHES

Discipline : Sciences et techniques des activités physiques et sportives (STAPS)

par

FRANCK BARBIER

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

Soutenu le 4 Juillet 2005 devant la commission d'examen :

Ghislaine Lensel
Paul Allard
Jean Claude Angué
Alain Belli
Philippe Freychat
Philippe Gorce
François Xavier Lepoutre
Jacques Van Hoecke

Université de Lille 2
Université de Montréal,
Université de Valenciennes
Université de Saint Etienne
Centre de recherche Decathlon
Université de Toulon
Université de Valenciennes
Université de Bourgogne

Co-Directrice
Rapporteur
Co-Directeur
Rapporteur
Invité
Rapporteur
Co-Directeur
Président et Rapporteur

SOMMAIRE

PARTIE 1	CONTEXTE DU DEVELOPPEMENT DE L'ACTIVITE UNIVERSITAIRE	5
PARTIE 2	CARRIERE DANS L'ENSEIGNEMENT SUPERIEUR ET SITUATION ACTUELLE	6
2.1	INFORMATIONS GENERALES :	6
2.2	TITRES UNIVERSITAIRES FRANÇAIS :	6
2.3	EVOLUTION DANS L'ETABLISSEMENT	7
PARTIE 3	ACTIVITES DE RECHERCHES	8
3.1	GRUPE DE RECHERCHE	8
3.2	CADRE ET DEMARCHE DE MES RECHERCHES	8
3.3	TRAVAUX DE THESES CO-ENCADRES	13
	3.3.2 <i>Encadrement de doctorants terminé</i>	14
	3.3.3 <i>Encadrement de doctorants en cours</i>	16
3.4	COLLABORATIONS DE RECHERCHES UNIVERSITAIRES	17
	3.4.1 <i>Collaborations locales</i>	17
	3.4.2 <i>Collaborations régionales</i>	18
	3.4.3 <i>Collaborations nationales</i>	18
	3.4.4 <i>Collaborations internationales</i>	19
	3.4.5 <i>Application des recherches</i>	20
	3.4.6 <i>Brevet :</i>	20
	3.4.7 <i>Contrats :</i>	20
3.5	LIENS AVEC LES CHERCHEURS DU DOMAINE :	21
	3.5.1 <i>Membres de comités de lecture</i>	21
	3.5.2 <i>Participation à l'organisation de conférences</i>	21
	3.5.3 <i>Participation à des groupes de recherche nationaux</i>	21
	3.5.4 <i>Participation à des groupes de recherche internationaux</i>	22
	3.5.5 <i>Accueil de Chercheur Etranger</i>	22
3.6	FORMATION A LA RECHERCHE	22
	3.6.1 <i>Encadrement de DEA</i>	22
	3.6.2 <i>Encadrement de doctorat en cours</i>	23
	3.6.3 <i>Encadrements de Doctorats terminés</i>	24
	3.6.4 <i>Encadrements de Post-Doctorant</i>	24
	3.6.5 <i>Examens de synthèse au Québec, Canada :</i>	24
3.7	TRAVAUX, OUVRAGES, ARTICLES:	25
	3.7.2 <i>Brevet</i>	25
	3.7.3 <i>Revue internationale avec comite de lecture</i>	25
	3.7.4 <i>Chapitre de livre</i>	26
	3.7.5 <i>Conférences reprises dans un livre ou une revue</i>	26
	3.7.6 <i>Revue nationale avec comite de lecture</i>	27
	3.7.7 <i>Conférences internationales avec comite de lecture et actes</i>	27
	3.7.8 <i>Conférences nationales avec comite de lecture et actes</i>	29
	3.7.9 <i>Autres participations à la recherche</i>	31
	3.7.10 <i>Responsabilité de contrats de recherche</i>	31

PARTIE 4	ACTIVITES D'ENSEIGNEMENT	33
4.1	RESPONSABILITES PEDAGOGIQUES ACTUELLES	33
4.2	PRESENTATION DU TRAVAIL D'ENSEIGNEMENT :	33
4.2.2	<i>Première période : de septembre 1990 à septembre 1995</i>	33
4.2.3	<i>Deuxième période: Septembre 1995 à septembre 1998</i>	34
4.2.4	<i>Troisième période: septembre 1998 à aujourd'hui</i>	35
PARTIE 5	ACTIVITES ADMINISTRATIVES	36
5.1	ACTIVITES ADMINISTRATIVES AU SEIN DU LAMIH :	36
5.1.1	<i>Accueil de chercheurs étrangers :</i>	36
5.1.2	<i>Gestion des étudiants STAPS en DEA et en thèse :</i>	36
5.1.3	<i>Membre de comité d'organisation ou scientifique</i>	36
5.1.4	<i>Gestion des relations entre DECATHLON et le LAMIH :</i>	37
5.1.5	<i>Montage du projet européen DIAMOND :</i>	37
5.1.6	<i>Gestion de la salle de biomécanique et des achats associés :</i>	37
5.2	ACTIVITES ADMINSTRATIVES AU SEIN DE LA FSMS :	38
5.2.1	<i>Conseil d'administration de la FSMS :</i>	38
5.2.2	<i>Responsabilités pédagogiques :</i>	38
5.2.3	<i>Gestion des intervenants et des salles de Travaux Pratiques :</i>	38
5.3	PARTICIPATION A LA VIE DE L'UNIVERSITE :	38
PARTIE 6	DEMONSTRATION DE L'INTERET D'UNE METHODOLOGIE ITERATIVE CONDUISANT A L'ELABORATION DE SYSTEMES D'AIDE A LA PRISE DE DECISION DANS LE DOMAINE DE L'ANALYSE DU MOUVEMENT	39
6.1	DETERMINATION DES DONNEES PERTINENTES	42
6.1.1	<i>Extraction de connaissances non formalisées</i>	42
6.1.2	<i>L'extraction de connaissances formalisées</i>	43
6.1.3	<i>Conclusions</i>	47
6.2	MODELISATIONS GEOMETRIQUE ET INERTIELLE DU CORPS HUMAIN ET CAPTURE DES MOUVEMENTS	47
6.2.1	<i>Développement de modèles de l'homme</i>	48
6.2.2	<i>Développement de dispositifs expérimentaux originaux</i>	51
6.2.3	<i>Optimisation de la mesure</i>	55
6.3	DETERMINATION ET GESTION DES DONNEES	57
6.3.1	<i>Les structures informatiques permettant la description des modèles biomécaniques</i>	58
6.3.2	<i>Les principes à la base du code de calcul</i>	61
6.3.3	<i>L'interface graphique liée à l'exploitation des resultats du code de calcul</i>	64
6.3.4	<i>Conclusion</i>	65
6.4	ANALYSE ET MODELISATION DES DONNEES EN VUE DE L'AIDE A LA PRISE DE DECISION	65
6.4.1	<i>Le codage des données</i>	66
6.4.2	<i>L'identification et la description des variables liées linéairement</i>	66
6.4.3	<i>Détermination des variables discriminantes</i>	67
6.4.4	<i>La détermination des classes de sujets</i>	68
6.4.5	<i>Conclusion</i>	69

6.5	AUTRES RESULTATS EXPERIMENTAUX _____	69
	6.5.1 <i>Marche et adaptations de la marche</i> _____	69
	6.5.2 <i>Equilibre dans les domaines médicaux et sportifs</i> _____	70
6.6	ELABORATION DE L'INTERFACE HOMME MACHINE DU SYSTEME D'AIDE A LA PRISE DE DECISION _____	72
	6.6.1 <i>Mise en place des raisonnements par analogie</i> _____	73
	6.6.2 <i>Mise en place de la différenciation des intervenants</i> _____	75
6.7	CONCLUSIONS GENERALES ET PERSPECTIVES DE RECHERCHES _____	77
	6.7.1 <i>Conclusions générales</i> _____	77
	6.7.2 <i>Perspectives de recherches</i> _____	79
6.8	BIBLIOGRAPHIE : _____	85
PARTIE 7	ANNEXE : TRAVAUX PERSONNELS ERREUR ! SIGNET NON DEFINI.	
7.1	BREVET _____	89
7.2	REVUES INTERNATIONALES AVEC COMITE DE LECTURE _____	89
	7.2.1 <i>Chapitre de livre</i> _____	89
	7.2.2 <i>Conférences reprises dans un livre ou une revue</i> Erreur ! Signet non défini.	
	7.2.3 <i>Revue nationales avec comite de lecture</i> Erreur ! Signet non défini.	

Partie 1 Contexte du développement de l'activité universitaire

Deux événements majeurs ont déterminé le développement de mes activités universitaires. Le premier en **1994** a été la construction d'un nouveau **laboratoire d'analyse du mouvement** au sein du LAMIH qui était totalement à équiper et à développer. **Jean-Claude Angué** puis **François Xavier Lepoutre** m'ont confié ce développement et surtout m'ont donné les moyens humains et financiers de le faire.

Le deuxième événement en **1995** a été la création, par **Jacques Pilette** et **Joëlle Coasne** soutenus par le Président de l'université **Jean-Claude Angué**, de la Faculté des Sciences et des Métiers du Sport de Valenciennes : **la FSMS**. Joëlle Coasne alors directrice des études et Jacques Pilette, directeur de la FSMS m'ont respectivement laissé totale liberté et donné les moyens de développer les enseignements de biomécanique, d'analyse du mouvement et, originalité de la formation valenciennoise, d'initiation à la recherche dès le DEUG à l'époque. Ces cours ont été ensuite développés pour la licence puis la maîtrise, les cours d'initiation à la recherche devenant cours de recherche débouchant sur la rédaction de mémoires de recherche permettant aux étudiants de l'UFR d'accéder aux DEAs parisiens depuis 1999. Finalement, en **2003** un **Master Recherche « Sciences du Sport »** fédérant les quatre UFR STAPS du Nord Pas-de-Calais a pu être proposé à nos étudiants avec le soutien actif de **Pascal Level**, président actuel de l'Université. Néanmoins, le développement de ce Master Recherche n'est pas pour autant terminé. Nous travaillons à lui donner une dimension européenne au travers de nos collaborations. En effet, le Nord Pas-de-Calais fait partie de l'euro région comprenant le Hainaut, le Kent et les Flandres.

Trois autres acteurs importants par leurs qualités humaines, scientifiques et leurs connaissances des milieux universitaire, industriel et institutionnel ont contribué au développement de mes activités de recherche et d'enseignement. La première est le professeur **Ghislaine Lensel** (74^{ème}) de la Faculté des Sciences du Sport, Lille 2 qui par sa rigueur scientifique, a très largement contribué à la qualité de nos travaux et enfin, en acceptant la codirection de DEAs puis de thèses, a permis aux chercheurs du LAMIH d'accueillir en son sein des étudiants STAPS (74^{ème}) valenciennois et lillois.

Le second est le professeur **Paul Allard** (60^{ème}) de l'université de Montréal au Québec qui m'a aidé à structurer et à dynamiser mes recherches et m'a permis de me faire connaître au niveau international au travers du groupe de travail sur l'Analyse Tridimensionnelle des Mouvements Humain de la Société Internationale de Biomécanique (ISB). Je suis président de ce groupe jusqu'en 2006. L'« International Symposium On 3D Analysis Of Human Movement » aura lieu en 2006 à Valenciennes : www.univ-valenciennes.fr/congres/3D2006. De plus, Paul Allard m'a fait profiter de son expérience d'enseignement de la biomécanique en STAPS et m'a permis de participer à la rédaction d'un des chapitres du livre support de son cours.

Enfin la troisième personne est **Philippe Freychat**, directeur du centre de recherche de DECATHLON, avec lequel nous travaillons depuis 1995. Il a financé nos recherches au travers de contrats de recherche, de prestations de service ou de travaux de thèse. De plus, il nous permet de développer nos contacts en France et à l'étranger au travers du Réseau Français de l'Ingénierie du Sport (RFIS) dont il est l'initiateur. Cette année le congrès national du RFIS aura lieu à Valenciennes www.univ-valenciennes.fr/congres/RFIS2005.

Partie 2 Carrière dans l'enseignement supérieur et situation actuelle

2.1 INFORMATIONS GENERALES :

Nom patronymique : BARBIER
Prénom : FRANCK
Date et lieu de naissance : 24 mars 1964, au Havre, Seine Maritime (76)
Service National : Effectué en 1989, à Rouen (76)

Nationalité : Française
Situation de famille : marié, deux enfants
Adresse personnelle : 18, rue Georges Braque
59770 MARLY
Téléphone : 03 27 42 63 03

Etablissement actuel : Université de Valenciennes et du Hainaut Cambrésis
Fonction : Maître de conférences 61^{ème} section
Enseignement : Faculté des Sciences et des Métiers du Sport (FSMS)
Recherche : Laboratoire d'Automatique, de Mécanique et d'Informatique Industrielles et Humaines (LAMIH), l'UMR-CNRS 8530

Adresse professionnelle : LAMIH, UMR-CNRS 8530
B 106, Bâtiments Jonas
Université de Valenciennes, Le Mont Houy
59313 VALENCIENNES CEDEX 09
Téléphone : 03 27 51 14 60
E-mail : franck.barbier@univ-valenciennes.fr
Page Personnelle : <http://www.univ-valenciennes.fr/LAMIH>

2.2 TITRES UNIVERSITAIRES FRANÇAIS :

1994 : Doctorat, Spécialité Automatique Industrielle et Humaine (Valenciennes)
Titre : Modélisation biomécanique du corps humain et analyse de la marche normale et pathologique - Application à la rééducation -
Date : 9 juin 1994
Lieu : Université de Valenciennes
Co-Directeurs: Jean Claude Angué, François-Xavier Lepoutre
Mention: Très Honorable

1990 : D.E.A. d'Automatique Industrielle et Humaine (Valenciennes),
1988 : M.S.T. Productique, Mention informatique industrielle (Valenciennes)
1986 : D.U.T. GE2I, Mention : Automatique (Le Havre)
1984 : Bac C (Le Havre)

2.3 EVOLUTION DANS L'ETABLISSEMENT

Depuis 1/07/2003	Maître de conférences , classe normale, 5 ^{ème} échelon, à la Faculté des Sciences et des Métiers du Sport (FSMS) de Valenciennes,
Du 1/06/01 au 30/06/03	Maître de conférences, classe normale, 4^{ème} échelon
Du 1/09/00 au 31/05/01	Maître de conférences, 1^{ère} classe à la FSMS de Valenciennes,
Du 1/09/98 au 31/08/00	Maître de conférences, 2^{ème} classe à la FSMS de Valenciennes,
Du 1/09/96 au 31/08/98	Maître de conférences, 2^{ème} classe à mi-temps entre l'Institut des Sciences et Techniques de Valenciennes (ISTV) et FSMS de Valenciennes,
Du 1/09/95 au 31/08/96	Ingénieur de recherche chez VALUTECH (contrat passé avec la société DECATHLON sur le portage lourd) et intervenant extérieur à L'IUT Génie Electrique et Informatique Industrielle de Valenciennes et à la FSMS de Valenciennes,
Du 1/09/94 au 31/08/95	ATER à l'IUT Génie Electrique et Informatique Industrielle de Valenciennes,
Du 1/09/93 au 31/08/94	½ ATER à l'Institut des Sciences et Techniques de Valenciennes,
Du 1/09/90 au 31/08/93	Boursier MNERT et Moniteur à l'Institut des Sciences et Techniques de Valenciennes,

Partie 3 Activités de recherches

Mots clés : Analyse du mouvement Humain, Biomécanique, Instrumentation, Traitement du signal, Modélisation, Analyse de données, Modélisation des connaissances.

3.1 GROUPE DE RECHERCHE

Mes activités de recherche se déroulent au sein du Laboratoire d'Automatique, de Mécanique et d'Informatique industrielles et Humaines (LAMIH : UMR-CNRS 8530) de l'Université de Valenciennes et du Hainaut-Cambrésis (UVHC). Ce laboratoire est actuellement dirigé par le Professeur Patrick MILLOT (61^{ème} section : Automatique).

Pendant ma thèse et jusqu'en 1998, j'étais membre de l'équipe « Modélisation de l'Opérateur Humain et Interface Homme Machine » dirigée par le professeur Jean-Claude Angué. Après la réorganisation du LAMIH (1998), j'ai rejoint le groupe de recherche en Biomécanique dirigé par le professeur François-Xavier Lepoutre. Ce groupe de recherche est composé d'enseignants chercheurs en Automatique (2 PU, 4 MC), en Mécanique (2 PU) et en Sciences et Techniques des Activités Physiques et Sportives (2 MC) travaillant sur des problèmes de mesure, d'analyse, de modélisation, d'identification et de commande des mouvements humains dans les domaines de la médecine, de l'ergonomie, du sport, des transports et de l'animation.

3.2 CADRE ET DEMARCHE DE MES RECHERCHES

Mes recherches traitent de l'analyse et de la modélisation des mouvements humains à l'aide de données issues de systèmes de capture de mouvement. Ces données sont, à la base, les évolutions temporelles des coordonnées 3D de marqueurs fixés sur des repères anatomiques (Figure 1).

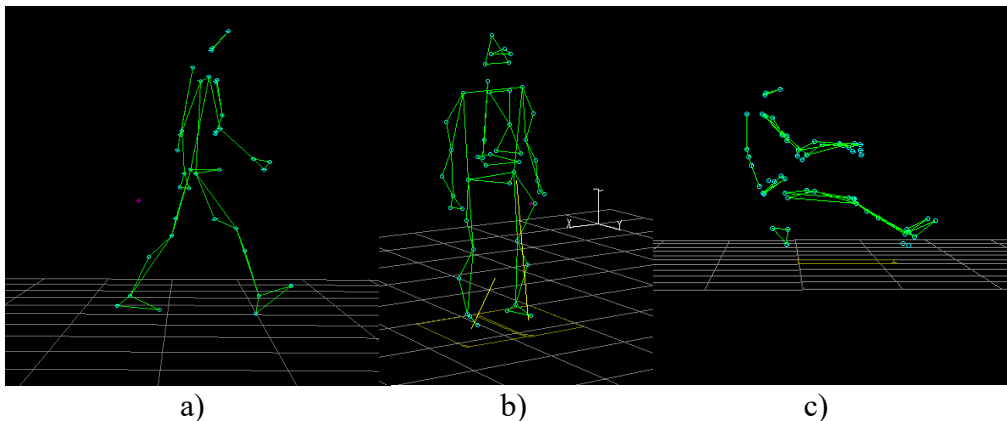


Figure 1: Données issues d'un système de capture du mouvement : a) la marche humaine, b) la posture orthostatique et c) la nage de l'aviron

L'objectif de mes travaux est d'apporter, à partir de ces données de base, des éléments objectifs pour aider les experts, médecins, ergonomes ou entraîneurs dans leurs prises de décision. Ces décisions sont relatives, par exemple, à un diagnostic médical, à l'évaluation d'un concept pour un matériel professionnel ou à la validation d'un mode d'entraînement. En effet, les médecins, ergonomes et entraîneurs utilisent de plus en plus les systèmes de capture

de mouvement pour caractériser quantitativement les mouvements afin d'affiner leurs décisions (Figure 2).

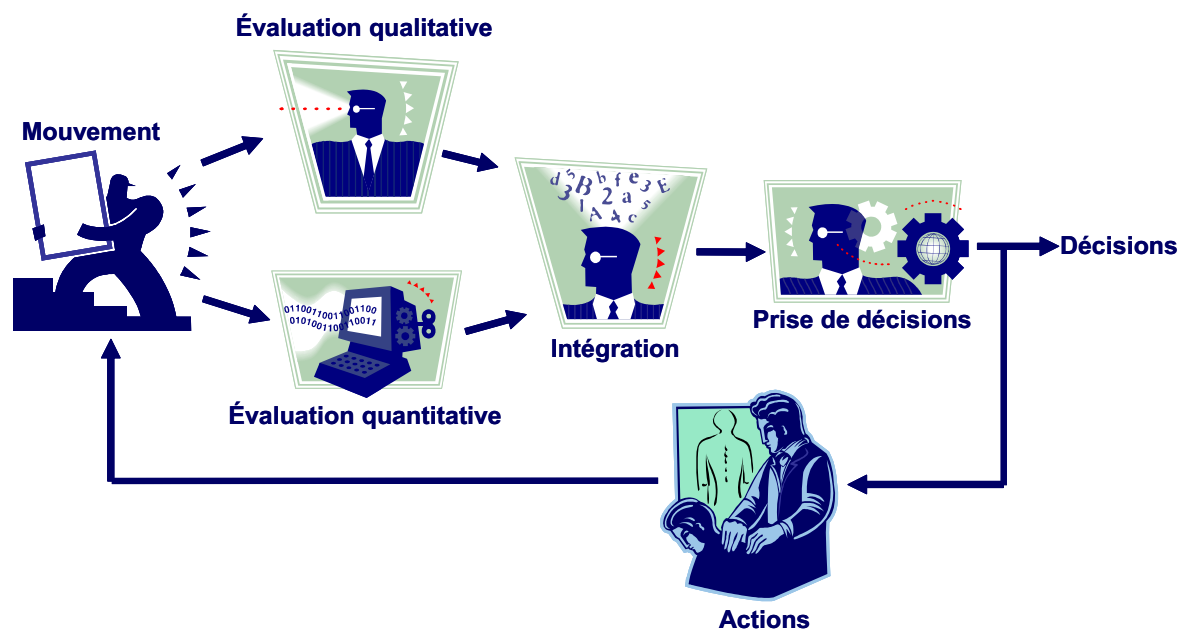


Figure 2: processus de prise de décisions

Ces experts sont alors confrontés:

- à l'interprétation de données quantitatives (valeurs, tableaux, courbes fonction du temps) qu'ils n'ont pas l'habitude d'intégrer à leurs raisonnements,
- à la fusion dans un même raisonnement de données qualitatives et quantitatives,
- à un mode de raisonnement analytique qui les déroute, induit par la multiplicité des données recueillies.

En effet, les raisonnements des experts sont d'abord synthétiques avant d'être analytiques. Lors de l'évaluation d'un mouvement, ils le perçoivent dans un premier temps dans sa globalité, puis adoptent des raisonnements par analogie pour le classer en grandes catégories. Dans un second temps, ils en observent les détails pour le caractériser ou le distinguer d'un autre. L'origine de ces problèmes est la multitude d'intervenants, aux compétences et aux besoins divergents, contribuant au processus de prise de décision. En effet, les personnes qui prennent les décisions vis-à-vis d'un mouvement sont rarement celles qui le capturent, déterminent les données manquantes, réalisent les analyses et la modélisation des données et enfin, développent les interfaces permettant l'accès aux données caractérisant le mouvement.

Pour pallier ce problème, j'ai été amené à proposer une méthodologie et des outils matériels et logiciels facilitant le processus d'aide à la prise de décision dans le domaine de l'analyse du mouvement. Les constatations précédentes conduisent à plusieurs orientations. Tout d'abord, cette méthodologie sera d'autant plus facile à mettre en œuvre qu'elle permettra un travail collaboratif multidisciplinaire afin de fédérer les compétences et d'adapter les outils aux exigences de chacun. Le mouvement doit être considéré comme un phénomène multifactoriel pour permettre aux utilisateurs d'en avoir une approche globale avant de s'intéresser aux détails qui le différencient des autres. De plus, pour permettre aux utilisateurs fins d'adopter leur mode de raisonnement habituel, c'est-à-dire par analogie et du global vers le particulier, il est nécessaire de proposer une ou plusieurs références pour évaluer le mouvement étudié. Enfin, l'interface doit permettre des accès et des

représentations des données caractérisant le mouvement conforme aux exigences des utilisateurs finaux.

La méthodologie proposée s'organise en 5 étapes (Figure 3). Elle est précédée puis guidée par l'extraction des connaissances des différents intervenants.

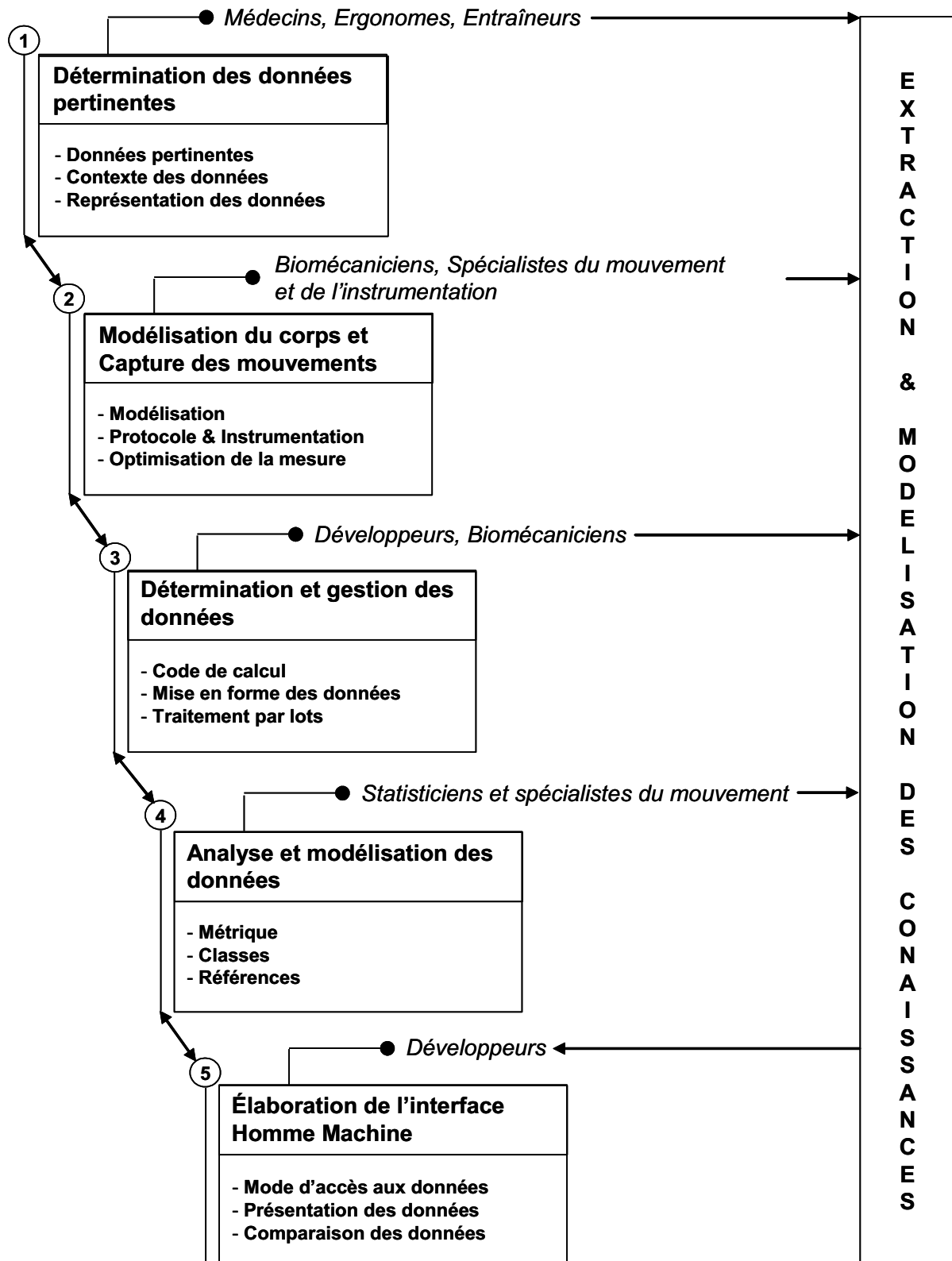


Figure 3 : méthodologie itérative conduisant à l'élaboration de systèmes d'aide à la prise de décision dans le domaine de l'analyse du mouvement

Les 5 étapes de la méthodologie sont :

- 1 La détermination des données pertinentes,
- 2 La capture des mouvements,
- 3 La détermination et la gestion des données,
- 4 L'analyse et la modélisation des données,
- 5 L'élaboration de l'interface homme machine.

- 1) La **détermination des données pertinentes** est une étape essentielle qui conditionne l'acceptation du système par les médecins, ergonomes ou entraîneurs. Les systèmes de capture du mouvement peuvent générer un nombre élevé de données à partir d'un mouvement et les représenter sous des formes diverses plus ou moins adaptées à l'utilisateur. L'objectif de cette première étape est, en collaboration avec les utilisateurs finaux, de déterminer *les variables les plus pertinentes* pour limiter leur nombre, d'explicitier ces variables afin de les traduire en *variables physiques*, de décrire *le contexte d'utilisation de la variable* et enfin, de *définir ses modes de représentation* les plus adaptés, de façon à faciliter leur intégration aux raisonnements.

CONTRIBUTION SIGNIFICATIVE : *Watelain et al., 2003, Watelain et al., 2005* présentent la comparaison des stratégies d'analyse clinique de la marche de neurologistes, médecins rééducateurs et kinésithérapeutes français. (Gillet et al., préparation)

- 2) L'étape de **capture du mouvement** consiste à définir les règles, les instruments et les conditions du recueil des données pertinentes définies précédemment. Ces données ne sont pas toutes mesurables, elles nécessitent donc, pour certaines, la définition préalable d'un modèle mécanique de l'homme. Elle est menée en collaboration avec des spécialistes de l'analyse du mouvement pour l'élaboration des *protocoles expérimentaux*, des biomécaniciens pour la définition des *modèles mécaniques* et avec des spécialistes de l'instrumentation (électroniciens, automaticiens et mécaniciens) pour l'élaboration des *dispositifs expérimentaux*. Enfin, des spécialistes de la capture du mouvement optimisent la position des caméras pour *minimiser la perte des marqueurs* disposés sur les repères anatomiques et *maximiser la précision de mesure*.

CONTRIBUTIONS SIGNIFICATIVES : *Barbier et al., 1994* traitent des conséquences de la précision des mesures sur l'analyse des données de la marche. *Pudlo et al., 1996, Barbier et al., 1998*, présentent respectivement l'exploitation de l'instrumentation d'un ergomètre d'aviron Concept II et d'un sac à dos. (Dauplain J. et al., Préparation)

- 3) L'étape de **détermination et de gestion des données** consiste, dans un premier temps, à mettre en place les traitements permettant de calculer les données non mesurables. Elles peuvent être de simples indices cinématiques comme les angles, les accélérations ou des données plus complexes à obtenir. Ces dernières nécessitent alors une modélisation corporelle préalable, comme les sollicitations articulaires, les puissances ou les énergies. Dans un second temps, ces données sont conditionnées puis organisées en bases de données en vue de l'étape d'analyse des données. Ces opérations sont réalisées à partir d'un logiciel que j'ai développé. Ce dernier doit donc permettre de *décrire le modèle biomécanique adapté* au problème traité, de *personnaliser le modèle biomécanique* avec les paramètres géométriques et inertiels propres au sujet, de *traiter (filtrer, lisser, coder) les signaux* bruts ou calculés, de *calculer les données non mesurables* et finalement de *mettre en forme et d'organiser* les variables brutes et calculées pour la phase d'analyse des données. De plus, le code de calcul doit posséder des fonctionnalités de *traitements par lots* afin de pouvoir traiter un nombre conséquent d'expérimentations qui garantissent la représentativité des résultats, tout en minimisant les erreurs humaines.

CONTRIBUTIONS SIGNIFICATIVES : *Pudlo P. et Barbier F., 2000* introduisent l'utilisation des phases relatives dans l'analyse du geste du rameur d'aviron. *Gillet C. et al., 2003* présentent l'intérêt de la notion de masse accélérée dans l'analyse de la marche. *Barbier F. et al. 2003* proposent le calcul temps réel de la position de CDG du corps en position orthostatique à partir de données issues de plates-formes de force et de la géométrie corporelle. *Gillet C. et al., 2002* présentent les sollicitations articulaires au niveau des membres inférieurs et du tronc lors du port de sacs à dos.

- 4) **L'étape d'analyse et de modélisation des variables** s'inscrit et est guidée par la démarche d'aide à la prise de décisions. Ainsi, pour permettre aux utilisateurs d'adopter leurs modes de raisonnements habituels, il est nécessaire dans un premier temps de leur présenter des indices globaux qui sont la synthèse de plusieurs données pertinentes brutes ou calculées. L'analyse et la modélisation des données sont donc réalisées avec des méthodes multidimensionnelles. Simultanément, la possibilité doit être donnée à l'utilisateur de raisonner par analogie. Ainsi, des références doivent être élaborées, que ce soit pour les indices globaux ou les données prises isolément. Leur élaboration passe par l'identification de classes de comportement. Ces classes sont définies à partir des variables pertinentes les plus discriminantes issues de l'extraction des connaissances. En conséquence, les phases de l'étape d'analyse et de modélisation des variables sont *l'identification, parmi les variables pertinentes, des variables discriminant les sujets, la définition de distances (ou métriques multidimensionnelles) permettant de situer un sujet par rapport à un autre ou par rapport au représentant d'une classe, la détermination des classes de sujets et enfin, l'élaboration des représentants des classes de sujets.* Si au préalable les experts ont pu classer les sujets, le résultat de la classification automatique peut être évalué. Cette confrontation, lorsqu'elle est possible, permet d'enrichir la phase d'extraction des connaissances et de valider le choix des variables discriminantes ainsi que la classification obtenue.

CONTRIBUTIONS SIGNIFICATIVES : *Loslever P. et Barbier F., 1998* proposent des distances globales et locales pour classer les individus et décrivent leurs modes de représentation graphiques pour juger de la proximité de 2 sujets lors de la marche. *Watelain et al., 2000 et Watelain et al., 2001* présentent des classes de marcheurs respectivement d'hommes âgés et de personnes au premier stade de coxarthrose. Le but étant à terme, pour la première étude, d'avoir des outils de suivi de l'évolution de la locomotion de l'homme âgé et, pour la seconde, de pouvoir détecter précocement les problèmes de coxarthrose. *Sadeghi H. et al., 2002* mettent en évidence l'intérêt de l'analyse en composante principale pour déterminer les phases discriminantes d'un cycle de marche. Cette technique est appliquée au couple articulaire du genou.

- 5) **L'étape d'élaboration de l'interface homme machine** a pour objectif de faciliter l'accès de l'utilisateur final aux informations caractérisant le sujet, de façon à l'aider durant son processus de prise de décision. Les informations lui sont présentées des plus globales vers les plus spécifiques, par rapport à des références, pour respecter sa façon d'aborder l'évaluation des mouvements. Les distances définies préalablement sont utilisées pour lui permettre de juger de la proximité de deux individus, ce qui lui permet de mettre en place ses raisonnements par analogie. Un dernier niveau de représentation lui permet de comparer les variables fonctions du temps par rapport à des références. En utilisant ces mêmes distances, d'autres alternatives d'accès peuvent être envisagées. En effet, les mêmes informations peuvent être présentées en fixant par exemple comme critère, la recherche de l'individu le plus semblable ou le plus différent.

CONTRIBUTIONS SIGNIFICATIVES : Les thèses de Barbier F. 94 et Watelain E. 00 ont proposé des prototypes d'interface qui ont montré l'intérêt et la pertinence des concepts

avancés pour les praticiens. Comme le montrent les différentes étapes, le développement de ce type de système demande des compétences diverses. De plus, le développement d'interfaces adaptatives à différentes problématiques demande des compétences informatiques de haut niveau et des moyens financiers importants. Pour fédérer les compétences et obtenir les fonds nécessaires, le projet européen DIAMOND acronyme signifiant : « Decision-making support for Diagnosis and Intelligent Analysis of Motion Data: application to musculo-skeletal disorders » a été développé et a fédéré 4 universités européennes (pour plus de détails voir § 5.1.5 p 37). Ce projet n'a pas été retenu pour le 6^{ème} PRCD. Néanmoins, il a permis de mettre en place un réseau de chercheurs aux compétences complémentaires (S. Van Sint Jan, V. Feipel, K. Desloovere, G. Molenaers, M. Viceconti, A. Leardini, G. Clapworthy ainsi que les membres du LAMIH impliqués dans le projet) et des coopérations durables.

Cette méthodologie est cyclique et de nombreux rebouclages entre les différentes étapes sont nécessaires pour arriver au système d'aide à la décision finale. Cette méthodologie a été appliquée à différents domaines d'étude des mouvements humains avec des collaborateurs de milieux très divers (Figure 7 p 17). En effet, elle ne trouve son intérêt que lorsqu'elle s'inscrit dans un travail collaboratif pluridisciplinaire. Enfin, son application la plus complète concerne les études portant sur la marche humaine normale, pathologique ou ses adaptations (portage).

3.3 TRAVAUX DE THESES CO-ENCADRES

J'ai, jusqu'à ce jour, co-encadré 4 thèses. Les thèses de Philippe Pudlo (61^{ème}), d'Eric Watelain (74^{ème}) et de Christophe Gillet (74^{ème}) sont achevées. Les 2 premiers ont obtenu un poste de maître de conférences. Christophe Gillet est en cours de qualification aux fonctions de maître de conférences. Quant à Ludovic Delporte (74^{ème}), il rédige actuellement sa thèse. Ces thèses ont été co-encadrées avec les professeurs Jean Claude Angué (PU 61^{ème}), François-Xavier Lepoutre (PU 61^{ème}) de Valenciennes, Ghislaine Lensel (PU 74^{ème}) de Lille 2.

Doctorants \ Encadrants	Ghislaine Lensel (PU 74 ^{ème})	Jean-Claude Angué (PU 61 ^{ème})	François-Xavier Lepoutre (PU 61 ^{ème})	Franck Barbier (MC 61 ^{ème})
Philippe Pudlo (61 ^{ème})	0 %	20 %	10 %	70 %
Eric Watelain (74 ^{ème})	15 %	0 %	15 %	70 %
Christophe Gillet (74 ^{ème})	15 %	0 %	15 %	70 %
Ludovic Delporte (74 ^{ème})	10 %	0 %	10 %	80 %

Tableau n°1 : synthèse de la participation des encadrants aux différentes thèses.

Les travaux de recherche que j'ai co-encadrés démontrent l'intérêt de chacune des étapes de la méthodologie présentée à la Figure 3. De même, durant ma thèse qui s'intitule : « Modélisation biomécanique du corps humain et analyse de la marche normale et pathologique, application à la rééducation » j'ai contribué à différentes phases. Mon premier apport est la proposition d'une méthode de description hiérarchique des modèles corporels qui a débouché sur l'implémentation d'un code de calcul facilement configurable. Il est basé sur un formalisme purement vectoriel, utilise les quaternions pour la modélisation des rotations et implémente un algorithme récurrent de dynamique inverse. Le deuxième apport s'intègre dans la phase d'analyse et de modélisation des variables de la marche. En collaboration avec Pierre Loslever (PU 61^{ème}), nous avons proposé de sortir de l'analyse classique des signaux biomécaniques, basée sur l'analyse de certains points caractéristiques de la morphologie des signaux, en considérant l'ensemble du cycle de marche et en réalisant une réduction préalable basée sur un codage flou. Nous avons développé ensuite différentes métriques multidimensionnelles permettant de classer les signaux caractérisant la marche normale et pathologique. Le troisième apport est quant à lui expérimental. L'étude de la marche d'une population saine de marcheurs a débouché sur la description de deux classes de

marche normale. Ces classes de marche ont été ensuite utilisées comme références dans le suivi de la rééducation de patients ayant subi une ligamentoplastie du genou.

3.3.2 ENCADREMENT DE DOCTORANTS TERMINE

Philippe Pudlo, Eric Watelain et Christophe Gillet ont largement contribué à compléter le travail entamé.

1) Thèse de Philippe Pudlo

A partir de la modélisation hiérarchique développée durant ma thèse, Philippe Pudlo a proposé un modèle 3D du corps entier composé d'un tronc en 2 parties. Il a aussi introduit la notion de phase relative (Figure 4 b et c), traitement des données cinématiques, qui permet de détecter les phases de non coordination lors de la réalisation d'un mouvement. Il a ensuite identifié leurs causes, grâce aux calculs des sollicitations articulaires obtenues à partir de la dynamique inverse. Il a aussi développé un ergomètre d'aviron permettant la mesure des sollicitations externes 3D s'exerçant en 5 points du rameur d'aviron et permettant l'étude des sollicitations articulaires 3D. Ces données associées aux résultats sur la coordination fournissent à l'entraîneur des données permettant de faire un suivi de l'entraînement de ses rameurs. Ces données et ce système de mesure 3D restent pour l'instant sans concurrence (Figure 4.a).

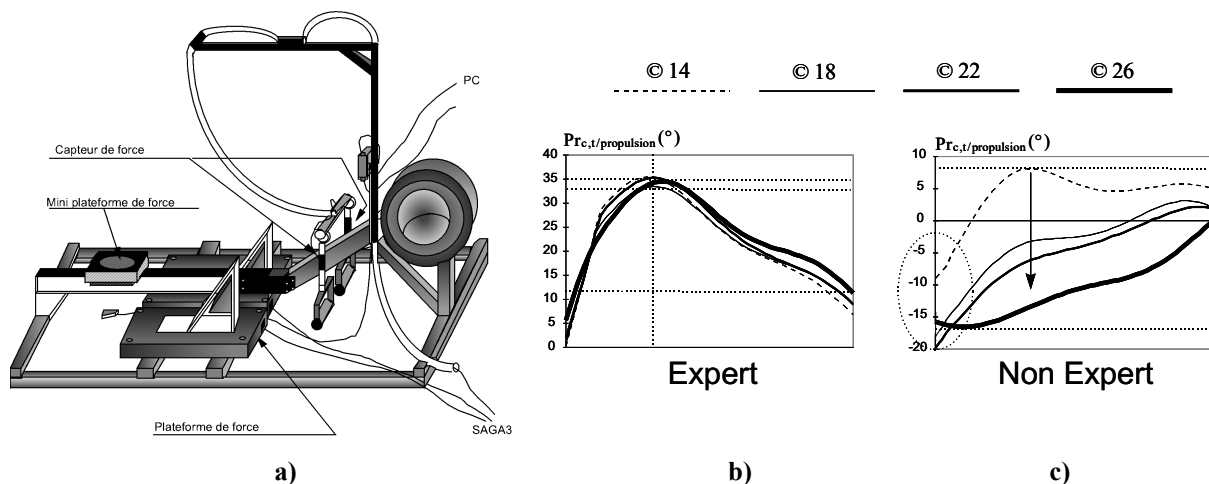


Figure 4: a) ergomètre d'aviron instrumenté, phase relative entre coude et le tronc durant la phase de propulsion b) chez l'expert c) chez le non expert pour des cadences de 16, 18, 22 et 26 coups par min.

2) Thèse d'Eric Watelain

Ma thèse ayant mis en évidence des problèmes importants quant à l'utilisation des données biomécaniques issues des systèmes de capture de mouvement dans le monde médical, la thèse d'Eric Watelain a consisté à proposer une démarche exploratoire pour extraire les connaissances des experts. Sa finalité était d'identifier leurs modes de raisonnement, les variables pertinentes à mesurer ou à calculer et les représentations de ces variables permettant aux intervenants médicaux de les intégrer facilement à leurs raisonnements. Cette méthodologie a été appliquée à différents intervenants médicaux : neurologues, médecins rééducateurs et kinésithérapeutes qui coopèrent dans la rééducation des malades atteints de troubles neurologiques. L'extraction de connaissance a montré que ces experts n'utilisaient pas les mêmes informations et que leurs raisonnements par rapport à un même patient pouvaient être différents. Les informations collectées auprès de ces experts ont permis de personnaliser l'interface en fonction du domaine d'expertise, en leur proposant en priorité les données qu'ils jugent pertinentes et en présentant des informations cohérentes

avec leur contexte cognitif. De plus, l'interface (Figure 5) enrichit les données en présentant des normes ou des exemples d'utilisation proposés dans la littérature.

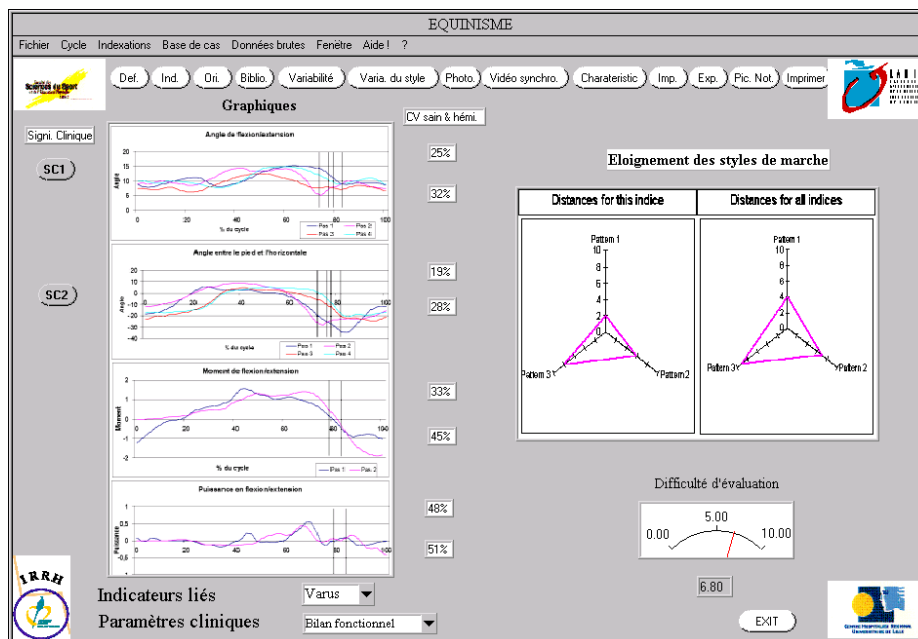


Figure 5: exemple d'interface issue des travaux d'Eric Watelain

3) Thèse de Christophe Gillet

Le travail de thèse de Christophe Gillet traite de l'adaptation des marcheurs en réponse au port d'un sac à dos. La première étude montre l'importance de prendre en compte les mouvements du tronc, en plus des membres inférieurs, pour analyser la marche. L'identification des masses accélérées des segments corporels et la détermination de leurs contributions montrent que les segments 'cuisse' et 'tronc' participent de façon prépondérante à la génération des forces externes. Dans une deuxième étude, une classification s'appuyant sur un concept clinique proposé par Sohier et Haye, 1989 (voir Figure 6.a et Figure 6.b), prenant en compte l'ensemble des segments corporels, est exploitée pour réduire la variabilité des données biomécaniques traditionnellement utilisées lors de l'étude de la marche.

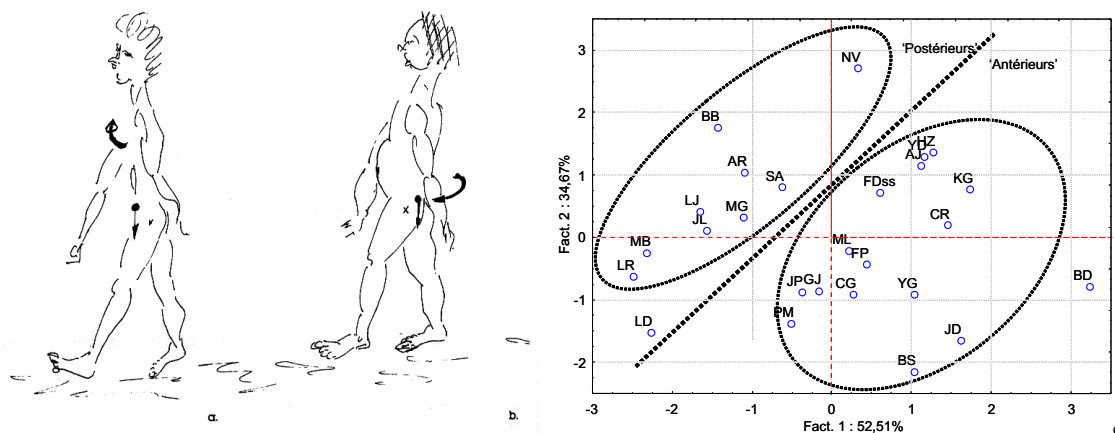


Figure 6: Schéma représentant les deux groupes selon Sohier et Haye, 1989. a) groupe des 'suspensions postérieures'; b) groupe des 'suspensions antérieures' c) projection des individus dans le premier plan factoriel défini par les 4 variables les plus pertinentes.

Ce concept a été traduit en variables biomécaniques et une Analyse en Composante Principale a permis de sélectionner les 4 variables les plus pertinentes. La classification hiérarchique ascendante, ensuite réalisée, a permis de déterminer deux classes de marche. La

confrontation de la classification clinique et de la classification biomécanique s'avère cohérente à 96%. Les classes (voir Figure 6.b) se distinguent par des contributions spécifiques des segments 'cuisses' et 'tronc'. Lors du portage (troisième étude), les variables caractérisant la locomotion évoluent dans le même sens pour les deux groupes de marcheurs mais dans des proportions différentes et des différences de stratégies apparaissent pour ces deux groupes.

3.3.3 ENCADREMENT DE DOCTORANTS EN COURS

Ludovic Delporte continue les travaux initiés par Christophe Gillet mais chez l'enfant. En effet, Ludovic Delporte cherche à déterminer à quel moment apparaissent les 2 classes de marche observées par Christophe Gillet chez l'adulte. Parallèlement, il évalue l'impact du port du cartable chez l'enfant en terme de posture mais aussi de sollicitations articulaires. Ainsi, les recommandations en terme d'ergonomie du portage faites chez l'adulte, qui tiennent compte des classes de marche précédemment définies, ne seront peut être plus de mise et d'autres solutions devront alors être imaginées pour améliorer l'ergonomie des systèmes de portage de l'enfant.

3.4 COLLABORATIONS DE RECHERCHES UNIVERSITAIRES

La nature pluridisciplinaire et transversale de la biomécanique nécessite le développement de collaborations avec les chercheurs du domaine. Elles sont résumées Figure 7.

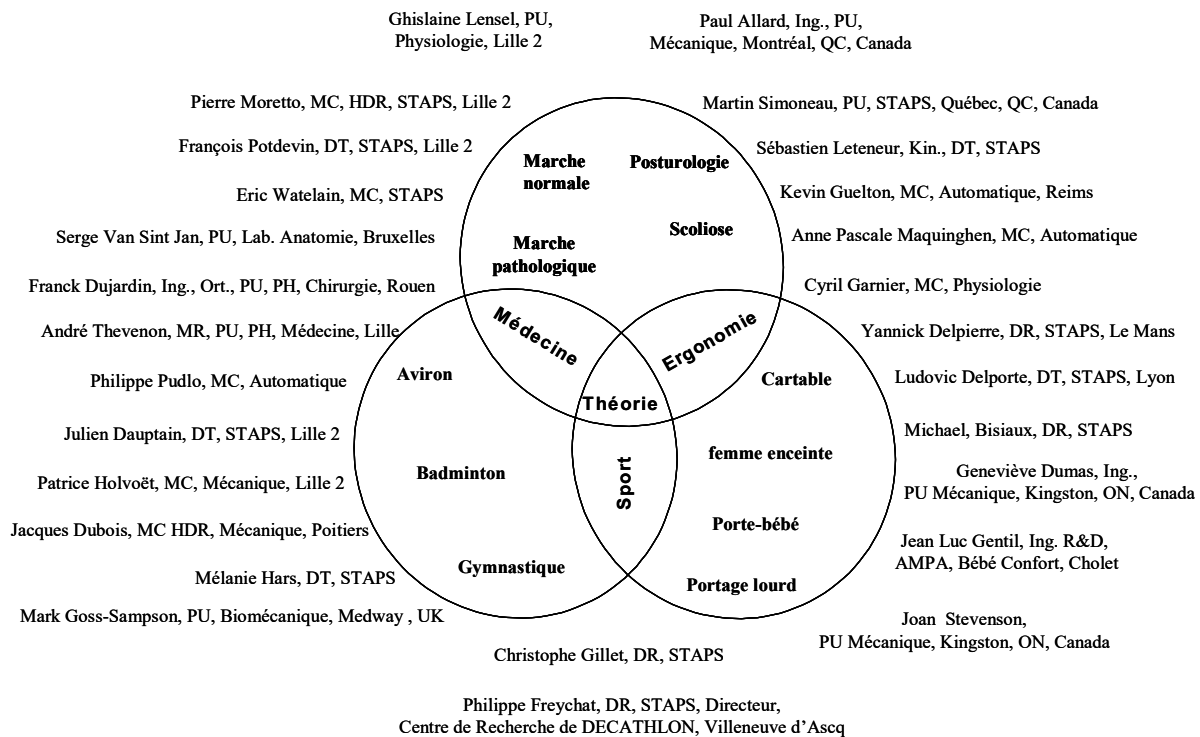


Figure 7 : synthèse des domaines d'application et des différentes collaborations (PU : Professeurs des Universités ou assimilés, PH : Praticien Hospitalier, Ing. : Ingénieur, Ort. : Orthopédiste, MR : Médecin Rééducateur, Kin. : Kinésithérapeute, MC : Maître de Conférences, DR : Docteur, DT : Doctorant, HDR : Habilité à Diriger les Recherches, QC : Québec, ON : Ontario)

3.4.1 COLLABORATIONS LOCALES

- Depuis 1999** Je collabore avec Anne Pascale Maquinghen (MC 61^{ème}, GR Biomécanique) sur le thème de la scoliose. Nous avons co-encadré le DEA de Kevin Guelton, le DEA de Ludovic Delporte et collaboré au DEA de Gaëlle Depoers. (Barbier F. et al., 2003).
- Depuis 1999** Je collabore avec Cyril Garnier (MC 69^{ème}, GR Biomécanique) sur le thème du portage du cartable chez les enfants. Nous co-encadrons avec Guislaine Lensel les thèses de Yannick Delpierre (69^{ème}) et Ludovic Delporte (74^{ème}) sur ce thème. Nous avons une communication en commun (Barbier F., 1999) mais surtout nous avons créé et nous avons animé ensemble durant 3 ans le Symposium Etudiant en Biomécanique et Physiologie des Activités Physiques et Sportives.
- Depuis 2000** Je collabore activement avec Eric Watelain (74^{ème}, GR Biomécanique) sur le thème de la marche normale et pathologique (Watelain et al., 2000), (Watelain et al., 2001), (Watelain et al., 2003).

3.4.2 COLLABORATIONS REGIONALES

- Depuis 1995** La collaboration avec **Philippe Freychat**, directeur du Centre de Recherche de DECATHLON est constante. Cette équipe met à notre disposition au travers de contrats industriels, des matériels sportifs et expérimentaux, des bourses pour financer les DEAs et les thèses des étudiants STAPS qui ne peuvent accéder dans notre université à aucune bourse ministérielle. Cette collaboration a été concrétisée actuellement par la **soumission d'1** publication dans une **revue internationale**, **4** communications dans des **congrès internationaux**, **2** communications dans des **congrès nationaux**, **1** communication reprise dans un **chapitre de livre**, **1 brevet** et **9 rapports** de recherches.
- Depuis 1996** Je coopère très activement et de façon continue avec le professeur **Ghislaine Lensel** (74^{ème}) du L.E.M.H. de Lille 2. En effet, j'ai eu la chance qu'elle accepte de co-encadrer les thèses d'Eric Watelain, Christophe Gillet et Ludovic Delporte. Cet encadrement a débouché sur une publication commune : (Watelain et al, 2003). De plus, nous avons des actions concertées lors de la représentation de nos UFR STAPS dans le cadre de la recherche (Institut Régional de Recherche sur le Handicap (IRRH) et Réseau Régional de Recherche sur le Sport (3RS)) mais aussi pour l'enseignement lors du montage des dossiers fédérant nos universités autour du Master Recherche
- Depuis 2000** Je travaille très activement avec Patrice Holvöet MC (60^{ème}) de l'UFR STAPS de Lille 2 et Mélanie Hars (Doctorant). Ils réalisent maintenant leurs recherches au sein du LAMIH. Nos recherches sont communes sur le plan théorique et se rejoignent sur l'analyse biomécanique des gestes sportifs et plus particulièrement de la gymnastique.

3.4.3 COLLABORATIONS NATIONALES

- 2000-2002** Je collabore avec le groupe de travail en Biomécanique du l'UMR CNRS SP2MI de l'université de Poitiers dirigé par **Alain Junqua** et plus particulièrement avec **Jacques Duboy** (MC 60^{ème}) et **Ridda Jeddi** (Doctorant 74^{ème}). Cette collaboration a été concrétisée par une publication commune parue dans la revue internationale : (Gillet et al, 2003).
- 1999- 2000** Eric Watelain et moi-même avons collaboré avec le laboratoire d'Etude du Mouvement du Centre Régional Hospitalier Universitaire de Rouen dirigé par le Pr **Franck Dujardin**. Cette collaboration a été concrétisée par une publication commune parue dans la revue internationale : Archives of Physical Medicine and Rehabilitation en 2001, (Watelain et al, 2001). Il en est de même avec le **Pr André Thevenon** du CHR de Lille (Watelain et al, 2003)

3.4.4 COLLABORATIONS INTERNATIONALES

- Depuis 1998** J'entretiens avec **Paul Allard** et **Heydar Sadeghi** du laboratoire d'Etude du Mouvement de l'Hôpital Sainte Justine de Montréal, Québec, Canada des collaborations de recherche effectives et très actives sur la marche normale et pathologique. Celles-ci ont donné lieu à 5 publications parues dans des revues internationales (Watelain et al, 2000), (Watelain et al, 2001), (Sadeghi H., 2002), (Gillet C. et al, 2003), (Barbier F. et al, 2003).
- Depuis 2000** Je développe des collaborations avec **Joan Stevenson** (ergonomie des sacs à dos) et **Geneviève Dumas** (modélisation et calcul des contraintes dans le tronc) du Physical Education Center, Queen's University, Kingston, Ontario, Canada. Actuellement, cette collaboration, c'est concrétisée par une conférence reprise dans un chapitre de livre (Gillet C. et al., 2003).
- Depuis 2002** Serge Van Sint Jan (Université Libre de Bruxelles) qui est un anatomiste de formation développe des recherches complémentaires des nôtres. Il travaille sur l'analyse des mouvements des structures osseuses à partir de sources diverses : cadavre, scanner et capture 3D. Nous collaborons sur des projets de recherche commun qui visent d'une part, à améliorer la précision des données issues des systèmes de captures de mouvements et d'autre part, à proposer des systèmes d'aide à la décision adaptés aux cliniciens : Projet DIAMOND. De plus, nous travaillons à l'élaboration d'un master Recherche 2^{ème} année commun avec les interlocuteurs de l'université de Greenwich sur les bases du master recherche 2^{ème} Année régional « Sciences du Sport ». Actuellement, des séminaires communs sont déjà mis en place.
- Depuis 2003** Je développe avec Martin Simoneau (Université Laval à Québec) conjointement avec Paul Allard, des recherches sur la posture orthostatique en relation avec des problématiques liées à l'ergonomie dans le domaine des sports et des loisirs. De plus, nous co-encadrons des étudiants en thèse et nous échangeons pour des stages de longue durée (9 mois) des étudiants de Master Recherche.
- Depuis 2004** Mark A Goss-Sampson de l'université de Greenwich at Medway développe des recherches complémentaires aux nôtres. Ils possèdent un système de mesure identique mais disposent des salles d'expérimentation de grand volume permettant d'aborder l'étude d'autres mouvements (Saut à la perche, enchaînements gymniques). Par contre, ils ne développent ni code de calcul, ni instrumentation. De plus, nous collaborons pour donner une dimension européenne au Master Recherche Régional « Sciences du sport ». Actuellement, des séminaires communs sont déjà mis en place.

3.4.5 APPLICATION DES RECHERCHES

BILAN QUANTITATIF

Brevet	1
Contrats	12

3.4.6 BREVET :

Lafoux A., Belledame S., Barbier F., Guret F.,

Sac à dos équipé d'un amortisseur angulaire entre l'arrière du sac et l'ensemble bretelles et/ou ceinture,

INPI 00119585, déposé par la société DECATHLON, 20 septembre 2000.

3.4.7 CONTRATS :

Les recherches menées intéressent les industriels du domaine des Sports et Loisirs. En effet, notre capacité à instrumenter les matériels sportifs, à modéliser biomécaniquement le corps humain, à développer des codes de calculs renseignant sur les sollicitations induites par les matériels fait que nous sommes sollicités durant 3 phases de l'élaboration d'un produit : a) l'évaluation des anciens produits ou de la concurrence, b) l'élaboration de nouveaux concepts, c) la validation et la caractérisation des nouveaux prototypes. Le partenaire privilégié depuis 1995 est le centre de recherche et développement de DECATHLON. Les 9 contrats réalisés depuis 1995 peuvent être caractérisés par ces 3 phases.

Dates	Titres du contrat	Evaluation préalable de produits	Elaboration de nouveaux concepts	Validation et caractérisation de nouveaux prototypes
1995 – 1996 DECATHLON	Synthèse et analyse des systèmes de portage existants en vue de proposer une nouvelle interface entre le porteur et le sac à dos	Oui	Oui	Non
1996 – 1997 DECATHLON	Evaluation de l'ergonomie de la liaison pied pédale chez le cycliste	Non	Non	Oui
1997 – 1998 DECATHLON	Evaluation et comparaison des perturbations de locomotion induites par l'ancienne (ASD1) et la nouvelle (ASD2) interface entre le dos et le sac à dos	Non	Oui (brevet)	Oui
1998 DECATHLON	Fiabilité des rameurs d'aviron d'appartement : mesures de forces exercées sur un ergomètre d'aviron en fonction du niveau du rameur	Non	Non	Oui
1998 – 1999 DECATHLON	Comparaison des perturbations de la locomotion d'hommes et de femmes induites par un nouveau sac à dos équipé du système ASD2 par rapport à 4 sacs à dos de la concurrence	Non	Oui	Oui
1999 DECATHLON	Dimensionnement des pièces en polymère de la nouvelle interface sac-porteur : Evaluation des contraintes au niveau des bretelle et de la ceinture pendant la manipulation et l'utilisation d'un sac à dos	Oui	Non	Non
1999 – 2001 DECATHLON	Evaluation des contraintes au niveau L5 durant le portage	Oui	Oui	Non
2001 - 2002 DECATHLON	Evaluation des contraintes induites par un nouveau principe de portage	Non	Oui (brevet en cours)	Oui
2002 - 2003 DECATHLON	Evaluation d'un nouveau système de harnachement au travers des mouvements relatifs du sac par rapport à l'homme	Oui	Non	Non
2003-2004 Bébé Confort	Développement d'un nouvel harnachement pour les porte-bébés ventraux	Oui	Oui	Oui
2004 - 2005 DECATHLON	Evaluation de l'efficacité des bâtons de randonnée pour la réduction des couples au niveau du genou durant la descente	Non	Non	Oui
2005 – 2006 Bébé Confort	Analyse et Modélisation du portage des coques pour bébé	Oui	Oui	Oui

Tableau 1: synthèse des contrats réalisés

3.5 LIENS AVEC LES CHERCHEURS DU DOMAINE :

3.5.1 MEMBRES DE COMITES DE LECTURE

Lecteur pour la conférence de la Société « Française » de Biomécanique, Valenciennes,
Lecteur pour the 3rd IASTED International Conference on BIOMECHANICS~BioMech 2005~
Lecteur pour la revue International Sports Engineering, Blackwell Science,
Lecteur pour la revue Journal of Sports Sciences, Taylor & Francis,

3.5.2 PARTICIPATION A L'ORGANISATION DE CONFERENCES

- 2002** Membre du comité d'organisation du congrès national de la **Société de Biomécanique**, Valenciennes,
- 2003** Membre du comité d'organisation des **Journées Doctoriales d'Automatique** organisées par le LAMIH à l'Université de Valenciennes les 25, 26 et 27 juin, 2003,
- 2005** **Président** du 2nd Congrès du Réseau Français de l'Ingénierie du Sport, 23 et 24 juin, 2005, Valenciennes.
- 2006** **Président** du comité d'organisation du **9^{ème} International Symposium On 3D Analysis of Human Movement**, Valenciennes, 4 et 5 Juillet, 2006, Valenciennes.

3.5.3 PARTICIPATION A DES GROUPES DE RECHERCHE NATIONAUX

INSTITUT REGIONAL DE RECHERCHE SUR LE HANDICAP (IRRH) :

Depuis 1996 Membre actif de cet Institut Régional. Cet institut soutenu par la Région Nord Pas de Calais a pour objectif de promouvoir la recherche dans le domaine du handicap sous toutes ses formes. La thèse d'Eric Watelain a été soutenue par l'IRRH.

RESEAU REGIONAL DE RECHERCHE SUR LE SPORT (3RS) :

Depuis 1999 Membre actif de ce réseau européen. Il est sous la tutelle du Pôle Européen de Lille et a vocation à promouvoir la recherche sur le sport dans l'euro région composée du Hainaut, des Flandres et du Kent.

SOCIETE DE BIOMECHANIQUE (SB):

Depuis 2000 Reçu comme membre actif de la société Française de Biomécanique,

RESEAU FRANÇAIS D'INGENIERIE DU SPORT (RFIS):

Depuis 2003 Co-fondateur et membre du comité directeur du réseau français d'ingénierie du sport,

3.5.4 PARTICIPATION A DES GROUPES DE RECHERCHE INTERNATIONAUX

INTERNATIONAL SPORT ENGINEERING ASSOCIATION (ISEA)

01/01/2001 Reçu comme membre actif de l'ISEA. L'objectif principal de cette association est d'animer des forums de discussions autour des problèmes techniques en rapport avec le sport. Ceci est réalisé au travers de Congrès bisannuels, d'une liste de discussion, d'une « News Letter » mensuelle et d'une revue internationale : Sports Engineering, chez Blackwell Science. Cette association a aussi un rôle d'interface entre les chercheurs dans le domaine de l'ingénierie du sport et l'industrie des sports et loisirs.

TECHNICAL GROUP ON THE 3-D ANALYSIS OF HUMAN MOVEMENT

11/07/2002 Elu à Newcastle « Président élu » de ce groupe de travail. Le groupe de travail sur l'analyse 3D des mouvements humains est un groupe reconnu par la Société Internationale de Biomécanique. Il a pour objectif d'être un forum de discussion traitant de toutes les questions ayant trait à la mesure 3D des mouvements humains. Ceci est réalisé au travers de l'organisation bisannuelle de symposiums internationaux et par l'élaboration de hors-séries pour le journal international « Human Movement Science ».

2004 – 2006 Président du “Technical Group on 3-D Analysis of Human Movement of the International Society of Biomechanics”

3.5.5 ACCUEIL DE CHERCHEUR ÉTRANGER

1998 **Paul Allard**, Université de Montréal, Montréal, Québec, Canada, Bourse Sénior Guest de L'OTAN, du 1/05/98 au 21/11/98,
2001 **Paul Allard**, Université de Montréal, Montréal, Québec, Canada, Bourse de l'Université de Valenciennes, du 1/05/01 au 27/07/01,
2002 **Paul Allard**, Université de Montréal, Montréal, Québec, Canada, Bourse de l'Université de Valenciennes, du 1/05/02 au 27/07/02,
2002 **Geneviève Dumas**, Queen's University, Kingston, Ontario, Canada, Bourse de l'Université de Valenciennes, du 5/06/02 au 5/07/02,
2003 **Martin Simoneau**, Université Laval, Québec, Québec, Canada, Bourse de l'Université de Valenciennes, du 1/06/03 au 30/06/03,
2004 **Martin Simoneau**, Université Laval, Québec, Québec, Canada, Bourse de l'Université de Valenciennes, du 1/05/04 au 31/05/04,

3.6 FORMATION A LA RECHERCHE

Bilan quantitatif

Encadrement de DEA	11
Encadrement de doctorats	3 terminés + 1 en cours
Encadrement de post doctorant	1

3.6.1 ENCADREMENT DE DEA

03-04 **Anthony Rossa (74^{ème}),**
Contraintes biomécaniques induites lors du portage d'un enfant dans un porte bébé,
D.E.A. de Biomécanique et de Physiologie, Universités de Paris V, VI, XI et Lille 2

02-03 **Benoit Breton (Kinésithérapie),**
Analyse expérimentale de la marche par le système opto-electronique vicon ®. Tentative de validation du concept de R. Sohier,
Mémoire de fin d'étude en Kinésithérapie, Haute Ecole Provinciale du Hainaut Occidental, Département Paramédical, Section de Kinésithérapie, Tournay, Belgique

02-03 **Julie Vasseur (74^{ème}),**

Contraintes induites par le portage lors de la course de raid en montagne,
D.E.A. de Biomécanique et de Physiologie, Universités de Paris V, VI, XI et Lille 2

- 02-03 Guillaume Joly (Kinésithérapie),**
Influence du type de suspension sur les paramètres biomécaniques de la marche en charge chez l'adulte sain,
Mémoire de fin d'étude en Kinésithérapie, Haute Ecole Provinciale de Charleroi, Institut Provinciale de Kinésithérapie et de Nursing, Charleroi, Belgique
- 01-02 Anne Sophie Lesne (61^{ème}),**
Identification des paramètres inertiels des segments corporels via un processus d'optimisation,
D.E.A. d'Automatique Industrielle et Humaine, Université de Valenciennes,
- 01-02 Benjamin Gobert (Kinésithérapie)**
Etude des effets de la compression du rachis sur la cinématique du rachis cervical, dorsal et lombaire, à la suite d'une marche en portage épaule chez des hommes sains.
Mémoire de fin d'étude en Kinésithérapie, Haute Ecole Provinciale du Hainaut Occidental, Département Paramédical, Section de Kinésithérapie, Tournay, Belgique
- 00-01 Stéphane Armand (74^{ème}),**
Modélisation 3D du corps des enfants afin de déterminer les sollicitations induites par le port d'un cartable,
D.E.A. de Biomécanique et de Physiologie, Universités de Paris V, VI, XI et Lille 2
- 00-01 Ludovic Delporte (74^{ème}),**
Etude des mouvements du rachis durant la marche avec et sans charge,
D.E.A. de Biomécanique et de Physiologie, Universités de Paris V, VI, XI et Lille 2
- 99-00 Kevin Guelton (61^{ème}) co-encadrement avec Anne Pascale Maquinghen (61^{ème})**
Analyse de la sensibilité des données stabilométriques
D.E.A. d'Automatique Industrielle et Humaine, Université de Valenciennes
- 99-00 Christophe Gillet (74^{ème}),**
Modélisation 3D du tronc, Mesure des contraintes 3D appliquées par un sac à dos sur le dos et calcul des contraintes internes 3D induites par un sac à dos dans le tronc
D.E.A. de Biomécanique et de Physiologie, Universités de Paris V, VI, XI et Lille 2
- 97-98 Sébastien Leteneur (Thérapie Manuelle)**
Capacité d'un système d'analyse gestuelle 3D à différencier les mouvement de la tête chez des sujets sains et lombalgiques
D.E.A. de Thérapie Manuelle, Université Libre de Bruxelles
- 95-96 Fabrice Maronneaud (61^{ème}),**
Analyse biomécanique du geste du cycliste en vue de limiter les contraintes liées au pédalage
D.E.A. d'Automatique Industrielle et Humaine, Université de Valenciennes.
- 94-95 : Philippe Pudlo (61^{ème}),**
Analyse des gestes d'un rameur sur ergomètre en vue de déterminer la posture conduisant au développement de la puissance maximale
D.E.A. d'Automatique Industrielle et Humaine, Université de Valenciennes.
- 92-93 : Razvan Condurache (61^{ème}),**
Modélisation de la marche via des signaux E.M.G
D.E.A. d'Automatique Industrielle et Humaine,

3.6.2 ENCADREMENT DE DOCTORAT EN COURS

- 01-04 Ludovic Delporte (74^{ème})**
Analyse et modélisation Biomécanique du portage - application au portage de l'enfant,
Thèse de Doctorat, Université de Valenciennes, financement interne,
Co-Directeurs de Thèse : **François Xavier Lepoutre (61^{ème}), Ghislaine LENSEL (74^{ème}), Franck BARBIER (61^{ème}),**

3.6.3 ENCADREMENTS DE DOCTORATS TERMINES

- 00-04** **Christophe Gillet (74^{ème})**
Analyse et modélisation Biomécanique du portage - application au portage lourd,
Thèse de Doctorat, Université de Valenciennes, soutenue 2 décembre 2004, co-financée par
DECATHLON et la région Nord Pas de Calais,
Co-Directeurs de Thèse : **François Xavier LEPOUTRE (61^{ème})**, **Ghislaine LENSEL (74^{ème})**,
Franck BARBIER (61^{ème}),
Rapporteurs : **Georges POUMARAT (74^{ème})**, **Philippe GORCE (74^{ème})**, **Paul ALLARD**
(PhD, Eng., 60^{ème}- Canada)
Examineurs : **Philippe FREYCHAT (74^{ème})**,
Mention très honorable avec les félicitations écrites du jury
- 96-99** **Eric Watelain (74^{ème})**->**MCF 74^{ème} depuis septembre 2000 à la FSMS**
Proposition d'une méthode d'analyse du mouvement humain – Application à la marche du
sujet hémiplégique
Thèse de Doctorat, Université de Lille 2, soutenue 26 Novembre 1999
Co-Directeurs de Thèse : **Ghislaine LENSEL (74^{ème})**, **Franck BARBIER (61^{ème})**,
Rapporteurs : **Jean-Claude ANGUÉ (61^{ème})**, **Paul ALLARD (PhD Eng.-60^{ème}-Canada)**,
Examineurs : **François Xavier LEPOUTRE(61^{ème})**, **André THEVENON (PU PH 41^{ème})**
Mention très honorable
- 95-99** **Philippe PUDLO (61^{ème})**->**MCF 61^{ème} depuis septembre 1999 à l'IUT MPH de Maubeuge**
Contribution à l'analyse et à l'optimisation du geste du rameur en aviron
Thèse de Doctorat, Université de Valenciennes, N.O. 99-09, soutenue le 19 Janvier 1999
Co-Directeurs de Thèse : **J.C. ANGUÉ (61^{ème})**, **François Xavier LEPOUTRE(61^{ème})**,
Franck BARBIER (61^{ème}),
Rapporteurs : **Alain JUTTARD (61^{ème})**, **Georges POUMARAT (74^{ème})**,
Examineurs : **Pascal DRAZETIC (60^{ème})**, **Yannick LE SAUX (DTN FFS d'Aviron)**
Mention très honorable avec les félicitations du jury

3.6.4 ENCADREMENTS DE POST-DOCTORANT

- 02-03** **Mickaël Bisiaux (74^{ème})**
Analyse et modélisation des pressions plantaires chez l'enfant - application au port du
cartable,
François Xavier Lepoutre (61^{ème}), **Franck BARBIER (61^{ème})**,

3.6.5 EXAMENS DE SYNTHESE AU QUEBEC, CANADA :

- 23/05/2002** **Benjamin Bouh Louha**
Analyse et modélisation biomécanique de la marche pathologique,
Paul Allard, Franck Barbier, Denis Gravel, Pierre Mathieu, François Peronnet,
UNIVERSITE DE MONTREAL, QUEBEC, CANADA.
- 26/03/2004** **Mansour Eslami**
Analyse et modélisation biomécanique de la posture orthostatique,
Paul Allard, Franck Barbier, Clarisse Tanaka, Louise Béliveau,
UNIVERSITE DE MONTREAL, QUEBEC, CANADA.

3.7 TRAVAUX, OUVRAGES, ARTICLES:

BILAN QUANTITATIF

Brevet	1
Revue internationale avec comité de lecture	9 + 1 en soumission
Chapitre de livre	1
Conférences reprises dans un livre ou une revue	4
Revue nationale avec comité de lecture	2
Colloques internationaux avec comité de lecture	31
Colloques nationaux avec comité de lecture	28
Autres participations à la recherche	3
Responsabilités de contrats de recherche	12

3.7.2 BREVET

Lafoux A., Belledame S., Barbier F., Guret F.,

Sac à dos équipé d'un amortisseur angulaire entre l'arrière du sac et l'ensemble bretelles et/ou ceinture,

INPI 00119585, déposé par la société DECATHLON, 20 septembre 2000.

3.7.3 REVUES INTERNATIONALES AVEC COMITE DE LECTURE

Loslever P., Barbier F.,

Multivariate graphical presentation for gait rehabilitation study,

Gait Posture, 1998 Jan 1;7(1), p 39-44

Watelain, E., Barbier, F., Allard, P., Thevenon, A. et Angué, J.-C.

Gait pattern classification of healthy elderly men based on biomechanical data.

Archives of Physical Medicine and Rehabilitation, 2000, vol. 81, p 579-586.

Watelain E., Dujardin F., Barbier F., Dubois D. & Allard P.,

Pelvic and lower limb Compensatory actions of subjects in an early stage of hip osteoarthritis

Archives of Physical Medicine and Rehabilitation, vol.82, n°12, p1705-1711, December 2001.

Sadeghi H., Allard P., Barbier F., Sadeghi S., Hinse S., Labelle H.,

Main functional roles of knee flexors/extensors in able-bodied gait using principal component analysis

The Knee, 2002, vol 9, p47-53,

Watelain E., Froger J., Barbier F., Lensel G., Rousseaux M., Lepoutre F.X., Thevenon A.,

Comparison of clinical gait analysis strategies by french neurologists, physiatrists and physiotherapists,

Journal of Rehabilitation Medicine, Vol. 35, n°1, p8-14, 2003.

Gillet C., Duboy J., Barbier F., Armand S., Lepoutre F.X., Allard P.,

Contribution of the accelerated body masses to able-bodied gait

The American Journal of Physical Medicine & Rehabilitation, février 2003, vol 82, p 101-109.

Barbier, F., Allard, P., Guelton, K., Colobert, B., Godillon-Maquinghen A.P., Lepoutre, F.-X.

Estimation of the 3D center of mass excursion from force plate data during standing

IEEE Transactions On Neural Systems and Rehabilitation Engineering, vol. 11, n°. 1, p 31-37, 2003

Allard P., Chavet P., Barbier F., Gatto L., Labelle H., Sadeghi H.

Effect of body morphology on standing balance in adolescent idiopathic scoliosis

The American Journal of Physical Medicine & Rehabilitation, Vol. 83, No. 9, p 689-697, 2004

Sous Presse :

Watelain E., Froger J., Rousseaux M., Lensel G., Barbier F., Lepoutre F.X., Thevenon A.
Variability of Video-based Clinical Gait Analysis in Hemiplegia as performed by practitioners in diverse specialties,
Journal of Rehabilitation Medicine, sous presse

En soumission :

Potdevin F., Gillet C., Barbier F., Coello Y., Moretto P.
Functional classification to study the asymmetry of able bodied gait. :Propulsive and slowing limbs concepts
Journal of Human Behavior

En préparation :

Dauptain J., Barbier F., Gillet C., Holvoet P., Lepoutre F.X.
An instrumented backpack to determine the constraints applied on the back
Sports Engineering, en préparation

Gillet C., Barbier F., Leteneur S., Sadeghi H., Lepoutre F.X., Lensel G., Allard A.,
Proposition of two classes of gait having a clinical meaning,
Clinical Biomechanics, en préparation

Hars M., Barbier F., Gillet C., Goss-Sampson M.A., Lepoutre F.X., Holvoet P.
Development of an instrumented balance beam to study gymnast's dynamic balance control
Research quarterly for exercise and sport, en préparation 1

Hars M., Gillet C., Barbier F., , Simoneau M., Lepoutre F.X., Holvoët P.
Are expert gymnasts affected by the height of the balance beam during backward acrobatic movements?
Neuroscience Letters, en préparation 2

Leteneur S., Gillet C., Simoneau M., Allard P., Lepoutre F.X., Barbier F.,
Does postural attitude interfere with balance control ?
Experimental Brain Research, en préparation

3.7.4 CHAPITRE DE LIVRE

Pudlo P ; Barbier F.,
Evaluation de la coordination motrice : les phases relatives,
ISBN : 2-89137-159-3, Analyse du mouvement par la biomécanique, Chapitre 10, p 155-172,
Editeurs Décarie (Canada) & Vigot (France), 2000.

3.7.5 CONFERENCES REPRISES DANS UN LIVRE OU UNE REVUE

Pudlo P., Barbier F., Angué J.C.,
Instrumentation of the Concept II ergometer for optimization of the gesture of the rower,
The Engineering of Sport, 1996, Editeur S.J. Haake, A.A. Balkema Publishers, p 137-140, ISBN 90-5410-8226-3.

Barbier F., Salom O., Angué J.C.
Assessing the ergonomics of 2 rucksacks
The Engineering of Sport, 1998, Editeur S.J. Haake, Blackwell Science, p 243-250, ISBN 0-632-05048-9.

Barbier F., Pudlo P., Angué J.C.,
Nécessité de modéliser le rameur en 3 dimensions,
Sciences & Motricité, 1998, n°35-36, p 98-99.

Gillet C., Barbier F., Stevenson J., Lepoutre F.X.,
Determination of mechanical constraints in the lower limbs and the trunk during load carrying
The Engineering of Sport 4, 2002, Editeur S. Ujihashi & S.J. Haake, Blackwell Science Ltd, p783-789, ISBN 0-632-05331-3.

3.7.6 REVUES NATIONALES AVEC COMITE DE LECTURE

Barbier F., Loslever P., Angué J.C.,
Méthode informatisée de mesure et d'analyse des forces de réaction et des angles articulaires de la marche normale,
Innovation et Technologie en Biologie et Médecine, vol 15, n° 4, p 449-462, 1994.

Denoyelle C., Barbier F., Pierron G.,
Analyse des vitesses obtenues en chaînes série et parallèle pour le membre inférieur,
Annales de kinésithérapie, Edition Masson, 1995.

3.7.7 CONFERENCES INTERNATIONALES AVEC COMITE DE LECTURE ET ACTES

Laassel E.M., Barbier F., Angué J.C.,
Tridimensional Model of Human Gait,
European Symposium On Gait Analysis, Zurich, mai 1992.

Barbier F., Angué J.C.,
Three Dimensional modeling of the human body applied to the study of joint forces and moments,
Second international Symposium on 3-D Analysis Of Human Movement, Poitiers, France, June 1993.

Bouilland S., Barbier F., Drazetic P.,
Origin and interpretation of error in calculation of articular efforts,
XVth Congress of the International Society of Biomechanics, July, 1995.

Barbier F., Bouilland S., Angué J.C.,
Influence of the derivation on the precision of the iterative inverse dynamic method of calculation,
V International Symposium On Computer Simulation In Biomechanics, June, 1995.

Pudlo P., Barbier F., Angué J.C.,
Kinematics analysis of the rower's movements,
International Symposium On Biomechanics of Sport, 25-29 June, 1996, Madeira.

Pudlo P., Barbier F., Angué J.C.,
The modulus of the 3D articular efforts in rowing,
XVIth Congress of the International Society of Biomechanics, Tokyo, Japan, August, 1997.

Pudlo P., Barbier F., Angué J.C.,
Articular efforts quantification at the L4/L5 level for the rower,
International Symposium On Biomechanics of Sport, Denton, Texas, U.S.A., July, 1997.

Maronneaud F., Barbier F., Angué J.C.,
The effects of the clipless float pedal on the articulations of the leg in cycling,
XVIth Congress of the International Society of Biomechanics, Tokyo, Japan, August, 1997.

Maronneaud F., Barbier F., Angué J.C.,
Experimental device for the analysis of the cyclist's movement,
International Symposium On Biomechanics of Sport, Denton, Texas, U.S.A., July, 1997.

Pinti A., Barbier F., Angué J.C., Van de Velde D.,
A non-invasive approach to the movement of knee prostheses by image processing,
11th Conference of the European Society of Biomechanics, Toulouse, France, July 8-11, 1998.

Pudlo P., Barbier F., Angué J.C.,
Assessing co-ordination of rowers,
11th Conference of the European Society of Biomechanics, Toulouse, France, July 8-11, 1998.

Barbier F., Garnier C., Galliot P., Salom O.
Techniques to assess locomotion perturbations during hiking,
1st International Conference on Science & Technology In climbing & Mountaineering, Leeds, 7th-9th April, 1999.

Barbier F., Pudlo P., Angué J.C.
An experimental platform to analyze the impact of carrying a backpack on locomotion

17th Congress of the International Society of Biomechanics, Canada, Calgary, August, 8-13, 1999.

Pudlo P., Barbier F., Lepoutre F.X., Angué J.C.,

“Joint reaction forces : useful datas to assess the rower’s technique”,

17th Congress of the International Society of Biomechanics, Canada, Calgary, August, 8-13, 1999.

Watelain E., F. Dujardin, P. Allard, F. Barbier, A. Thevenon, D. Dubois & G. Lense

“Kinetic gait patterns of men with osteoarthritis of the hip”

International Society for Postural and Gait Research, Waterloo, Canada, Ontario, 10-15 july, 1999

Watelain E., P. Allard, A. Thevenon, F. Barbier, G. Lense, D. Dubois and G. Kemoun

“Three gait patterns for healthy elderly men”

International Society for Postural and Gait Research, Waterloo, Canada, Ontario, 10-15 july, 1999

Watelain E., Barbier F., Thevenon A., Lense G. & Lepoutre F-X.,

“Proposition for a new graphic interface for clinical gait evaluation”

International Society for Postural and Gait Research, Waterloo, Canada, Ontario, 10-15 july, 1999

Watelain E., Barbier F., Thevenon A., Lense G. & Lepoutre F-X.,

“How identify the necessary evolution of clinical gait analysis software? Example of stroke”

International Society for Postural and Gait Research, Waterloo, Canada, Ontario, 10-15 july , 1999: à paraître dans Gait & Posture

Colobert, B., Armand, S., Barbier, F., Guelton, K., C., Gillet, Caron, O. et Allard, P.,

“A 3D Model for the Estimation of the Center of Mass Displacement in Orthostatique Postur”

Congrès conjoint de la Société de Biomécanique et de la Société Canadienne de Biomecanique. Montréal, PQ, Canada, 2000.

Barbier, F., Guelton, K., Colobert, B., Armand, S., Gillet, C., Caron, O. et Allard, P.,

“Estimation of the center of mass displacement in quiet standing by means of a 3D biomechanical model”,

Sixth International Symposium on 3-D Analysis of Human Movement, Le Cap, Afrique du Sud, 2000

Colobert, B, Armand, S., Guelton, K., Allard, P et Barbier, F

“Variation de la hauteur du centre de masse et son influence sur les angles”,

caractérisant son déplacement dans l’espace, ACFAS. Montreal, P.Q., Canada, 2000.

Pudlo P. , Barbier F., Angué J.C.,

“Couple articulaires significatifs des mouvements des membres inférieurs chez le rameur”,

Congrès conjoint de la Société de Biomécanique et de la Société Canadienne de Biomecanique. Montréal, PQ, Canada, 2000.

Gillet C., Barbier F., Lafoux A., Lepoutre F.X.

“Net muscle moments calculation in L5 during load carrying for adults”

XVIIth Congress of the International Society of Biomechanics, ETH Zürich, Switzerland, 2001.

Gillet C., Barbier F., Lafoux A., Lepoutre F.X.

“Impact of the L5 estimate position on the sacro-lumbar net muscle moment value”

XVIIth Congress of the International Society of Biomechanics, ETH Zürich, Switzerland, 2001.

Gillet C., Barbier F., Lepoutre F.X.

“Differences between shoulder vs hip load carriage on L5 net muscle moment during gait”

2nd International Conference on Science & Technology In climbing & Mountaineering, Leeds, April, 2002.

Guelton K., Maquinghen A.P., Polle G., Delporte L., Barbier F., Chopin D., Lepoutre F.X.

“Algorithme d’auto calibration de radiographies pour la reconstruction 3D du rachis”

Modélisation & Simulation pour la Médecine et la Chirurgie Assistée par Ordinateur Modelling & Simulation for Computer-aided Medicine and Surgery INRIA Rocquencourt 12 - 15 Novembre 2002, November 12-15th, 2002

Barbier F., Gillet C., Duboy J., Armand S., Jeddi R., Lepoutre F.-X., Allard P

“Contribution of the accelerated body masses to able-bodied gait”

Seventh International Symposium on the 3-D Analysis of Human Movement, Newcastle upon Tyne, Engla Dend, July 10-12, 2002

Gatto L., Allard P., Labelle H., Barbier F., Chavet P.

“Analyse spectrale de la posture debout chez des scoliotiques portant un corset de Boston”
Congrès de l'Association québécoise des Sciences en Activités Physiques, Montréal, 29 mars, 2003

Guelton K., Delprat S., Barbier F., Guerra T.M., Armand S., Lepoutre F.X.,

Global Optimisation of a double inverted pendulum model for the ankle and thr hip joint torques estimation in standing,
ESMAC'03, Marseille, France, Septembre 2003.

Delpierre Y., Hars M., Garnier C., Barbier F., Lepoutre F.X.

“Thigh/trunk coordination during gait in young adolescents with schoolbag carrying”
9th Annual Congress of the European College of Sport Science, 3 - 6 July, 2004.

Garnier C., Delpierre Y., Hars M., Barbier F., Lepoutre F.X.

“Thigh vs trunk coordination during gait: biomechanical and electromyographical approaches”
9th Annual Congress of the European College of Sport Science, 3 - 6 July, 2004.

3.7.8 CONFERENCES NATIONALES AVEC COMITE DE LECTURE ET ACTES

Barbier F., Angué J.C.,

Présentation de la recherche sur le geste sportif réalisée au Laboratoire d'Automatique et de Mécanique Industrielles et Humaines de Valenciennes,
Premier Symposium sur l'Analyse du Mouvement Complexe en Situation, ENSA, Chamonix, 22, 23 et 24 avril, 1996.

Lepoutre F.X., Barbier F.,

Mesures et modélisations biomécaniques des gestes et postures,
2^{ème} Congrès Numérisation 3D, Design et Digitalisation, Création Industrielle et Artistique, 28 - 29 mai, Paris, France 1997.

Watelain E., Thevenon A., Kemoun G., Barbier F., Benaim C., Lensel-Corbeil G.,

Etudes Inter-professionnelles des stratégies de la marche du patient hémiplegique,
SOFMERR, Strasbourg, 16-18 octobre, 1997.

Watelain E., Barbier F., Thevenon A., Lensel-Corbeil G.,

Stratégies d'Analyse Clinique de la marche de l'hémiplegique,
3^{ème} journée annuelle de la Recherche sur le Handicap, Institut Régional sur le Handicap, Région Nord-Pas de Calais, Lille Grand-Palais, 3 octobre, 1997.

Watelain E., Thevenon A., Barbier F., Moretto P., Kemoun G.,

The gait of patients with cerebral palsy : are the angular kinetic parameters reproducible ?,
International Society of Posture & Gait research, Maison de la Chimie, 22 au 26 juin, Paris, 1997.

Watelain E., Thevenon A., Kemoun G., Barbier F., Benaim C., Lensel-Corbeil G.,

Perturbation de la cinématique de la marche,
VII Congrès International des Chercheurs en Activité Physiques et Sportives, Marseille, 3-5 novembre, 1997.

Watelain E., Barbier F., Thevenon A., Lensel-Corbeil G.,

Présentation d'un logiciel d'analyse de la marche, 4^{ème} journée annuelle de la Recherche sur le Handicap,
Institut Régional sur le Handicap, Région Nord-Pas de Calais, Institut Rieux, 27 novembre, 1998.

Pudlo P., Barbier F., Angué J.C.,

Validation de 2 modèles 3D pour calculer les forces et les couples au niveau de L4/L5 en aviron,
13^{ème} Congrès de la Société de Biomécanique, Lyon, France , 17-18 septembre 1998.

Allard, P., Pagé, J.-M., Kémoun, G., Duhaime, M., Barbier, F. et Watelain, E.

Perturbations dans les mouvements de rotation du tronc chez les personnes ayant des entorses lombaires.
13^{ème} Congrès National de la SOFMERR, Lyon, France, 1998

Watelain E., Thevenon A., Barbier F., Kemoun G., Lensel-Corbeil G., Allard P., Lepoutre F.X.,

Evaluation visuelle de la marche du patient hémiplegique,
SOFMERR, Lyon, 8 - 10 octobre, 1998.

Watelain E., Barbier F., Devynck T., Pinti A., Boluix, Kemoun G., Angué J.C.,
Evaluation des masses segmentaires des membres inférieurs chez le patient hémiparétique,
23^{ème} Congrès de la Société de Biomécanique, Lyon, France , 17-18 septembre 1998.

Pinti A., Barbier F., Angué J.C., Van de Velde D.,
Etude in vivo du mouvement de prothèse intégrale de genou par segmentation d'images : proposition d'un protocole expérimental,
23^{ème} Congrès de la Société de Biomécanique, Lyon, France , 17-18 septembre 1998.

Pinti A., Barbier F., Angué J.C., Van de Velde D.,
Extraction et suivi dynamique du mouvement de prothèse de genou par analyse automatique d'images d'ampli de brillance,
SOFMER, Paris, France, 1998.

Watelain E., Barbier F., Thévenon A, Lenseil-Corbeil G., Le Poutre F.X.,
Variabilité de la marche du patient hémiparétique : Intérêts cliniques et conséquences pour l'évaluation fonctionnelle
Institut Régional sur le Handicap, Région Nord-Pas de Calais, Institut Rieux, 20 novembre, 1999.

Watelain E., Allard P., Barbier F., Thévenon A, Lenseil-Corbeil G., Le Poutre F.X.
Quelle(s) norme(s) pour l'évaluation fonctionnelle de la marche pathologique de personnes âgées ?
Institut Régional sur le Handicap, Région Nord-Pas de Calais, Institut Rieux, 20 novembre, 1999.

Hedoux P. , Watelain E., Pinti A., Barbier F., Boluix B., Kemoun G.
Automatic analysis of lower limb gait of hemiplegic patients for biomechanic parameter calculation.
Congrès de la Société Française de Biomécanique, Macon, France, 1999

Guelton K., Barbier F., Armand S., Leteneur S., Allard P.,
Proposition d'un modèle permettant la détermination en temps réel de la position du centre de gravité application à la rééducation,
Institut Régional sur le Handicap, Région Nord-Pas de Calais, Institut Rieux, 17 novembre, 2000.

Gillet C., Armand S., Barbier F.,
Proposition d'un modèle pour l'analyse des sollicitations articulaires chez l'enfant porteur d'un cartilage,
Institut Régional sur le Handicap, Région Nord-Pas de Calais, Institut Rieux, 17 novembre, 2000.

Leteneur S., Vasseur J., Barbier F., Ambrozy J.,
Caractérisation stabilométrique de la rééducation après arthroplastie totale du genou,
Institut Régional sur le Handicap, Région Nord-Pas de Calais, Institut Rieux, 17 novembre, 2000.

Gatto L., Allard P., Barbier F., Labelle H., Teasdale N., Chavet P.,
Spectral analysis of standing posture in scoliotic subjects wearing a body brace,
Congrès de la Société de Biomécanique, Valenciennes, 11-13 septembre, 2002.

Lesne A.S, Gillet C., Delporte L., Barbier F., Lepoutre F.X.,
Automatic identification of 3D body segment inertia,
Congrès de la Société de Biomécanique, Valenciennes, 11-13 septembre, 2002.

Gillet C., Guelton K., Delporte L., Barbier F., Belluye N., Lepoutre F.X., Allard P.,
Determination of backpack role in locomotion during clearing obstacles,
Congrès de la Société de Biomécanique, Valenciennes, 11-13 septembre, 2002.

Guelton K, Gillet C, Delporte L, Barbier F, Lepoutre F.X.,
An easy method to determine the centre of gravity of some lifeless body with a motion analysis system,
Congrès de la Société de Biomécanique, Valenciennes, 11-13 septembre, 2002.

Hars M., Holvoet P., Barbier F., Lepoutre F.X.
Comparaison de l'évolution des moments cinétiques segmentaires lors de mouvements gymniques à la poutre d'équilibre,
Congrès de la Société de Biomécanique, Valenciennes, 11-13 septembre, 2002.

Leteneur S., Barbier F., Allard P., Klein P.,
Head kinematics of patients with idiopathic low back pain.

Congrès de la Société de Biomécanique, Valenciennes, 11-13 septembre, 2002.

Armand S., Gillet C., Delpierre Y., Delporte L., Barbier F.

Modelling and primary results of the school bag's weight's incidence on walking kinetic of the lower body and the lower back,

Congrès de la Société de Biomécanique, Valenciennes, 11-13 septembre, 2002.

Gatto L., Allard P., Chavet P., Barbier F., Labelle H.

Effect of body somatotype on standing balance in adolescent idiopathic scoliosis

Congrès de la Société de Biomécanique, Poitiers Futuroscope, 11-12 septembre, 2003.

Gillet C, Barbier F, Leteneur S, Simoneau M, Sadeghi H, Lepoutre FX, Allard P

Proposal of 2 classes of gait coming from the clinical practice.

Congrès de la Société de Biomécanique, 8-10 Septembre, Paris, France, 2004

Gillet C, Barbier F, Leteneur S, Delporte L, Belluye N, Lepoutre FX

Influence of the load carriage on 2 classes of gait

Congrès de la Société de Biomécanique, 8-10 Septembre, Paris, France, 2004

3.7.9 AUTRES PARTICIPATIONS A LA RECHERCHE

Elsner F., Barbier F., Kerkeni N., Angué J.C.,

Problématique de la trajectographie appliquée en analyse gestuelle,

Journées nationales thématiques du GDR 134 et du GRAISYHM Région Nord Pas de Calais, Thème : Les mouvements 3D non rigides, 4 et 5 mai 1995, Lille, France.

Pierron G., Barbier F., Cloup P., Paul R., Denoyelle C., Lagoda F.,

Apport de l'analyse de mouvement en rééducation,

Journées nationales thématiques du GDR 134 et du GRAISYHM Région Nord Pas de Calais, Thème : Les mouvements 3D non rigides, 4 et 5 mai 1995, Lille, France.

Pudlo P., Lempereur M., Barbier F.

Evaluation de la coordination motrice chez le rameur,

Premières journées d'études, 2, 3 et 4 mai, LAMAPS, UFR STAPS, Université d'Artois, 2001

3.7.10 RESPONSABILITE DE CONTRATS DE RECHERCHE

- 95-96** **Projet :** Portage lourd : synthèse et analyse des systèmes de portage existants en vue de proposer une nouvelle interface entre le porteur et le sac à dos,
Partenaire : Equipe de recherche avancée de la société DECATHLON,
Intervenants : Angué J.C. (Resp. Scientifique), Barbier F. (Resp. Technique),
- 96-97** **Projet :** Ergonomie de la liaison pied pédale chez le cycliste,
Partenaire : Equipe de recherche avancée de la société DECATHLON,
Intervenants : Angué J.C. (Resp. Scientifique), Barbier F. (Resp. Technique), Maronneaud F.
- 97-98** **Projet :** Portage lourd : évaluation et comparaison des perturbations de locomotion induites par l'ancienne (ASD1) et la nouvelle (ASD2) interface entre le dos et le sac à dos,
Partenaire : Equipe de recherche avancée de la société DECATHLON
Intervenants : Angué J.C. (Resp. Scientifique), Barbier F. (Resp. Technique),
- 98** **Projet :** Fiabilité des rameurs d'aviron d'appartement : mesures de forces exercées sur un ergomètre d'aviron en fonction du niveau du rameur,
Partenaire : Equipe de recherche avancée de la société DECATHLON
Intervenants : Angué J.C. (Resp. Scientifique), Barbier F. (Resp. Technique), Pudlo P.,
- 98-99** **Projet :** Portage lourd : comparaison des perturbations de la locomotion d'hommes et de femmes induites le nouveau sac à dos DECATHLON équipé du système ASD2 par rapport à 4 sacs à dos de la concurrence,
Partenaire : Equipe de recherche avancée de la société DECATHLON
Intervenants : Angué J.C. (Resp. Scientifique), Barbier F. (Resp. Technique), Gillet C., Goubet Y.

- 99** **Projet :** Dimensionnement des pièces en polymère de la nouvelle interface sac-porteur : Evaluation des contraintes au niveau des bretelles et de la ceinture pendant la manipulation et l'utilisation d'un sac à dos.
Partenaire : Equipe de recherche avancée de la société DECATHLON
Intervenants : Angué J.C. (Resp. Scientifique), Barbier F. (Resp. Technique), Gillet C.
- 99-01** **Projet :** Evaluation des contraintes au niveau L5 durant le portage
Partenaire : Equipe de recherche et développement de la société DECATHLON
Intervenants : Barbier F. (Resp. Scientifique), Gillet C. (Resp. Technique),
- 01-02** **Projet :** Evaluation des contraintes induites par un nouveau principe de portage
Partenaire : Equipe de recherche et développement de la société DECATHLON
Intervenants : Barbier F. (Resp. Scientifique), Gillet C. (Resp. Technique), Delporte L.
- 02-03** **Projet :** Evaluation d'un nouveau système d'arnachement au travers des mouvements relatifs du sac par rapport à l'homme
Partenaire : Equipe de recherche et développement de la société DECATHLON
Intervenants : Barbier F. (Resp. Scientifique), Gillet C. (Resp. Technique)
- 03-04** **Projet :** Analyse biomécanique du portage des enfants et élaboration et validation d'un nouvel harnachement pour un porte bébé ventral
Partenaire : Société AMPA France – Bébé Confort
Intervenants : Barbier F. (Resp. Scientifique), Rossa A. (Resp. Technique)
- 04-05** **Projet :** Analyse biomécanique de la marche en descente avec des batons de randonnée
Partenaire : Equipe de recherche et développement de la société DECATHLON
Intervenants : Barbier F. (Resp. Scientifique), Dauplain J. (Resp. Technique)
- 05-06** **Projet :** Analyse biomécanique du porté de coque pour bébé
Partenaire : Société AMPA France – Bébé Confort
Intervenants : Barbier F. (Resp. Scientifique), Gillet C. (Resp. Technique)

Partie 4 Activités d'enseignement

4.1 RESPONSABILITES PEDAGOGIQUES ACTUELLES

- Responsable du Master Recherche « Sciences du Sport » première et deuxième année à la FSMS,
- Responsable des Relations Internationales pour la FSMS,
- Responsables des enseignements de Biomécanique, de Statistiques, d'Informatique, d'Initiation à la recherche et de Recherche,
- Responsable de la gestion des salles informatiques.

Pour ces responsabilités, je ne touche aucune prime compte tenu de mon contrat d'encadrement doctoral et de recherche.

4.2 PRESENTATION DU TRAVAIL D'ENSEIGNEMENT :

Mon activité d'enseignement a été fortement influencée par la création de la Faculté des Sciences et des Métiers des Sports de Valenciennes (FSMS). Par conséquent, elle se divise en 3 grandes périodes. Une première période où la FSMS n'existait pas encore, j'enseignais alors à l'Institut des Sciences et Techniques de Valenciennes (ISTV) ou à l'IUT. La seconde, après la création de la FSMS, où je me partageais entre la FSMS et l'ISTV et enfin, la période actuelle où je réalise l'ensemble de mon activité d'enseignement à la FSMS.

4.2.2 PREMIERE PERIODE : DE SEPTEMBRE 1990 A SEPTEMBRE 1995

J'ai commencé à enseigner à l'Institut des Sciences et Technique de Valenciennes comme moniteur de l'enseignement supérieur pendant 3 ans (1990-1993) puis 1 an comme Attaché Temporaire d'Enseignement et de Recherche à mi-temps (1993-1994). L'année suivante, j'étais Attaché Temporaire d'Enseignement et de Recherche à temps plein dans les départements Génie Électrique, Génie Mécanique et Productique de L'I.U.T. de Valenciennes (1994-1995). (Tableau 2)

Dates	Statuts	Matières Enseignées	Répartition	Filières
1990-1991	Moniteur 64h eq TD	Informatique (Pascal),	60 %	DEUG A
		API	40 %	DEUST MII
1991-1992	Moniteur 64h eq TD	Informatique (Pascal),	60 %	DEUG A
		API	40 %	DEUST MII
1992-1993	Moniteur 64h eq TD	Informatique (Pascal),	50 %	DEUG A
		API	25 %	DEUST MII
1993-1994	½ ATER 96h eq TD	Informatique (Pascal),	60 %	DEUG A
		API	40 %	DEUST MII
1994-1995	ATER 192h eq TD	Micro-processeur	10 %	DUT GMP
		Micro-contrôleur	30 %	DUT GEII
		API	30 %	DUT GEII
		Logique	30 %	DUT GEII

Tableau 2 : synthèse des matières enseignées pendant la 1^{ère} période.

Compte tenu de de mes statuts (moniteur et ATER), j'étais un acteur (actif d'un enseignement que je connaissais bien, ayant suivi des filières équivalentes, mais je n'ai pas pu l'influencer ni dans sa forme ni dans son contenu. Par contre, durant l'année universitaire 1994 à 1995, j'ai travaillé à l'élaboration des programmes du 1^{er} cycle universitaire de Biomécanique, d'Initiation à la recherche et d'Informatique de la formation STAPS avec Joëlle Coasne et Jacques Pilette qui allaient devenir respectivement la directrice des études et le directeur de la FSMS. Cette période a été passionnante car les enseignements de Biomécanique et d'Initiation à la recherche adaptés à la formation STAPS, n'existaient pas à l'université de Valenciennes et tout était à créer.

4.2.3 DEUXIEME PERIODE: SEPTEMBRE 1995 A SEPTEMBRE 1998

De septembre 1995 à septembre 1996, j'étais en contrat comme ingénieur de recherche chez Valuval et simultanément, j'étais intervenant extérieur à l'I.U.T. de Valenciennes dans les départements G.E.I.I., G.M.P et à la FSMS qui venait d'ouvrir ses portes (1995). En septembre 1996, j'ai été nommé Maître de Conférences à l'Université de Valenciennes. J'ai assuré de septembre 1996 à septembre 1998 2 mi-temps, l'un à la F.S.M.S. et l'autre à l'I.S.T.V. (Tableau 3).

Dates	Statuts	Matières Enseignées	Répartition	Filières
1995-1996	Intervenant	API	25 %	DUT GEII
		Micro-contrôleur	25 %	DUT GMP
	Extérieur 192h eq TD	Biomécanique	20 %	FSMS
		Initiation à la recherche	20 %	FSMS
		Informatique (bureautique)	10 %	FSMS
1996-1997	MC stagiaire 192h eq TD	Automatique	50 %	CMAO& LTM
		Biomécanique	25 %	FSMS
	Initiation à la recherche	15 %	FSMS	
		Informatique (bureautique)	10 %	FSMS
1997-1998	MC titulaire 192h eq TD	Automatique	50 %	CMAO& LTM
		Biomécanique	25 %	FSMS
	Initiation à la recherche	15 %	FSMS	
		Recherche	5 %	FSMS
+ 50h equ TD	Informatique (bureautique)	5 %	FSMS	

Tableau 3: synthèse des matières enseignées durant la 2^{ème} période

Durant mes 2 années à l'I.S.T.V., j'ai encadré les T.P. d'Automatique (identification des systèmes linéaires) des maîtrises en Conception Mécanique Assistée par Ordinateur (CMAO) et des licences en Technologie Mécanique (LTM). A la F.S.M.S., j'ai créé et mis en place les CM et TD de biomécanique, d'initiation à la recherche et d'informatique pour le 1^{er} cycle. A l'ouverture de la licence, j'ai mis en place les enseignements de Biomécanique et de Recherche. Les étudiants STAPS de Valenciennes forment un public hétérogène (70% des étudiants sont issus de formation en sciences de la vie et 30% viennent des sciences humaines) mais extrêmement dynamique et motivé. Par conséquent, ces années ont été marquées par des remaniements constants des enseignements pour les ajuster au mieux à ce public spécifique.

Durant le premier semestre 1998, j'ai demandé à effectuer la totalité de mon service à la F.S.M.S.. L'année de maîtrise allait s'ouvrir, j'étais toujours le seul Enseignant Chercheur en poste et chargé de la Biomécanique, de l'Initiation à la recherche, de la Recherche et de l'Informatique. Je ne souhaitais pas dépasser 50 heures complémentaires par an pour préserver une activité de recherche efficace, par conséquent, j'ai demandé à être libéré de mes enseignements à l'ISTV. Ceci m'a été accordé par Jacques Pilette : Directeur de la FSMS,

Pascal Level : Directeur de l'ISTV et Jean-Claude Angué : Président de l'UVHC. Ainsi depuis septembre 1998, je suis à temps plein à la FSMS.

4.2.4 TROISIEME PERIODE: SEPTEMBRE 1998 A AUJOURD'HUI

Deux projets d'enseignement cohabitent et se développent harmonieusement au sein de la FSMS : l'un à finalité professionnelle (professorat d'éducation physique ou des écoles et management des sports, des loisirs et des activités physiques adaptées), l'autre débouchant sur les activités de recherche. La réforme LMD a été l'occasion de formaliser cette démarche en introduisant la notion de parcours « professionnel » et « recherche ». Je suis particulièrement investi dans le parcours recherche. Depuis 1999, 2 étudiants par an en moyenne s'engagent dans un DEA (ou un master 2). Ces étudiants ont réussi brillamment au sein des DEAs parisiens de « physiologie et biomécanique de l'homme en mouvement » ou des « Habiletés motrices et Cultures sportives » de l'Université de Paris Sud Orsay. Néanmoins, ayant constaté avec mes collègues de sciences humaines et de la vie, les lacunes de nos étudiants en statistiques, analyse de données et traitements du signal, nous avons introduit et développé ces disciplines au sein de la formation STAPS de Valenciennes. Enfin, durant l'année universitaire 1999-2002, ayant constaté le nombre d'étudiants Nordistes et Picards alimentant les DEAs parisiens, les 5 UFR STAPS du Nord Pas-de-Calais et de Picardie se sont associées pour monter le Master 2 recherche commun en « Sciences du Sport ». Cette dernière année était la seule qui manquait pour assurer un parcours complet aux étudiants STAPS du Nord de la France puisque les laboratoires habilités du Nord et de la Picardie (comme le LAMIH : UMR-CNRS 8530), accueillent des étudiants STAPS en DEA (Master II) et en thèse depuis 1999 (Tableau 4).

Dates	Statuts	Matières Enseignées		Filières
1998-1999	MC titulaire	Biomécanique	60%	FSMS
	192h eq TD	Initiation à la recherche	20%	FSMS
	+ 50h equ TD	Informatique	20%	FSMS
1999-2000	MC titulaire	Biomécanique	60%	FSMS
	192h eq TD	Initiation à la recherche	20%	FSMS
	+ 50h equ TD	Informatique	20%	FSMS
2000-2001	MC titulaire	Biomécanique	60%	FSMS
	192h eq TD	Initiation à la recherche	20%	FSMS
	+ 50h equ TD	Informatique	20%	FSMS
2001-2002	MC titulaire	Biomécanique	60%	FSMS
	192h eq TD	Initiation à la recherche	20%	FSMS
	+ 50h equ TD	Informatique	20%	FSMS
2002 - 2003	MC titulaire	Biomécanique	50%	FSMS
	192h eq TD	Initiation à la recherche	20%	FSMS
	+ 50h equ TD	Analyse des données	20%	FSMS
		Informatique	10%	FSMS
2003 - 2004	MC titulaire	Biomécanique L1, L2, L3, M1R	40%	FSMS
	192h eq TD	Initiation à la recherche L3, M1, M1R	20%	FSMS
	+ 50h equ TD	Analyse des données L1	25%	FSMS
		Informatique (Scientifique) M1R	5%	FSMS
		Traitement du Signal M1R	5%	FSMS
		Informatique (Bureautique) L1, L2	5%	FSMS
2004 - 2005	MC titulaire	Biomécanique L1, L2, L3, M1R, M2R	40%	FSMS
	192h eq TD	Initiation à la recherche L3, M1P, M1R	20%	FSMS
	+ 50h equ TD	Analyse des données, L2, L3	25%	FSMS
		Informatique (Scientifique) M1R	5%	FSMS
		Traitement du Signal M1R, M2R	5%	FSMS
		Informatique (Bureautique) L1, L2	5%	FSMS

Tableau 4 : synthèse des matières enseignées durant la 3^{ème} période.

Partie 5 Activités administratives

Mes activités administratives s'organisent autour de 3 pôles : le LAMIH, la FSMS et l'Université.

5.1 ACTIVITES ADMINISTRATIVES AU SEIN DU LAMIH :

5.1.1 ACCUEIL DE CHERCHEURS ETRANGERS :

Mon rôle consiste à trouver le financement, monter et suivre le dossier avec le candidat et à assurer un accueil social et scientifique de qualité de façon à optimiser les retombées scientifiques liées au séjour du candidat :

1998	Paul Allard , Université de Montréal, Montréal, Québec, Canada, Bourse Sénior Guest de L'OTAN, du 1/05/98 au 21/11/98,
2001	Paul Allard , Université de Montréal, Montréal, Québec, Canada, Bourse de l'Université de Valenciennes, du 1/05/01 au 27/07/01,
2002	Paul Allard , Université de Montréal, Montréal, Québec, Canada, Bourse de l'Université de Valenciennes, du 1/05/02 au 27/07/02,
2002	Geneviève Dumas , Queen's University, Kingston, Ontario, Canada, Bourse de l'Université de Valenciennes, du 5/06/02 au 5/07/02,
2003	Martin Simoneau , Université Laval, Québec, Québec, Canada, Bourse de l'Université de Valenciennes, du 1/06/03 au 30/06/03,

5.1.2 GESTION DES ETUDIANTS STAPS EN DEA ET EN THESE :

1999-2004	Gestion des étudiants de trouvant dans le DEA de « physiologie et biomécanique de l'homme en mouvement » de Paris V, VI, XI et Lille 2 : 1999-2000 : Christophe Gillet, Yannick Delpierre, 2000-2001 : Stéphane Armand, Ludovic Delporte, 2001-2002 : Gaëlle Tissier, 2002-2003 : Julie Vasseur, 2003-2004 : Antony Rossa.
2004-	Gestion des étudiants de trouvant dans le Master « Sciences du Sport » de l'académie du Nord Pas-de-Calais et de Picardie : 2004-2005 Nicolas Décaufour, 2004-2005 : Maud Bassement, 2005-2006 : Sébastien Delcroix, Emilie Hutin,
1999-	Recherche de financement : Actuellement, les étudiants STAPS ne peuvent pas obtenir de bourse d'état ou ministérielle au sein de l'UVHC. Il est donc nécessaire de faire des démarches continues auprès de sociétés privées (DECATHLON, SALOMON, BABOLA, AMPA France...), de l'université et des instances européennes avant de financer ces étudiants. Par contre, ces étudiants ont la chance de profiter des installations des groupes de recherche du LAMIH, UMR-CNRS 8530 qui les accueillent.

5.1.3 MEMBRE DE COMITE D'ORGANISATION OU SCIENTIFIQUE

Depuis 1999, je fais partie de comités d'organisation des symposiums ou des congrès suivants :

1999-2002	Créateur et co-organisateur avec Cyril Garnier (Neuro physiologiste) des 1 ^{er} , 2 ^{ème} et 3 ^{ème} Symposium Etudiant en Biomécanique et Physiologie des Activités Physiques et Sportives regroupant des étudiants STAPS de la moitié Nord de la France, FSMS, Valenciennes,
2002	Membre du comité d'organisation du congrès national de la Société de Biomécanique, Valenciennes,
2003	Membre du comité d'organisation des Journées Doctoriales d'Automatique organisées par le LAMIH à l'Université de Valenciennes les 25, 26 et 27 juin 2003,
2004	Membre du comité d'organisation du 1^{er} congrès du Réseau Français de l'ingénierie du Sport , Saint Germain au Mont d'or, 13 et 14 mai 2004,

2005	Président du comité d'organisation du 2nd congrès du Réseau Français de l'ingénierie du Sport , Valenciennes, 23 & 24 juin 2005.
2005	Membre du comité scientifique of the 2 nd IASTED International Conference On Biomechanics, September 7-9, 2005, Benidorm, Spain
2006	Président du comité d'organisation du 9th International Symposium On the 3D Analysis of Human Movement , Valenciennes, 28, 29 et 30 juin 2006.

5.1.4 GESTION DES RELATIONS ENTRE DECATHLON ET LE LAMIH :

Depuis 1995, je gère les contrats de recherche avec DECATHLON. Je démarche DECATHLON, j'aide à la définition des cahiers des charges et je négocie financièrement et juridiquement avec les membres de la cellule recherche les retombées pour le LAMIH. Jusqu'en 1999, je réalisais les contrats, depuis 2000, j'en suis le responsable scientifique.

5.1.5 MONTAGE DU PROJET EUROPEEN DIAMOND :

Suite à plusieurs rencontres avec Serge Van Sint Jan au « Bionet Even » à Bruxelles en mars 2002, au « Symposium On 3D Analysis of Human Movement » à Newcastle en juillet 2002 puis à l'organisation de réunion de présentation à Bruxelles des activités de recherche de nos équipes respectives, celui-ci a proposé aux chercheurs du groupe de recherche en biomécanique du LAMIH de participer au montage du projet européen DIAMOND acronyme signifiant : « Decision-making support for Diagnosis and Intelligent Analysis of Motion Data: application to musculo-skeletal disorders ». Il s'inscrivait dans l'« Action Line : IST-2002-2.3.1.11 eHealth » du 6^{ème} PRCD. Compte tenu des recherches déjà entreprises par les chercheurs du LAMIH d'une part, sur la modélisation des connaissances des médecins durant une tâche d'analyse du mouvement ou d'un geste chirurgical et d'autre part, sur l'analyse et la modélisation des données caractérisant les mouvements, Serge Van Sint Jan (ULB) le porteur du projet nous a chargé du « work package 7 » : « Development of the decision-making support core ». De plus, cette tâche devait être réalisée en collaboration avec nos collègues du groupe de recherche « Raisonnement Automatique et Interaction Homme-Machine » démontrant si cela est encore nécessaire que le GR « biomécanique » est bien transversal. J'ai été chargé de la rédaction du « work package » dont nous avons la responsabilité, François Xavier Lepoutre se chargeant de la partie administrative et financière. Ce projet qui fédérait 6 centres de recherche européens et Oxford Metrics, le leader de la capture du mouvement dans domaine médical, n'a malheureusement pas été retenu.

5.1.6 GESTION DE LA SALLE DE BIOMECHANIQUE ET DES ACHATS ASSOCIES :

J'ai la charge de la régulation de l'accès aux salles d'expérimentation du groupe de recherche en biomécanique du LAMIH ainsi que l'optimisation et la régulation de l'occupation des locaux par les différents chercheurs. Enfin, j'ai défini, négocié, aidé aux choix, suivi l'installation et l'exploitation des nouveaux systèmes de mesure installés dans nos locaux.

5.2 ACTIVITES ADMINISTRATIVES AU SEIN DE LA FSMS :

5.2.1 CONSEIL D'ADMINISTRATION DE LA FSMS :

Je suis élu membre du Conseil d'administration de la FSMS depuis 1999.

5.2.2 RESPONSABILITES PEDAGOGIQUES :

1997-2001	Responsable pédagogique 2ème cycle de la filière Education et Motricité.
1997-2001	Gestion des notes et des jurys du 2ème cycle universitaire de la FSMS : durant cette période j'avais la responsabilité de la gestion informatique des notes pour toutes les formations de la FSMS. De plus, je veillais plus spécialement au bon déroulement de la saisie, de la vérification des notes et à l'organisation des jurys du 2 ^{ème} cycle.
1999-2002-2003	Responsable des relations internationales de la FSMS, Responsable du dossier de réhabilitation des Masters pour la FSMS et de la création du Master Recherche avec les 5 autres UFR STAPS du Nord Pas-de-Calais et de Picardie.
2003-	Responsable pédagogique du Master Recherche « Sciences du Sport » pour la FSMS.

5.2.3 GESTION DES INTERVENANTS ET DES SALLES DE TRAVAUX PRATIQUES :

1995-2006	Gestion des intervenants de Biomécanique : j'ai la responsabilité du recrutement et de l'animation des enseignants intervenant en biomécanique pour les 4 années de la formation STAPS ; entre 3 et 5 enseignants selon les années.
1995-2006	Gestion des intervenants et des salles en Initiation à la Recherche en Sciences de la Vie: j'ai la responsabilité du recrutement et de la formation des enseignants intervenant en Initiation à la Recherche dans le domaine de l'analyse du mouvement pour les 4 années de la formation STAPS de Valenciennes ; entre 2 et 4 enseignants selon les années, mais aussi, du développement, de l'achat, de la maintenance et de la mise à jour des salles de T.P. d'Initiation à la Recherche de la FSMS.
1995-2006	Gestion des intervenants et des salles de Travaux Pratiques d'informatiques et de Biomécanique : j'ai la responsabilité du recrutement et de l'animation des enseignants intervenant en informatique pour les 4 années de la formation STAPS ; entre 3 et 5 enseignants selon les années, mais aussi, de l'achat, de la maintenance et de la mise à jour des salles de T.P. d'Informatique et de Biomécanique propre à la FSMS, de la définition des besoins des salles maintenues par le service informatique et des relations avec ce service.

5.3 PARTICIPATION A LA VIE DE L'UNIVERSITE :

1997-	Elu de la CSE 61 ^{ème} depuis 1997,
1998-	Membre élu du conseil d'administration de la FSMS depuis 1998,
2003-	Membre de la commission de la vie de l'étudiant,
2003-	Membre de la commission d'attribution des bourses pour la mobilité étudiante aux Relations Internationales,
2004-	Membre élu de la commission pédagogique de la Faculté des Sciences et des Métiers du Sport
2004-	Représentant élu des maîtres de conférences 61 ^{ème} et 74 ^{ème} au sein du conseil du LAMIH : UMR-CNRS 8530.

Partie 6 Présentation détaillée de l'intérêt 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

L'objectif de mes recherches en analyse du mouvement est l'aide à la prise de décision que ce soit pour les applications médicales, sportives ou ergonomiques. Dans ce cadre, la proposition méthodologique, cœur de ce mémoire d'habilitation à diriger les recherches, est la généralisation et la synthèse des méthodes développées dans mes travaux de recherche. Chaque thèse et chaque publication ont contribué à démontrer l'intérêt des différentes étapes. Si cette méthodologie n'a pas encore été appliquée dans son intégralité, c'est parce qu'elle résulte de l'expérience acquise durant ces 15 dernières années de recherche et qu'elle n'était pas préexistante. De plus, son application à un mouvement précis demande des moyens humains et des compétences diverses qu'il faut fédérer sur une courte période, ce qui est structurellement difficile dans le milieu universitaire, même si l'appartenance au LAMIH favorise les échanges multidisciplinaires. Pour sortir de cette situation, la solution qui a été mise en œuvre consiste à développer des collaborations, à s'organiser en réseaux multidisciplinaires et à s'impliquer dans l'élaboration de projets de recherches nationaux ou européens. Ces derniers ont l'avantage d'officialiser les collaborations, de structurer la démarche de recherche en décrivant précisément le rôle de chacun et de donner l'impulsion financière nécessaire à leurs réalisations. Néanmoins, cette méthodologie peut être plus simplement utilisée comme un guide par les chercheurs en analyse du mouvement. Ainsi, ils peuvent approfondir les étapes clés pour mener à bien leurs études, sans nécessairement s'impliquer dans chacune d'entre elles.

L'élaboration de cette méthodologie a été motivée depuis le début de ma thèse par l'article de Brand & Crowninshield en 1981 dans « Journal of Biomechanics » qui énumèrent les pré requis conditionnant l'intérêt d'introduire les systèmes d'analyse gestuelle dans l'analyse clinique des mouvements. Vingt trois ans plus tard, dans le même journal, S.R. Simon en 2004, constate les progrès techniques faits par les systèmes d'analyse gestuelle mais souligne aussi que : « leur utilisation clinique est principalement handicapée par la longueur et les coûts induits par la réalisation des examens et leur interprétation. Un rapport de marche est très touffu, ses données ne sont pas toujours bien comprises ». C'est exactement l'antithèse d'un examen médical qui doit être par nature rapide, clair et dont l'interprétation ne doit pas être ambiguë. C'est une situation unique pour un test clinique et il ne trouve son intérêt que lorsque les autres tests cliniques sont mis en échec et que le temps n'est pas un facteur prédominant. Les applications phares dans le domaine médical sont, en conséquence, les corrections orthopédiques telles que celles pratiquées chez les enfants IMC ou la correction des attitudes scoliothiques.

Ces remarques soulignent le fait que les systèmes de capture de mouvement n'apportent un bénéfice à un examen médical que si les médecins peuvent s'approprier, dans les meilleurs délais, les données qui en sont issues et qu'elles contribuent à apporter un éclairage supplémentaire favorisant la phase de prise de décision. Il faut souligner que cette remarque s'applique, dans les mêmes termes mais ramenée à leurs contextes, aux entraîneurs et aux

ergonomes. Or, le leader de l'analyse de mouvement dans le domaine médical, Oxford Metrics, avec son système de capture du mouvement Vicon© et sa suite logicielle [Workstation© (capture), Bodybuilder© (calcul), Polygon© (visualisation)] ne parvient pas à satisfaire pleinement ses utilisateurs. En effet, les ingénieurs de cette société proposent des outils qui respectivement capturent, retraitent et visualisent les données mais n'ont pas de réponse aux questions de fond que se posent les cliniciens, à savoir : quelles sont les variables réellement pertinentes auxquelles s'intéresser ? Pour préciser cet aspect clinique, quelles données faut-il observer ? Comment interpréter ces données et comment les comparer à des références qui ne soient pas de simples moyennes ? En effet, les variables proposées sont trop souvent issues d'une liste qui peut être sans fin, liée aux possibilités du système d'acquisition et à celles du code de calcul qui lui est associé. Ainsi, il existe un fossé entre ce que proposent les ingénieurs et les attentes des utilisateurs.

Dans ce contexte, l'intérêt de cette méthodologie est d'apporter une trame permettant de faire la synthèse de l'ensemble des informations techniques et liées au mouvement étudié, conduisant à l'exploitation des données issues de systèmes d'analyse du mouvement. C'est aussi une méthode pour élaborer le cahier des charges des futurs systèmes d'aide à la prise de décision basés sur des données issues des systèmes d'analyse du mouvement qui, selon S.R. Simon en 2004, devront être automatisés afin de réduire le temps d'obtention des données et leurs coûts d'exploitation.

La suite de cette Partie 6 a pour objectif de démontrer la pertinence, l'efficacité et la complémentarité des 5 grandes étapes de la méthodologie itérative (Figure 8) conduisant à l'élaboration de systèmes d'aide à la prise de décision dans le domaine de l'analyse du mouvement. Cette démonstration est fondée sur les résultats obtenus au travers de l'encadrement des étudiants de thèse, des travaux effectués dans le cadre de collaborations ainsi que ceux issus de mes propres travaux.

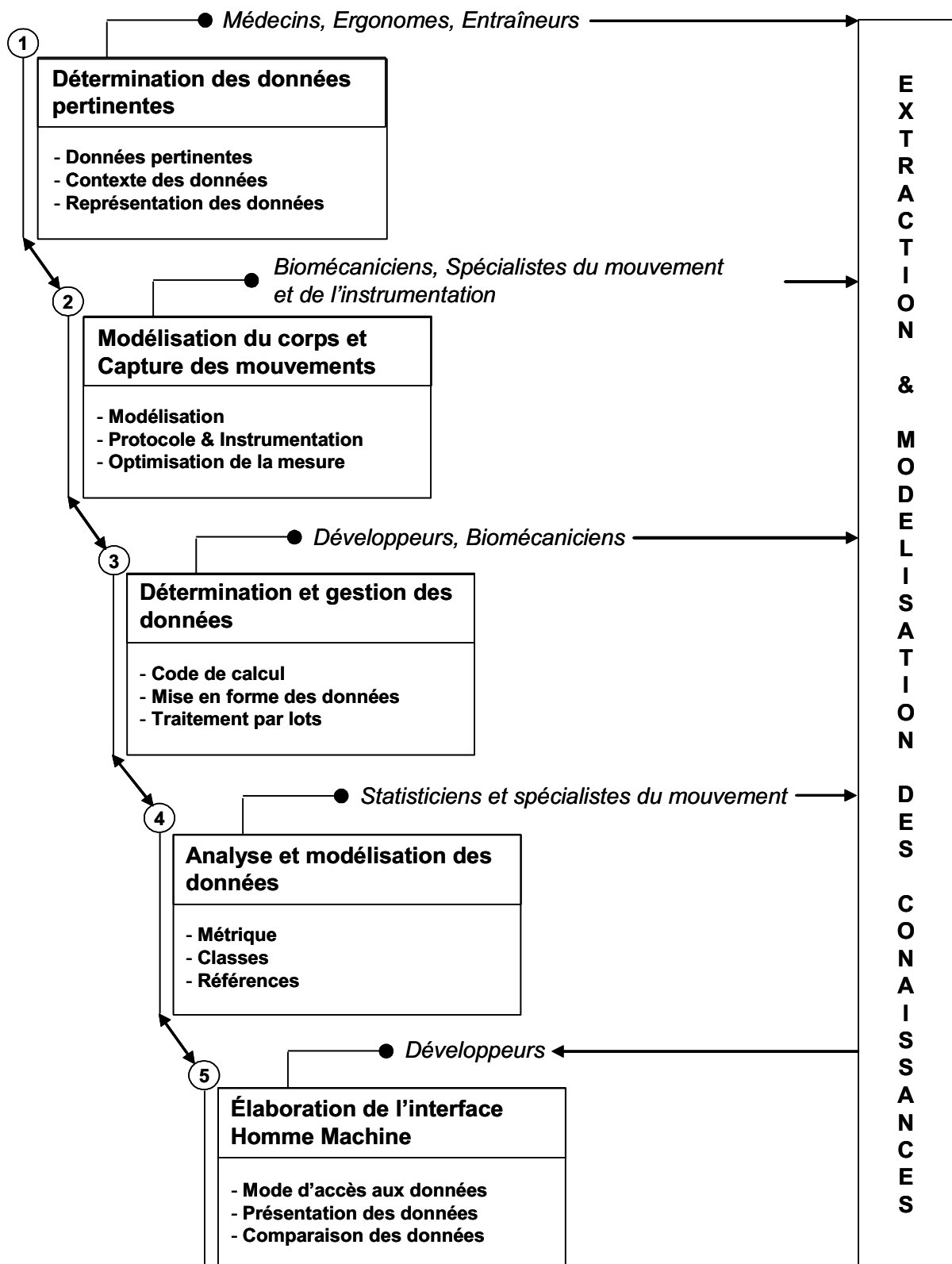


Figure 8 : méthodologie itérative conduisant à l'élaboration de systèmes d'aide à la prise de décision dans le domaine de l'analyse du mouvement

6.1 DETERMINATION DES DONNEES PERTINENTES

Le nombre de variables pouvant caractériser un mouvement est a priori très important et les logiciels d'exploitation des systèmes de capture du mouvement ne conduisent pas à sa réduction car ils peuvent en générer une infinité. L'objectif est donc de se doter de stratégies débouchant sur la définition d'un nombre réduit de variables pertinentes. **Deux méthodes** peuvent être envisagées pour déterminer ces données pertinentes. La **première** consiste à extraire l'expertise non formalisée d'experts, la **seconde** à construire l'extraction de connaissances autour de concepts ou de modèles déjà formalisés par les experts.

Durant leurs thèses, Eric Watelain et Christophe Gillet ont respectivement utilisé la première et la seconde de ces méthodes.

6.1.1 EXTRACTION DE CONNAISSANCES NON FORMALISEES

L'analyse de la marche de sujets atteints de troubles neurologiques est un sujet complexe qui met en échec les références sur la marche normale proposées par les constructeurs de systèmes, car les patterns observés chez ces sujets en sont très éloignés. De plus, les variables proposées pour caractériser la marche ne sont pas satisfaisantes car elles ne permettent pas aux différents intervenants de prendre des décisions vis-à-vis de ces patients. Un des objets de la thèse d'Eric Watelain était d'identifier les paramètres pertinents de la marche de l'hémiplégique. Les résultats sont présentés dans 2 publications (Watelain et al., 2003, 2005).

Watelain E., Froger J., Barbier F., Lensel G., Rousseaux M., Lepoutre F.X., Thevenon A.,
Comparison of clinical gait analysis strategies by french neurologists, physiatrists and physiotherapists,
Journal of Rehabilitation Medicine, Vol. 35, n°1, p8-14, 2003.

Watelain E., Froger J., Rousseaux M., Lensel G., Barbier F., Lepoutre F.X., Thevenon A.
Variability of Video-based Clinical Gait Analysis in Hemiplegia as performed by practitioners in diverse specialties,
Journal of Rehabilitation Medicine, sous presse, 2005

Ces publications décrivent les stratégies d'analyse de la marche de l'hémiplégique utilisées par 15 spécialistes français (5 neurologues, 5 médecins rééducateurs et 5 kinésithérapeutes). Cette étude met en évidence que pour qualifier la marche des 6 patients atteints de troubles neurologiques mais ayant retrouvé une marche sans aide (5) ou avec une simple canne (1), les 15 spécialistes utilisent 396 indicateurs. En éliminant les synonymes et les périphrases et en opérant des regroupement sémantiques, 60 indicateurs ont pu être extraits et regroupés en 5 catégories :

1. des indicateurs locaux se référant à un segment corporel, à une articulation ou à un évènement,
2. des indicateurs qualifiant les mouvements de parties du corps (tronc, membres supérieurs ou inférieurs),
3. des indicateurs qualifiant temporellement ou cinématiquement le pas,
4. des indicateurs généraux décrivant le comportement du patient,
5. des indicateurs résultant d'une interprétation médicale vis-à-vis des désordres constatés.

Les fréquences d'utilisation de ces indicateurs ont été utilisées pour classer les différents cliniciens. Ceux-ci se regroupent par spécialités et utilisent préférentiellement certaines catégories d'indicateurs pour qualifier la marche des patients. Le choix des indicateurs est principalement guidé par le but de leurs examens, qui diffèrent d'une

spécialité à une autre. Ainsi, les médecins qu'ils soient neurologues ou rééducateurs abordent l'examen clinique du global vers le particulier. Néanmoins leurs buts diffèrent : les premiers recherchent l'origine de la lésion tandis que les seconds cherchent à définir la rééducation adaptée au patient. Quant aux kinésithérapeutes, leur démarche est analytique et vise à identifier et évaluer les défauts de marche du patient. Plus important, la seconde publication met en évidence l'inconsistance de certains indicateurs tant dans leur utilisation que dans leur évaluation. La plupart de ces indicateurs pourraient être déterminés sans équivoque à partir des données issues des systèmes d'analyse du mouvement. Enfin, la variabilité de l'évaluation fonctionnelle de la marche, intra et inter groupes professionnels, est soulignée.

Ces études mettent en évidence l'intérêt des systèmes d'analyse du mouvement pour lever les incertitudes sur l'évaluation des paramètres difficiles à appréhender visuellement. Elles soulignent aussi le fait que les interfaces « uniques » proposées actuellement par les grands constructeurs de systèmes d'analyse du mouvement ne sont pas adaptées aux spécificités des différents groupes d'utilisateurs. De plus, le nombre élevé d'indicateurs met aussi en évidence la nécessité pour l'interface de permettre un accès structuré à l'information. En effet, elle ne doit pas se réduire à une énumération longue et fastidieuse des données. Par contre, si ce type d'études permet de proposer des interfaces adaptées à un groupe professionnel ou de structurer l'accès aux indicateurs comme l'a proposé Eric Watelain durant sa thèse (cf §3.3.2 et Figure 5), elles n'explicitent pas nécessairement les liens entre les variables et ne permettent pas toujours d'identifier les raisonnements mis en œuvre par les spécialistes pour prendre leurs décisions.

Pour pallier ces problèmes, **la seconde démarche** consiste à rechercher, à partir de la littérature et/ou en interrogeant des spécialistes, un concept utilisé et admis pour analyser et prendre des décisions vis-à-vis du mouvement étudié. Le nombre de variables est toujours important mais des liens logiques et formalisés existent entre elles. En effet, elles décrivent et quantifient différents aspects d'un même concept.

6.1.2 L'EXTRACTION DE CONNAISSANCES FORMALISEES

L'analyse des adaptations de la marche au port du sac à dos (thèse de C. Gillet) nécessite au préalable l'identification d'une (ou de plusieurs) référence(s) de la marche normale. Cette adaptation se faisant principalement par une réorientation du tronc, les recherches de Christophe Gillet se sont focalisées naturellement sur le concept d'analyse de la marche proposé par Raymond Sohier et Michel Haye en 1989.

C. Gillet, F. Barbier, S. Leteneur, H. Sadeghi, FX. Lepoutre, G. Lensel, P. Allard

Influence of the forward or backward trunk bending on normal gait

The American Journal of Physical Medicine & Rehabilitation, en préparation

En effet, ces deux auteurs décrivent dans leur ouvrage « deux marches pour la machine humaine », la notion de suspension musculaire préférentielle qui influence l'inclinaison du tronc des marcheurs (cf Figure 6 p 15) mais aussi l'orientation des membres inférieurs. Ainsi selon Sohier R. et Haye M. en 1989, les sujets du groupe en **suspension postérieure**, c'est-à-dire **inclinés vers l'avant**, utilisent l'avancée du tronc par rapport aux hanches pour créer et entretenir un déséquilibre du haut du corps vers l'avant. Le rôle des membres inférieurs est réduit et vise à entretenir et contrôler le déséquilibre vers l'avant. Pour les sujets en **suspension antérieure**, c'est-à-dire **inclinés vers l'arrière**, l'utilisation du tronc dans la locomotion est limitée et l'avancement est généré essentiellement par les membres inférieurs.

Ces deux enseignants et cliniciens belges ont fait le lien entre ces types de marches et les pathologies auxquelles les 2 groupes de marcheurs sont les plus prédisposés. Enfin, vis-à-vis de ces groupes, ils ont développé des techniques de rééducation fonctionnelle tenant compte des spécificités de chacun d'eux. Néanmoins, si ces classes de marcheurs sont parfaitement décrites d'un point de vue clinique, si les techniques de rééducation mises au

point sont reconnues et donnent de bons résultats, la validation quantifiée de ces classes n'avait jamais été réalisée.

Pourtant, l'examen de la littérature suggère l'existence de telles classes. White et al en 2002, ont utilisé les méthodes de classification par clusters pour étudier l'activité EMG des muscles abdominaux et dorsaux et ont mis en évidence 2 patterns pour les muscles antérieurs du tronc. Les groupes formés par White et al., 2002 se différencient en fonction de l'activité plus ou moins importante de ces muscles. Cette étude montre que les différents patterns moteurs au niveau du tronc peuvent caractériser deux stratégies de marche. De même, le rôle prépondérant du tronc lors de la marche, est mis en évidence par Zijlstra et al. en 2003 qui déterminent une relation entre les paramètres spatio-temporels de la marche et l'accélération du bas du tronc. De plus, Gillet et al en 2003 met en évidence la contribution prépondérante du tronc dans la génération des forces externes durant la marche.

Dans sa thèse, Christophe Gillet a étudié la caractérisation clinique des 2 classes de marche proposée par R. Sohier et M. Haye et les a traduites en variables biomécaniques mesurables ou calculables. A partir du livre (Sohier R. et Haye M., 1989) et des articles (Sohier R., 1991, 1997), il a identifié 26 variables. Afin de déterminer les variables les plus discriminantes, une Analyse en Composante Principale (ACP) a été réalisée sur l'ensemble de ces variables. Ce traitement a permis de sélectionner 4 variables représentant 87% de la variance de la population sur les deux premiers axes. Les 4 variables retenues sont : l'accélération des épaules au moment de la propulsion, la durée du déroulement du pas (exprimée en pourcentage du cycle de marche), l'angle du tronc au moment de la propulsion et en moyenne sur le cycle. Ces éléments sont en accord avec la description clinique présentée précédemment. Grâce à ces variables, les 26 sujets ont été classés en 2 groupes correspondant aux sujets inclinés vers l'avant (10) et aux sujets inclinés vers l'arrière (16). Cette classification est cohérente à 96% avec la classification réalisée par le clinicien.

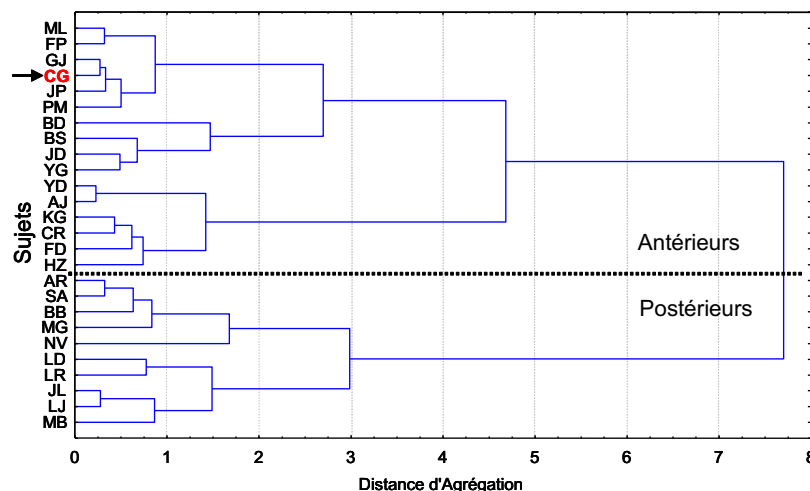


Figure 9 : dendrogramme représentant la classification de la population, établie avec les 4 variables biomécaniques retenues. Les sujets sont identifiés par leurs initiales, sur l'ordonnée de la figure. La flèche indique le seul sujet classé différemment: Christophe Gillet !

La Figure 10 et la Figure 11 mettent en évidence respectivement, les conséquences de cette classification sur des variables biomécaniques caractérisant la position et la dynamique du tronc durant la marche : l'inclinaison du tronc, les masses accélérées du tronc et le couple en L5, ainsi que sur des variables utilisées classiquement pour décrire la marche : les moments articulaires selon l'axe transverse au niveau du membre inférieur. Les Figure 10 et la Figure 11 montrent que la classification, qui réduit la variabilité intra classe et maximise la variabilité inter classe, permet de mettre en évidence des phases du cycle de marche pour lesquelles ces variables sont significativement différentes.

Les courbes suivantes sont représentées sur un cycle de marche : 0% correspond à l'attaque du talon (CT), 60% correspond au décollement des orteils (DO) et 100% correspond à l'attaque du talon subséquent (CTs).

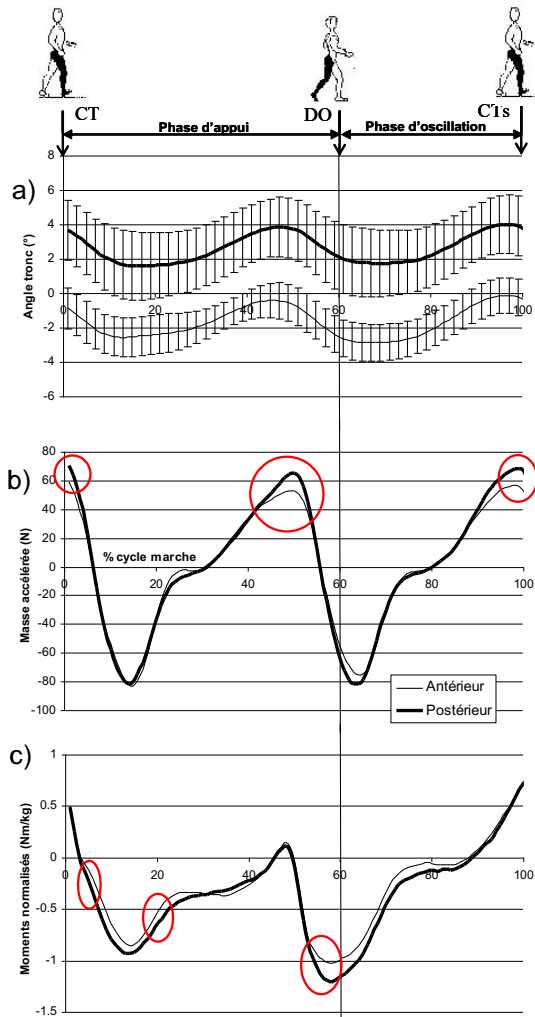


Figure 10 : représentation a) de l'inclinaison du tronc par rapport à la verticale, b) des masses accélérées au niveau du CdG du tronc selon l'axe antéro-postérieur, c) du moment au niveau de L5 selon l'axe transverse. Les ellipses représentent les zones temporelles durant lesquelles les deux groupes sont significativement différents ($p < 0,05$).

La description des marcheurs faite par Sohier et Haye est confirmée par l'examen des paramètres suivants :

L'angle du tronc tout d'abord. Les courbes (Figure 10.a) représentent l'évolution de l'angle du tronc par rapport à la verticale au cours d'un cycle de marche pour les 2 groupes. Les groupes des suspensions 'antérieures' et 'postérieures' sont clairement dissociés.

La masse accélérée du tronc est supérieure pour le groupe des 'postérieurs' par rapport au groupe des 'antérieurs', et cela aux alentours de tous les pics qui caractérisent les instants de transitions entre les simples appuis et les doubles appuis. Pourtant les courbes sont uniquement significativement différentes dans trois zones : entre 0 et 5 %, entre 46 et 51 %, et entre 98 et 100 %.

Le moment au niveau de la vertèbre L5 est supérieur pour le groupe des 'postérieurs'. Néanmoins, ces couples sont significativement différents dans trois zones se situant respectivement de 7 à 9%, de 18 à 23% et de 54 à 58%.

Ces paramètres mettent donc en évidence l'inclinaison vers l'avant des suspensions postérieures et vers l'arrière des suspensions antérieures. Mais aussi, une dynamique du tronc (masse accélérée du tronc et couple en L5) significativement plus importante pour les sujets en suspension postérieure lors de la locomotion.

La Figure 11 présente les conséquences de ces 2 modes de locomotion sur les contraintes articulaires au niveau des membres inférieurs.

Le trait fin représente les moments pour le groupe des ‘antérieurs’ et le trait épais représente les moments pour le groupe des ‘postérieurs’. En ce qui concerne les moments articulaires, les courbes présentées dans cette partie sont les moments articulaires par rapport à l’axe transverse, normalisés par rapport à la masse du sujet.

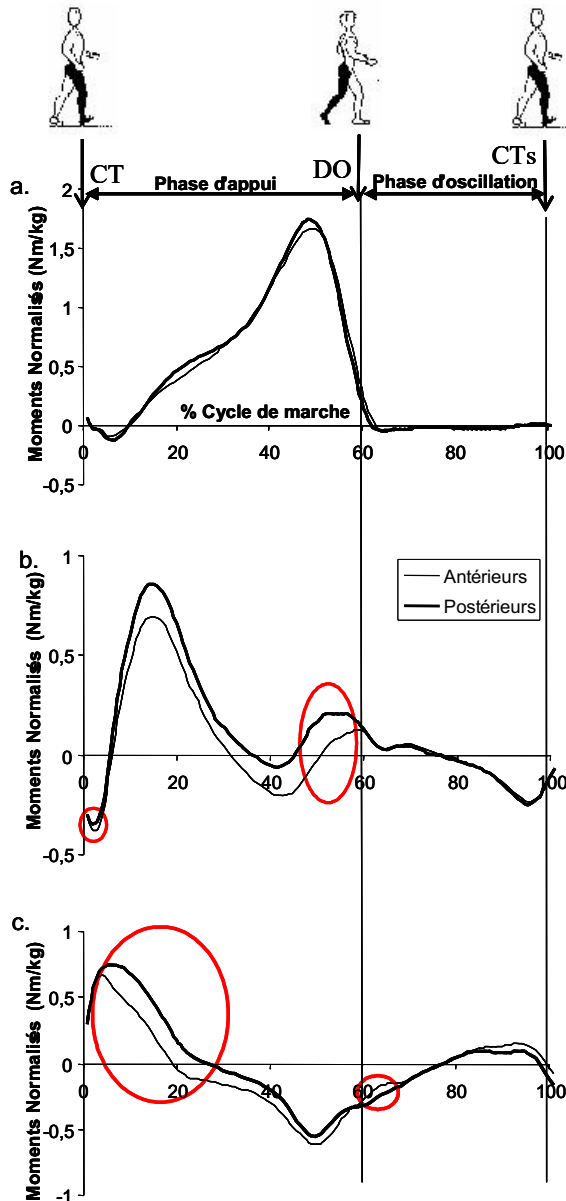


Figure 11 : représentation des moments articulaires suivant l’axe transverse, normalisés au niveau de la cheville (a), du genou (b), et de la hanche (c) pour les deux groupes, sur le cycle de marche. Les ellipses représentent les zones temporelles où les deux groupes sont différents ($p < 0,05$).

Aucune différence significative n’est observée en ce qui concerne le moment à la cheville, selon l’axe transverse. Cette absence de différence est cohérente avec les études qui montrent que le pied est un segment plutôt passif lors de la locomotion.

Les moments au niveau du genou sont significativement différents dans deux zones qui correspondent respectivement au début de la réception et à la propulsion. Le moment du genou est supérieur pour le groupe des ‘postérieurs’ pour la zone de 46 à 57% du cycle de marche.

Les moments au niveau de la hanche sont significativement différents dans la zone qui correspond à la réception, au pied à plat (4 à 27%). Ce moment est supérieur pour le groupe des ‘antérieurs’ dès que le pied est à plat et jusqu’à la fin de la propulsion même si la différence n’est pas significative.

L’analyse de ces couples montre qu’il existe à la fois une action rigidifiante et une action propulsive des membres inférieurs et que celles-ci se différencient en fonction des articulations du genou et de la hanche.

6.1.3 CONCLUSIONS

Ces deux études mettent en évidence l'importance de la phase de détermination des données pertinentes. En effet, elles font apparaître que les besoins des utilisateurs ne sont pas nécessairement en phase avec les rapports standardisés. Cette phase jette un pont entre les concepteurs des systèmes d'aide à la décision et leurs utilisateurs. D'autre part, elle formalise les attentes des utilisateurs au travers de la rédaction d'un cahier des charges pour les développeurs de ces systèmes. De plus, comme le montre la seconde étude, cette phase permet d'explicitier les liens entre les variables, leurs implications cliniques (Gillet C., 2004), et les éventuelles remédiations. A terme, elle conduit à élaborer des règles qui seront à l'origine de nouvelles fonctionnalités des interfaces d'exploitation des variables. En s'appuyant sur la pertinence des variables, elle fournira des aides à leur interprétation et à leur exploitation, en vue de faciliter la prise de décision.

Les variables pertinentes, résultat de cette phase, sont de deux types. Elles sont, soit mesurables, soit estimables via des calculs. Dans ce cas, leur détermination nécessite de définir au préalable un modèle géométrique et inertiel du sujet ainsi que l'instrumentation permettant le recueil des données le caractérisant.

6.2 MODELISATIONS GEOMETRIQUE ET INERTIELLE DU CORPS HUMAIN ET CAPTURE DES MOUVEMENTS

L'étape précédente a mis en évidence l'intérêt de prendre en compte plus précisément les besoins des utilisateurs dans le cadre de l'analyse du mouvement. Cette situation conduit à rechercher des variables qui, a priori, n'ont pas été nécessairement envisagées par les ingénieurs en charge des développements des systèmes d'analyse du mouvement et des logiciels qui leurs sont associés. Ces variables ne sont pas nécessairement mesurables par les systèmes d'analyse du mouvement. Le centre de gravité du corps ou les sollicitations (forces et couples) articulaires en sont des exemples. Des modèles du corps humain doivent alors être développés. Dans notre cas, le corps est modélisé par un ensemble de corps rigides simples représentatifs des segments corporels ou d'un ensemble plus large comme par exemple, la tête, le tronc et les membres supérieurs. Chaque corps rigide, élément du modèle, est caractérisé par ses dimensions géométriques et inertielles. Ces paramètres sont adaptés à chaque sujet lors d'une phase de mesure pré expérimentale, on parle alors d'identification des paramètres du modèle. Les liaisons entre ces corps sont supposées ponctuelles à 3ddl en rotation. Cependant, les positions de ces articulations sont déterminées à partir des coordonnées de marqueurs placés sur le corps. Or, comme l'a mis en évidence Chèze L. en 1995 et 2000, ceci conduit à une non rigidité des segments. Malgré ce biais, tout au long de la phase de calcul, les paramètres inertiels des segments sont maintenus constants. Ce principe est le fruit d'un compromis entre faisabilité, temps de calcul et précision. Les résultats obtenus par cette méthode souffrent d'imprécision mais restent comparables entre eux. De même, la complexité du modèle, le nombre de corps qui le compose, est limitée par la capacité expérimentale à identifier ses paramètres et à mesurer les entrées qui le caractérisent.

Enfin, pour pouvoir mesurer et estimer un plus grand nombre de ces entrées, il est nécessaire de se doter de dispositifs expérimentaux plus complexes (prise en compte des forces de contact au niveau des bretelles, des omoplates et de la ceinture dans le cas d'étude sur le portage) et de disposer de systèmes de capture du mouvement performants (suivi d'un nombre important de capteurs) mais aussi rapides (temps d'obtention des coordonnées tridimensionnelles réduit). Cette phase est un point de passage essentiel, si l'on veut pouvoir exploiter pleinement la phase précédente de détermination des données pertinentes.

Le paragraphe suivant présente donc, dans un premier temps, des exemples de modélisations ainsi que les dispositifs expérimentaux originaux qui leurs ont été associés. Enfin, la dernière partie traite de l'optimisation de la mesure.

6.2.1 DEVELOPPEMENT DE MODELES DE L'HOMME

Les 3 modèles présentés ci-après, bien qu'ayant des objectifs différents, illustrent les liens et les contraintes entre la modélisation et l'instrumentation.

L'objectif du premier (Barbier et al., 2003), développé en collaboration avec Paul Allard de l'université de Montréal, est l'obtention en temps réel de la position tridimensionnelle du centre de gravité d'un sujet en position orthostatique, à partir des positions du centre des pressions de la force de réaction du sol. Ce modèle a pour but de permettre à une personne scoliothique de pouvoir visualiser en temps réel la position de son centre de gravité dans le cadre de la rééducation de sa posture. L'intérêt de ce modèle est qu'il ne nécessite qu'une plate forme de force comme instrumentation. Pour y parvenir, le corps est modélisé par 2 segments : les pieds et le reste du corps qui est supposé se comporter comme un pendule inversé articulé au niveau des chevilles (voir Figure 12). La méthode de la dynamique inverse est alors utilisée pour retrouver les équations d'équilibre de ces 2 corps et le couple qui détermine le mouvement du corps sans les pieds (G_{c-p}) par rapport au pied (G_p).

Barbier, F., Allard, P., Guelton, K., Colobert, B., Godillon-Maquinghen A.P., Lepoutre, F.-X.
Estimation of the 3D center of mass excursion from force plate data during standing
 IEEE Transactions On Neural Systems and Rehabilitation Engineering, vol. 11, n°. 1, p 31-37, 2003

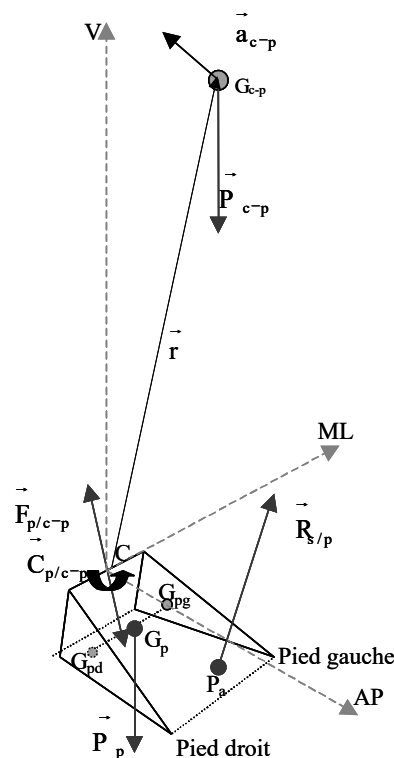


Figure 12 : modèle d'un sujet en position orthostatique modélisé par un pendule inversé articulé aux chevilles. \vec{a}_{c-p} : l'accélération du corps – les pieds, G_{c-p} : centre de gravité du corps – les pieds, \vec{P}_{c-p} et \vec{P}_p : les poids du corps – les pieds et le poids des pieds, $\vec{F}_{p/c-p}$ et $\vec{C}_{p/c-p}$: la force et le couple qu'exercent les pieds sur le corps, G_{pd} , G_{pg} , G_p : les centres de gravité des pieds droit, gauche et des 2 pieds, P_a et $\vec{R}_{s/p}$: le point d'application et la force de réaction du sol sur le pied. \vec{r} : le vecteur qui définit la position du G_{c-p} à partir du centre des chevilles C.

Ce modèle nécessite d'avoir déterminé au préalable la hauteur du centre de gravité du sujet, sa masse, la hauteur de ses chevilles, la position du centre de gravité de ses pieds et la masse de ses pieds. Pour résoudre les équations, la distance entre les chevilles et le centre de gravité du corps est supposée constante et l'accélération des pieds est supposée nulle. La validation des données obtenues par ce modèle a pu être réalisée en les confrontant à la détermination du centre de gravité du corps à partir d'une modélisation corps entier à l'aide d'un système d'analyse gestuelle. Le développement de ce modèle s'inscrit dans la dynamique des travaux sur la posture entrepris avec Paul Allard (Allard P. et al., 2004).

Allard P., Chavet P., Barbier F., Gatto L., Labelle H., Sadeghi H.

Effect of body morphology on standing balance in adolescent idiopathic scoliosis
The American Journal of Physical Medicine & Rehabilitation, Vol. 83, No. 9, 2004

Si l'originalité du modèle précédent était d'obtenir la position tridimensionnelle du centre de gravité du sujet à partir d'une instrumentation minimale, il n'en est pas de même pour les modèles suivants. En effet, ils visent à déterminer les contraintes articulaires induites par des activités, ici sportives : l'aviron et le port d'un sac à dos. Si l'étude précédente réduisait le corps à son centre de gravité, les 2 études suivantes l'envisagent comme un système mécanique polyarticulé composé de segments rigides.

Les études sur l'aviron, antérieures à la thèse de Philippe Pudlo, modélisaient biomécaniquement le rameur en 2 dimensions. En conséquence, les couples articulaires ne pouvaient être calculés que selon l'axe médio-latéral. Durant sa thèse, Philippe Pudlo a modélisé le corps du rameur en 3 dimensions (Figure 13) et a déterminé les équations de la dynamique tridimensionnelle qui lui sont associées. Ainsi, il a montré que, durant son mouvement, le rameur génère des couples articulaires non négligeables selon l'axe principal d'inertie de ses segments. Ceux-ci ne peuvent pas être ignorés dans les études traitant de la traumatologie du rameur d'aviron.

Barbier F., Pudlo P., Angué J.C.,

Nécessité de modéliser le rameur en 3 dimensions,
Sciences & Motricité, 1998, n°35-36, p 98-99.

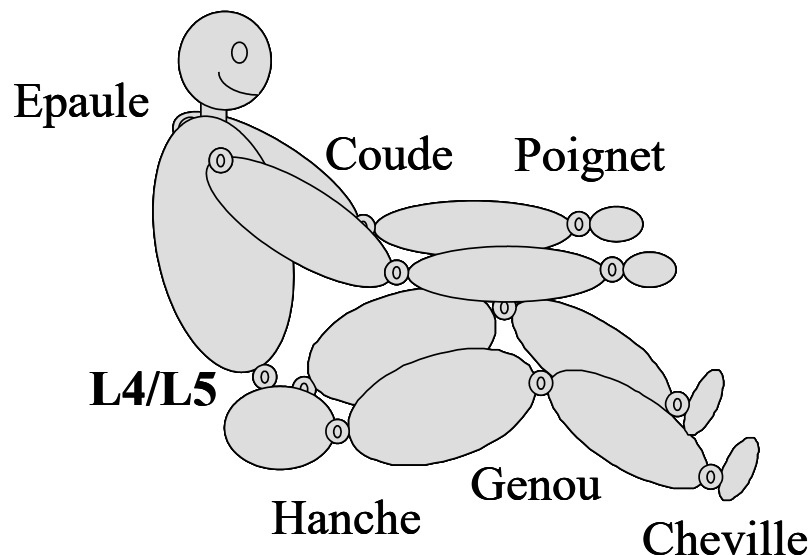


Figure 13 : modélisation du rameur d'aviron proposée par Philippe Pudlo en 1999 en 14 segments rigides et 13 articulations rotoïdes à 3 degrés de liberté.

Le troisième modèle présenté ici a été développé par C. Gillet (Gillet et al., 2002). Il avait pour objet l'étude des contraintes au niveau du dos en L5, T12 et C7 lorsque la charge centrée était en position haute (Figure 14 a) ou en position basse (Figure 14.b). Cette approche a été précédée par la proposition et la validation d'une méthode de reconstruction

des points définissant le modèle du bassin lorsque le mode de portage les occultait (Gillet et al., 2001).

Gillet C., Barbier F., Stevenson J., Lepoutre F.X.,

Determination of mechanical constraints in the lower limbs and the trunk during load carrying
The Engineering of Sport 4, Editeur S. Ujihashi & S.J. Haake, Blackwell Science Ltd, p783-789,
ISBN 0-632-05331-3, 2002

Gillet C., Barbier F., Lafoux A., Lepoutre F.X.

“Impact of the L5 estimate position on the sacro-lumbar net muscle moment value”
XVIIth Congress of the International Society of Biomechanics, ETH Zürich, Switzerland, 2001

Le but final était de montrer l'intérêt de reporter la charge au niveau des hanches à l'aide de la ceinture pendant le portage. Une modélisation du corps en 16 segments articulés par 15 articulations a été développée par Christophe Gillet (voir position des marqueurs Figure 15). Le premier apport de cette publication a été de montrer que l'articulation du dos la plus sollicitée durant le portage était L5. La seconde a été de montrer que lorsque la charge est portée par les épaules, les contraintes en L5 augmentent. Enfin, le genou est l'articulation des membres inférieurs la plus sensible à la localisation la charge, comme pour L5, lorsque la charge est en position haute, le couple selon l'axe medio latéral au niveau du genou augmente.



Figure 14 : (a) charge centrée sur les épaules, (b) charge centrée sur les hanches

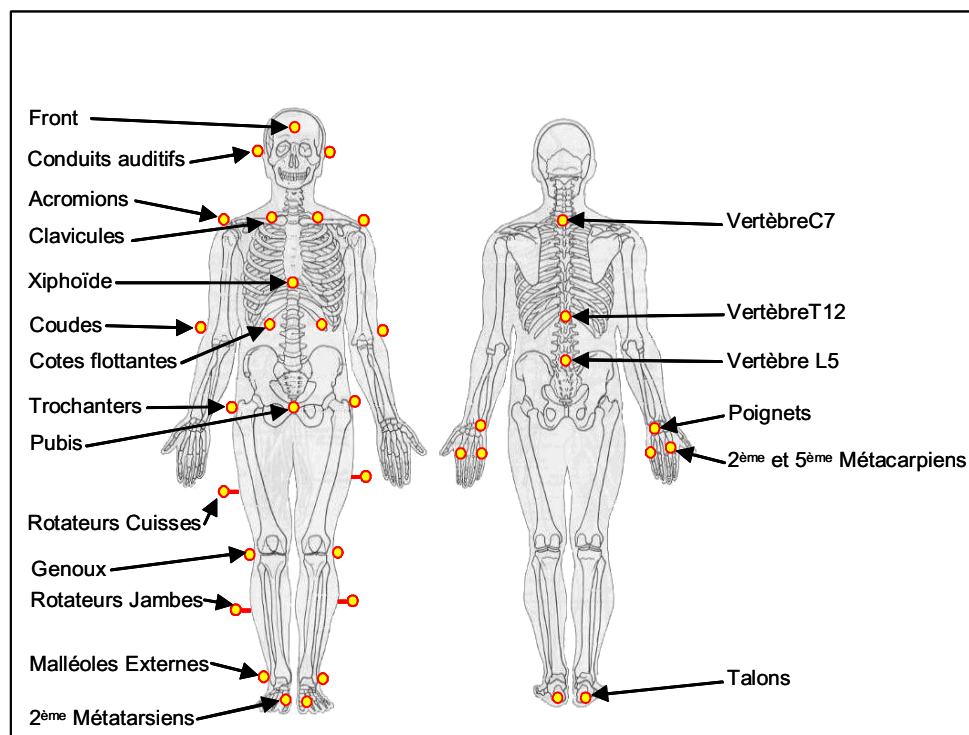


Figure 15: point anatomiques à capturer pour identifier les paramètres du modèle du corps en 16 segments et 15 articulations proposés par Christophe Gillet en 2002 pour étudier les contraintes au niveau du dos pendant le portage

6.2.2 DEVELOPPEMENT DE DISPOSITIFS EXPERIMENTAUX ORIGINAUX

L'objet du développement de dispositifs expérimentaux originaux comme l'ergomètre d'aviron instrumenté, les pédales de vélo instrumentées, le sac à dos instrumenté ou la poutre de gymnastique instrumentée est d'obtenir les données nécessaires à l'estimation des variables non mesurables, calculées à partir des modèles de l'homme présentés précédemment. Ces modèles conditionnent la complexité de l'instrumentation et dans un deuxième temps, celle des codes de calculs nécessaires à l'estimation des données non mesurables. Dans certains cas, les instrumentations réalisées initialement à des fins scientifiques, ont été valorisées lors de contrats industriels.

L'ERGOMETRE D'AVIRON INSTRUMENTE

L'objectif de l'instrumentation de cet ergomètre d'aviron (Figure 16) était de pouvoir estimer les sollicitations articulaires du rameur durant sa nage. Afin de pouvoir les déterminer à partir de la méthode de dynamique inverse, les chaînes cinématiques devaient être ouvertes en plaçant un capteur à chaque point de contact. En conséquence, il a été conçu pour recueillir l'ensemble des sollicitations (forces et couples) tridimensionnelles appliquées par l'ergomètre sur le sujet. Il se compose d'une cellule de forces 3D placée sous la coulisse qui mesure les forces et couples qu'exerce l'assise sur le rameur, de plates formes de force qui évaluent les efforts qu'exercent les barres de pied sur le rameur et enfin, des capteurs mono dimensionnels repérés chacun par deux marqueurs qui permettent de déterminer les efforts tridimensionnels qu'exercent les poignées de l'ergomètre sur les mains du rameur. Il a été développé dans le cadre du DEA puis de la thèse de Philippe Pudlo (Pudlo, 1999), sa description a été faite dans la publication suivante :

Pudlo P., Barbier F., Angué J.C.,

Instrumentation of the Concept II ergometer for optimization of the gesture of the rower,
The Engineering of Sport, Editeur S.J. Haake, A.A. Balkema Publishers, p 137-140, ISBN 90-5410-8226-3, 1996

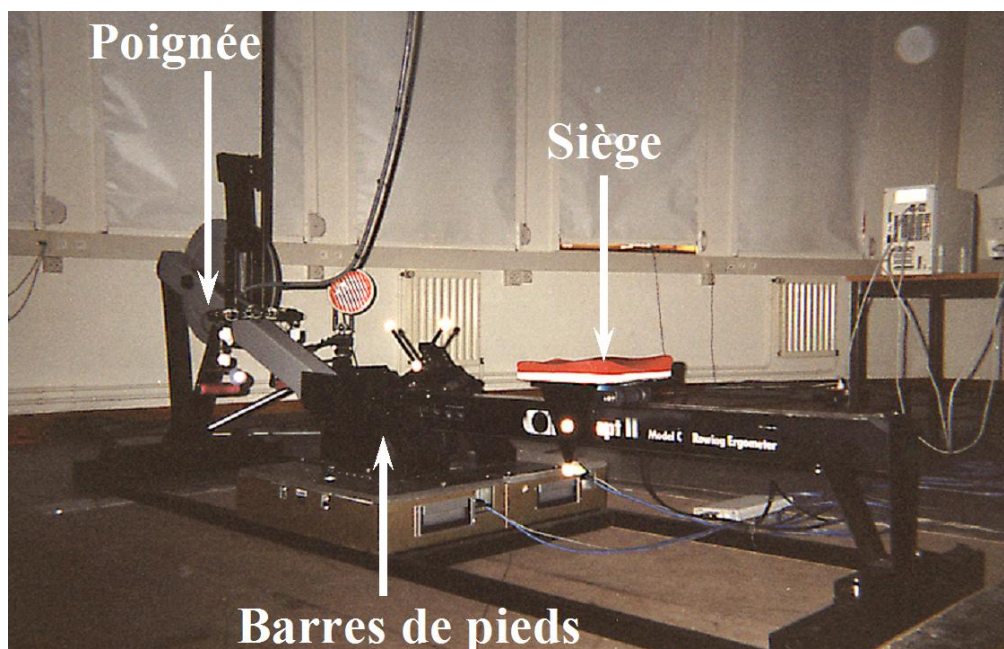


Figure 16: ergomètre d'aviron complètement instrumenté avec 2 plates-formes de force sous les pieds, une cellule de force 3D sous la coulisse et 2 capteurs mono dimensionnels pour les mains.

Ce dispositif a été utilisé pour estimer les contraintes articulaires du rameur d'aviron induites par sa nage. Ces sollicitations sont à l'origine de blessures répétitives qui limitent les entraînements et en conséquence, les performances des rameurs. Il est donc particulièrement intéressant de les estimer pour permettre éventuellement à l'entraîneur de proposer d'autres styles de nage à ces rameurs afin de les réduire. De plus, l'analyse de ces sollicitations articulaires permet d'expliquer les décoordinations qui apparaissent durant l'effort et qui nuisent au rendement de la nage. Cette instrumentation a été valorisée au travers de communication dans des congrès (Pudlo P. et al., 1997a, 1997b, 1998, 1999, 2000)

Enfin, lors d'un contrat industriel passé avec la société DECATHLON, ce dispositif a été transposé sur un rameur d'appartement dont la structure mécanique rompait systématiquement au même endroit. Instrumenté comme l'ergomètre d'aviron expérimental, la mesure des contraintes à partir des différents capteurs a permis de comprendre l'origine des faiblesses mécaniques et d'y remédier en redéfinissant la forme et le dimensionnement de certaines pièces.

Contrat industriel : Fiabilité des rameurs d'aviron d'appartement : mesures de forces exercées sur un ergomètre d'aviron en fonction du niveau du rameur,

Partenaire : Equipe de recherche avancée de la société DECATHLON

Intervenants : Angué J.C. (Resp. Scientifique), Barbier F. (Resp. Technique), Pudlo P., 1998

PEDALES INSTRUMENTEES POUR L'ETUDE DU GESTE DU CYCLISTE

Ce dispositif expérimental (Figure 17) a été développé dans le but de déterminer l'influence des différents types de cales pédales sur les contraintes articulaires au niveau des membres inférieurs. Une pédale spécifique a été développée pour accueillir une cellule de force tridimensionnelle LOGABEX permettant de mesurer les forces et les couples exercés par le cycliste durant le mouvement de pédalage. Les forces et les couples articulaires au niveau des membres inférieurs étaient estimés via la méthode de la dynamique inverse. Le développement de ces pédales instrumentées s'est déroulé durant le DEA de Fabrice Maronneaud et durant son année en contrat industriel avec la société DECATHLON. Ces travaux ont fait l'objet de deux communications. La première (Maronneaud F., 1997a) décrit et valide le dispositif expérimental.

Maronneaud F., Barbier F., Angué J.C.,

Experimental device for the analysis of the cyclist's movement,

International Symposium On Biomechanics of Sport, Denton, Texas, U.S.A., July, 1997a.

La seconde (Maronneaud F., 1997b) présente l'application de ce dispositif à l'estimation des contraintes au niveau des membres inférieurs. En effet, les différents types de cales pédales automatiques induisent des contraintes articulaires qui peuvent augmenter de plus de 50%, selon l'axe longitudinal du pied.

Maronneaud F., Barbier F., Angué J.C.,

The effects of the clipless float pedal on the articulations of the leg in cycling,

XVIth Congress of the International Society of Biomechanics, Tokyo, Japan, August, 1997b.

Le dispositif étant validé, la société DECATHLON l'a utilisé pour évaluer un nouveau concept de chaussure pour le cyclisme. Cette prestation a fait l'objet d'un contrat industriel durant l'année universitaire 96-97.

Rapport de contrat : Ergonomie de la liaison pied pédale chez le cycliste,

Partenaire : Equipe de recherche avancée de la société DECATHLON,

Intervenants : Angué J.C. (Resp. Scientifique), Barbier F. (Resp. Technique), Maronneaud F.



Figure 17 : pédales instrumentées droite et gauche du vélo avec 2 cellules de force tridimensionnelles LOGABEX

SACS A DOS INSTRUMENTES POUR L'ETUDE DU PORTAGE LOURD EN RANDONNEE

Le développement de ces différents sacs à dos instrumentés a pour objectif la détermination des contraintes (forces et couples) qu'exerce le sac à dos sur le dos du porteur. Le but final est de proposer et d'évaluer de nouveaux concepts d'interface entre le sac à dos et le dos du marcheur. Différentes versions de sacs à dos instrumentés ont été développées pour s'adapter à la complexité croissante des études. Le premier l'a été en 1996 (Figure 18.a) dans le cadre d'un contrat de recherche avec la société DECATHLON dont l'objectif était de trouver des concepts innovants pour définir de nouvelles interfaces entre le porteur et le sac à dos. La dernière version, la plus complète, présentée à la Figure 18.c a été développée dans le cadre du DEA de Christophe Gillet en collaboration avec le centre de recherche de DECATHLON. Elle permet de mesurer les contraintes (forces et couples) qu'exerce le porteur sur le sac à dos au niveau de la ceinture, des omoplates et des quatre points d'ancrage des bretelles. De plus, le chaudron du sac est équipé de barres permettant de moduler la charge, la position de son centre de gravité et son inertie. Le premier sac a fait l'objet d'une publication (Barbier et al., 1998b) dans laquelle cette instrumentation originale permettait de distinguer 2 modes de portage, sur les hanches ou sur les épaules, en fonction des individus considérés.

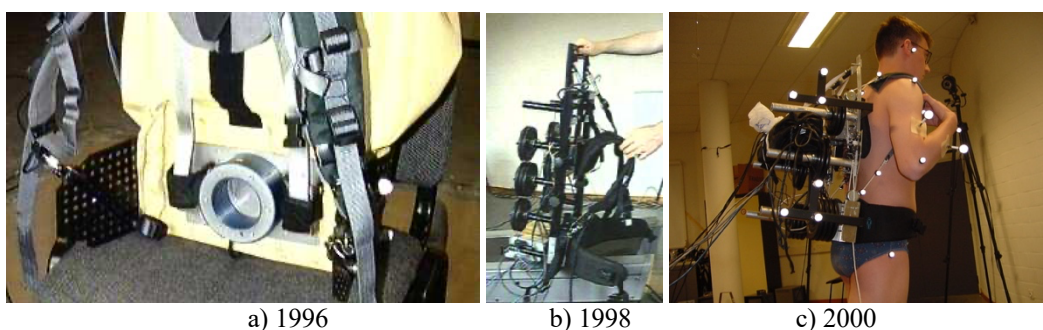


Figure 18: les sacs à dos instrumentés développés en 1996, 1998 et 2000. La dernière version est équipée de 2 cellules de force 3D (ceinture et bretelles) et de 4 capteurs de forces mono dimensionnels aux points d'ancrage des bretelles

Barbier F., Salom O., Angué J.C.

Assessing the ergonomics of 2 rucksacks

The Engineering of Sport, Editeur S.J. Haake, Blackwell Science, p 243-250, ISBN 0-632-05048-9, 1998b

Une autre publication est actuellement en préparation (Dauplain et al.). Elle présente l'instrumentation et l'intérêt des caractéristiques mécaniques de la dernière version mise au

point durant le DEA de Christophe Gillet. De plus, elle propose un modèle du tronc en 3 parties, permettant de déterminer les contraintes qu'y exerce le sac à dos et plus particulièrement au niveau des épaules. Cette publication sera envoyée à la revue Sport Engineering.

Cette instrumentation a aussi été valorisée dans le cadre d'un contrat industriel passé en 1999 avec l'équipe de recherche avancée de la société DECATHLON.

Rapport de contrat : Dimensionnement des pièces en polymère de la nouvelle interface sac-porteur : Evaluation des contraintes au niveau des bretelles et de la ceinture pendant la manipulation et l'utilisation d'un sac à dos.

Partenaire : Equipe de recherche avancée de la société DECATHLON

Intervenants : Angué J.C. (Resp. Scientifique), Barbier F. (Resp. Technique), Gillet C.

POUTRE DE GYMNASTIQUE INSTRUMENTEE

Cette poutre est destinée à l'étude de la gestion de l'équilibre des gymnastes lors de la réalisation de souplesses arrières. Les études entreprises ont des applications en biomécanique mais aussi en contrôle moteur .

Celle-ci a été développée dans le cadre de la collaboration avec Patrice Holvoët (Lille 2) pour le DEA puis la thèse de Mélanie Hars. L'originalité de la problématique et de l'instrumentation fédère autour de ces études des coopérations internationales : Martin Simoneau (contrôle moteur), de l'université Laval à Québec et Mark Goss-Sampson (biomécanicien) de l'université de Greenwich à Medway.

La poutre instrumentée (Figure 19) est équipée de 2 plates formes de force Logabex pour les appuis podaux et de 2 cellules de force Logabex pour les appuis manuels. Cette instrumentation originale va conduire à 2 publications qui sont actuellement en préparation. L'une sur la validation de l'instrumentation et de sa précision pour l'analyse de l'équilibre des gymnastes (Hars et al., préparation 1) dans 'Research quarterly for exercise and sport' et l'autre dans 'Neurosciences Letters', concernant les effets de la hauteur sur les stratégies de régulation de l'équilibre des gymnastes lors de réalisations acrobatiques à la poutre (Hars et al., préparation 2).

Hars M., Barbier F., Gillet C., Goss-Sampson M.A., Lepoutre F.X., Holvoet P.

Development of an instrumented balance beam to study gymnast's dynamic balance control
Research quarterly for exercise and sport, en préparation 1

Hars M., Gillet C., Barbier F., , Simoneau M., Lepoutre F.X., Holvoët P.

Are expert gymnasts affected by the height of the balance beam during backward acrobatic movements?

Neuroscience Letters, en préparation 2

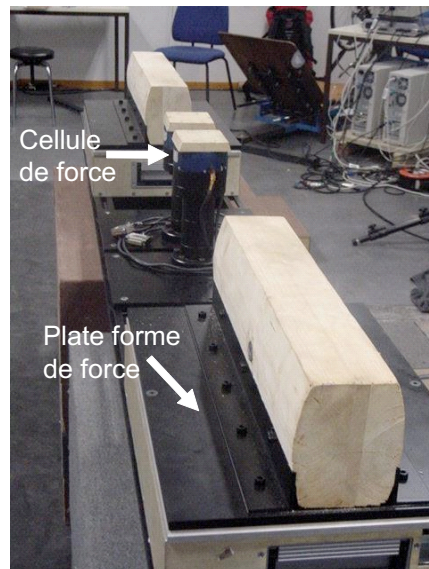


Figure 19 : poutre de gymnastique instrumentée avec 2 plates formes de force pour les pieds et 2 cellules de force 3D pour les mains.

6.2.3 OPTIMISATION DE LA MESURE

L'optimisation de la mesure dans l'analyse moderne des mouvements est un aspect qui conditionne souvent la faisabilité de l'expérimentation et son exploitation.

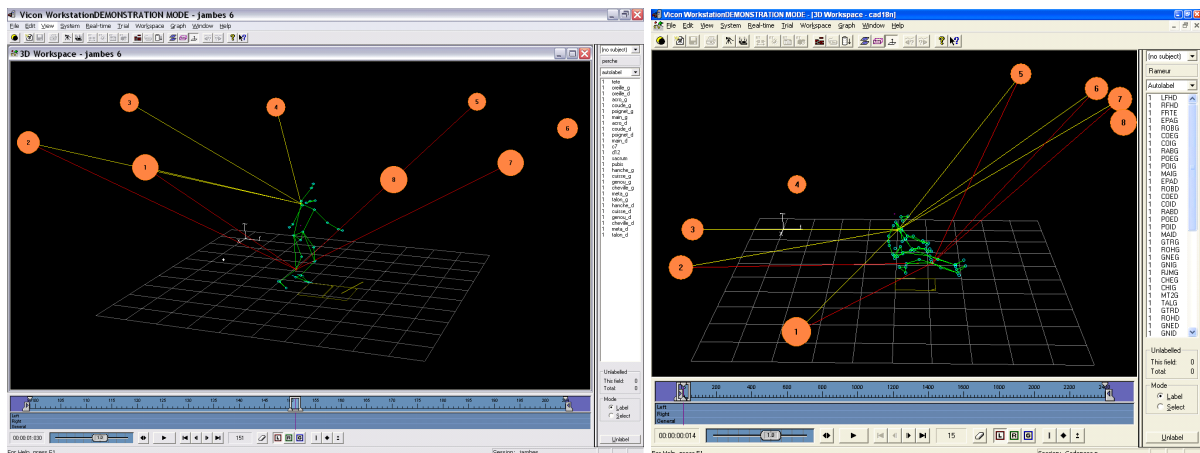


Figure 20: exemple de positionnement de caméra pour la capture a) d'un saut à la perche b) de la nage du rameur d'aviron. Si la position des caméras en a) est 'classique', elle se révèle particulièrement complexe en b).

En effet, l'évolution des connaissances, associée au perfectionnement des dispositifs de mesure conduisent à multiplier le nombre de marqueurs à capturer. De plus, afin de pouvoir distinguer des classes de comportements, il est nécessaire de disposer de populations importantes. Or, l'étude de populations importantes n'est envisageable que si l'obtention des coordonnées tridimensionnelles des marqueurs est aisée. Ceci est possible lorsque la phase de suivi de trajectoire, qui permet d'identifier par son nom (« Label ») chacun des marqueurs, ne nécessite aucune intervention humaine. Pour arriver à cette situation idéale, il faut qu'à chaque instant, chaque marqueur soit vu par au moins 2 caméras et qu'il n'y ait pas de superposition de marqueurs.

Actuellement, pour respecter ces conditions, les spécialistes de l'analyse du mouvement se basent sur leur expertise pour optimiser la position des caméras. Les derniers systèmes sortis, chez « Motion Analysis » par exemple, proposent une aide temps réel au cadrage des caméras. Néanmoins, ces systèmes ne proposent pas d'aide à l'optimisation du placement des

caméras. D'autre part, la continuité des coordonnées tridimensionnelles dépend aussi du positionnement des caméras. En effet, lorsqu'un marqueur passe d'un couple de caméras à un autre, des discontinuités peuvent apparaître sur sa trajectoire 3D. Ces discontinuités sont d'autant plus importantes que la calibration des caméras, c'est-à-dire les données caractérisant leurs positions, leurs orientations et la distorsion de leurs systèmes optiques, est grossière. Bien évidemment, la calibration des caméras a été optimisée parallèlement aux progrès technologiques.

De plus, durant ces dernières années, la fréquence d'acquisition des systèmes d'analyse du mouvement n'a cessé de croître. Cette augmentation de la fréquence aurait été inutile si la définition des caméras, les algorithmes de calibration et de suivi de trajectoire n'avaient pas évolué. En effet, une discontinuité sur la position mesurée peut se formaliser par une erreur (ε). La position mesurée s'écrit alors : $P_{mesurée} = P_{réelle} + \varepsilon$. Or l'utilisation des lois de la mécanique passe par la dérivation des coordonnées des marqueurs qui caractérisent le modèle. La vitesse mesurée est alors égale à :

$$V_{mesurée} = V_{réelle} + \frac{\Delta\varepsilon}{1} \text{ d'où } V_{mesurée} = V_{réelle} + \Delta\varepsilon \cdot fe \text{ et donc } V_{mesurée} - V_{réelle} = \Delta\varepsilon \cdot fe \quad (1)$$

avec : $\Delta\varepsilon = \varepsilon_{t+1} - \varepsilon_t$: l'erreur due à la différence de 2 positions successives,
 fe : la fréquence d'échantillonnage,
 $V_{réelle}$ et $V_{mesurée}$: respectivement les vitesses réelle et calculée.

L'équation (1) met en évidence que l'erreur sur les vitesses correspond à l'erreur sur les positions multipliée par la fréquence d'acquisition. De la même manière, on peut montrer que l'erreur sur les accélérations est proportionnelle à la fréquence d'acquisition au carré. L'équation (1) montre l'intérêt de minimiser l'erreur sur les positions 3D lorsque la fréquence des systèmes d'acquisition augmente. La fréquence d'acquisition apparaît comme un facteur important de la dégradation de la précision des vitesses et des accélérations.

Ainsi, l'optimisation des positions des caméras conduit à l'amélioration du suivi de trajectoire et minimise les artéfacts en limitant le nombre de changement de couples de caméras. Elle contribue ainsi à la faisabilité et à la qualité de la mesure. Les constructeurs ne disposant actuellement pas de système d'aide à l'optimisation du placement des caméras, ce thème de recherche s'inscrit dans mes perspectives de recherches.

Ce paragraphe a souligné l'importance de l'étape de modélisation corporelle et de capture de mouvement, si l'on veut pouvoir exploiter pleinement la phase de détermination des données pertinentes. Par ailleurs, ces données mesurées sont ensuite utilisées pour déterminer les variables inobservables comme les sollicitations articulaires. Ensuite, ces variables mesurées et calculées doivent être mises en forme en vue de leur exploitation statistique. Le paragraphe suivant décrit la phase de détermination et de gestion des données et les outils mis en place pour y parvenir.

6.3 DETERMINATION ET GESTION DES DONNEES

Le premier paragraphe (§6.1) a mis en évidence que pour s'intégrer réellement à un processus de prise de décision, les systèmes d'analyse du mouvement ne devaient plus se contenter de présenter des variables stéréotypées proposées par des ingénieurs ; ils doivent en effet, tenir compte des attentes des utilisateurs, dans le contenu comme dans la forme. Cette prise en compte de l'utilisateur peut se faire, comme les travaux d'Eric Watelain et de Christophe Gillet l'ont mis en évidence, au travers d'un processus d'extraction des connaissances des utilisateurs finaux. Or, les travaux de ces auteurs ont montré que le nombre de variables à mesurer ou à calculer résultant d'une extraction de connaissances est important. Ainsi, 396 indicateurs ont été identifiés pour qualifier la marche de l'hémiplégique puis synthétisés en 60 variables par Eric Watelain durant sa thèse. Christophe Gillet a eu recours à une analyse en composante principale pour déterminer un ensemble réduit de variables discriminant au mieux la marche normale via le concept proposé par Sohier et Haye.

De même, le second paragraphe (§6.2) a montré que, compte tenu de l'évolution des connaissances, le développement de modèles de l'homme plus précis devient possible et nécessite un nombre croissant de données pour les caractériser (position de marqueurs anatomiques, forces et couples tridimensionnels appliqués au sujet, ...). Parallèlement, les systèmes d'analyse du mouvement se sont adaptés à ces exigences, ils permettent d'acquérir un nombre croissant de marqueurs sans difficulté particulière (60 marqueurs pour l'analyse de la marche durant le portage) et discrétisent de plus en plus finement les mouvements via des fréquences d'acquisition toujours plus élevées. Il apparaît en effet, que l'augmentation de la fréquence d'échantillonnage améliore les performances (diminution des pertes de marqueurs) des algorithmes de suivi de trajectoire qui sont particulièrement sensibles aux changements de trajectoire. Globalement, tous ces facteurs contribuent donc à augmenter le nombre de données à traiter.

De plus, comme Watelain E. et al., 2003 l'ont mis en évidence, il est souhaitable de permettre aux utilisateurs de mettre en place leurs raisonnements par analogie. Pour cela, il est nécessaire de leur donner la possibilité d'identifier les grandes caractéristiques d'un sujet, c'est-à-dire leur permettre de les rattacher à une classe de comportement. Ces classes sont mises en évidence d'une part dans la littérature (Vardaxis V.G. et al. 1998) et d'autre part, au travers de plusieurs de nos situations expérimentales (marche normale, pathologique, portage). Pour que ces classes soient valides et représentatives, elles doivent comporter plus de 10 individus. Ainsi, les populations à traiter deviennent conséquentes si plusieurs classes doivent être identifiées. De plus, la prise en compte de la variabilité du mouvement nécessite, par exemple pour la marche, la capture de 10 passages par individus et ceci pour chaque condition (Figure 21). Ainsi, pour les expérimentations de Christophe Gillet sur la marche et le portage, 1820 captures ont été traitées.

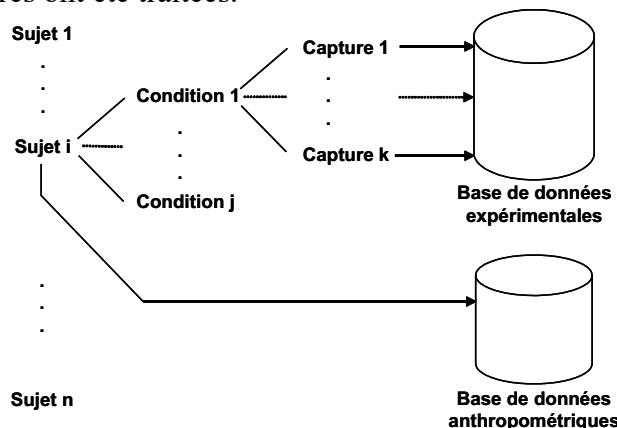


Figure 21 : schéma représentant les bases de données. La taille des populations étudiées et la multiplicité des captures de mouvements conduisent à l'élaboration des bases de données expérimentales et anthropométriques

En conséquence, dans un tel contexte, se doter d'outils de traitements automatisés des données est une nécessité. Ainsi depuis le début de ma thèse, je développe un logiciel qui, maintenant, fait partie intégrante de la méthode proposée. En effet, sans ce logiciel, la mise en pratique des étapes précédentes se révèle humainement difficile voir impossible, compte tenu du nombre d'expérimentations à traiter, de la complexité des modélisations et des calculs qui leurs sont associés. La plupart des publications auxquelles j'ai participé l'ont utilisé pour traiter les résultats expérimentaux. C'est un logiciel que je continue à développer et dont les fonctionnalités évoluent en fonction des obstacles que soulèvent les nouvelles études. Ce logiciel est à la disposition des chercheurs avec lesquels je collabore étroitement.

Le paragraphe suivant décrit la structure et le fonctionnement du logiciel développé (Figure 22) dont les structures fondatrices ont été développées durant ma thèse.

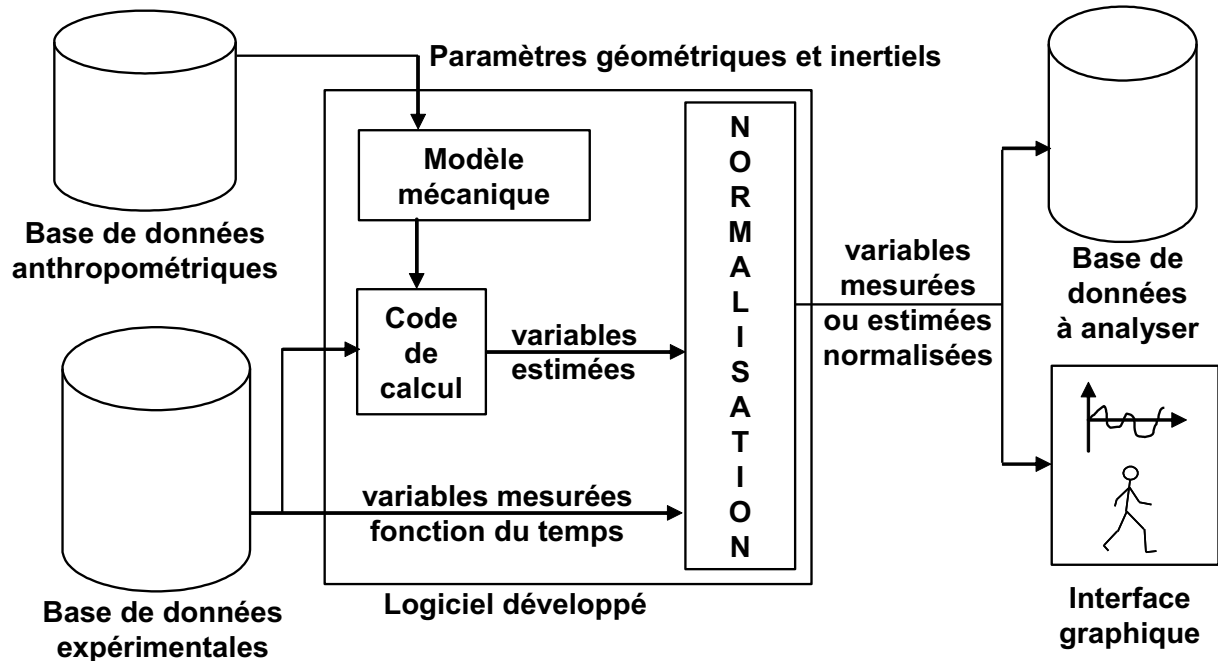


Figure 22 : description du flux des données dans le logiciel développé

Trois éléments garantissent l'adaptabilité du logiciel développé à différentes études. Premièrement, le modèle mécanique ne doit pas être figé. Il est par conséquent paramétrable afin de s'adapter au niveau de détail et aux approximations propres à chaque étude. De même, ses paramètres inertiels doivent être fonction des caractéristiques anthropométriques du sujet traité. Deuxièmement (cet élément découle du premier), le processus de calcul ne peut être figé et doit pouvoir se reconfigurer en fonction des modèles mécaniques imaginés. Troisièmement, le nombre des efforts externes appliqués au corps modélisé ne doit pas être limité et la localisation de ceux-ci ne doit pas être figée dans le temps.

6.3.1 LES STRUCTURES INFORMATIQUES PERMETTANT LA DESCRIPTION DES MODELES BIOMECHANIQUES

Pour le logiciel, le corps est modélisé par un ensemble de segments supposés rigides et polyarticulés. En conséquence, géométriquement, les corps sont donc définis comme un ensemble de segments et les positions des segments sont identifiées à partir des positions de repères anatomiques.

LES SEGMENTS CORPORELS

Un segment corporel est modélisé par un solide indéformable (Figure 23) caractérisé par ses dimensions, la position de son point proximal (P_S) et distal (D_S), la position de son centre de gravité (G_S), sa matrice d'inertie (M_S) et par son orientation définie à partir des

points proximaux, distaux et un 3^{ème} point appelé rotateur (R_S) n'appartenant pas à la droite ($P_S D_S$). Ses caractéristiques sont identifiées préalablement à la capture du mouvement. L'expérimentateur relève la taille et le poids du sujet ainsi que les longueurs et les circonférences des segments corporels au niveau des points proximaux et distaux du sujet. A partir des données précédentes et compte tenu du sexe, de l'âge, de sa morphologie, de son statut (ex : femmes enceinte, sportif de haut niveau, ...), l'expérimentateur choisit la table anthropométrique adaptée. Cette table permet de déterminer la masse des segments, la position de leur centre de gravité et leur matrice d'inertie.

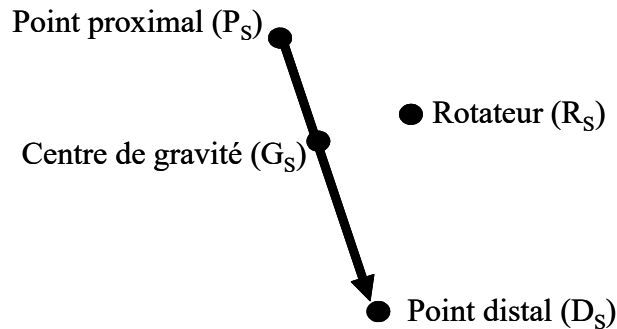


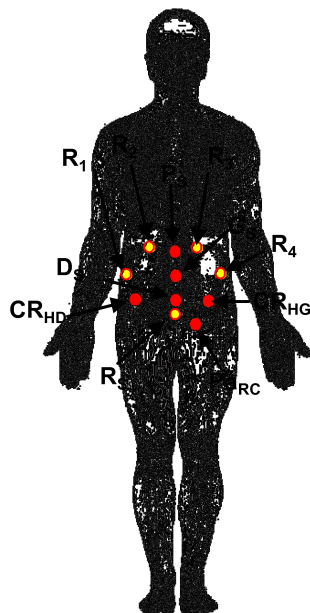
Figure 23 : les 4 points définissant la structure d'un segment corporel

Lors des calculs, les positions des points définissant le modèle sont identifiées à partir des positions des repères anatomiques capturés. Cette identification est soit directe, soit le résultat de calculs (ex : détermination du centre de rotation de la hanche à partir de l'algorithme de Leardini R. et al., 1999).

L'orientation du segment est déterminée en définissant un repère orthonormé attaché au segment. Ce repère orthonormé est obtenu à partir de 2 produits vectoriels successifs, $\frac{\overrightarrow{P_S D_S}}{\|\overrightarrow{P_S D_S}\|}$

étant le 1^{er} vecteur de ce repère. Les orientations tridimensionnelles des segments sont formalisées par des quaternions afin d'éviter toute indétermination.

Les articulations inter segmentaires sont supposées parfaites et correspondent à des articulations rotoïdes à 3 degrés de liberté. La majorité des segments sont associés les uns aux autres en supposant que le segment proximal de l'un est le distal de l'autre. Néanmoins, il existe des segments, comme le bassin et le torse, pour lesquels cette association n'est pas possible. Pour ces derniers, ou lorsque des efforts externes au corps sont appliqués, des points supplémentaires viennent compléter la définition du segment. Par exemple, le segment bassin est en relation avec le tronc et les jambes droite et gauche. Les centres de rotation des hanches droite (CR_{HD}) et gauche (CR_{HG}) rentrent donc dans sa définition. Enfin, d'autres points peuvent venir compléter la définition d'un segment comme les points d'application des forces externes au corps, si celles-ci s'exercent au niveau du segment. Par exemple, la force de réaction de la coulisse de l'ergomètre d'aviron s'exerce sur le corps au niveau du bassin, donc ce point ($PARC$) entre dans la définition du bassin (Figure 24).



- R_i : Repères anatomiques utilisés par l'algorithme Roberto Leardini pour déterminer les centres articulaires des hanches droite et gauche
- P_S : Point Proximal du bassin
- D_S : Point distal du bassin
- G_S : Centre de gravité du bassin
- R_S : Rotateur du bassin
- P_{ACR} : Point d'application de la force de réaction de la coulisse
- CR_{HD} : Centre de rotation de la hanche droite
- CR_{HG} : Centre de rotation de la hanche gauche

Figure 24 : points rentrant dans la définition géométrique du bassin

Les paramètres inertiels des segments sont déterminés à partir de tables anthropométriques ou à partir de traitements plus complexes basés sur la RMN ou le scanner. Le détail de la détermination de ces paramètres ne sera pas présenté dans ce mémoire, il correspond au travail de recherche d'Antonio Pinti, membre du groupe de recherche en biomécanique du LAMIH. Actuellement, le logiciel développé permet de définir les paramètres inertiels des segments à partir de différentes sources : les tables de Winter D.A., 1983, Hanavan E.P., 1964, Jensen R.K., 1986, Zatsiorsky modifié De Leva : De Leva P., 1996).

En plus des modèles représentatifs des segments, un certain nombre de points mesurés ou calculés sont nécessaires aux calculs.

LES POINTS

Deux types de points existent. Les points mesurés qui, comme leur nom l'indique, sont acquis via un système de mesure (par exemple les points R₁, R₂, R₃, R₄, R₅ de la Figure 24).

Les points calculés sont, quant à eux, déterminés : à partir d'algorithmes simples, comme celui permettant de déterminer la position d'un centre de gravité segmentaire ou à partir d'algorithmes plus complexes faisant intervenir un nombre plus élevé de données, comme par exemple la méthode de Leardini R. et al., 1999 pour repérer les centres de rotation des hanches.

Les points calculés peuvent aussi être issus du traitement d'une capture préalable stockée dans un fichier appelé 'manipulation de référence' (Figure 25). Par exemple, les positions des centres de rotation des genoux, des chevilles et des coudes peuvent être identifiées lors d'une expérimentation préalable (Figure 26.a) et recalculées par changement de repère à partir des coordonnées des points restants lors de l'expérimentation réelle (Figure 26.b).

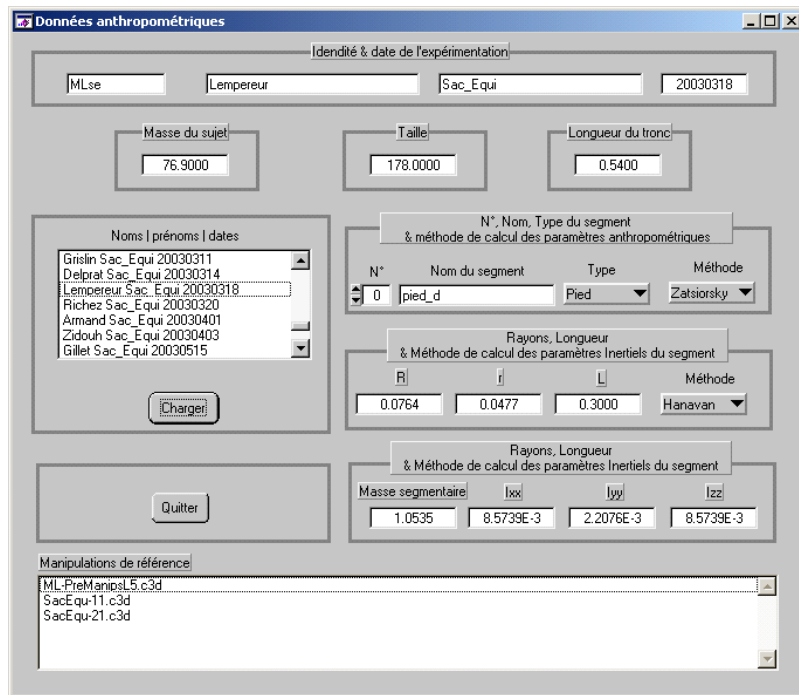


Figure 25 : interface permettant à l'utilisateur de choisir la table anthropométrique adaptée au sujet étudié. Le choix réalisé par l'expérimentateur est dans ce cas : Zatsiorsky modifié De Leva pour la détermination des masses et des centres de gravités car le sujet est athlétique ; Hanavan pour la détermination des inerties car les contraintes expérimentales ne permettaient pas de repérer le second axe d'inertie avec le rotateur.

Une fois le modèle géométrique décrit et les tables anthropométriques choisies, l'utilisateur peut définir les traitements à réaliser. L'utilisateur dispose alors de 80 fonctions pour décrire ses traitements.

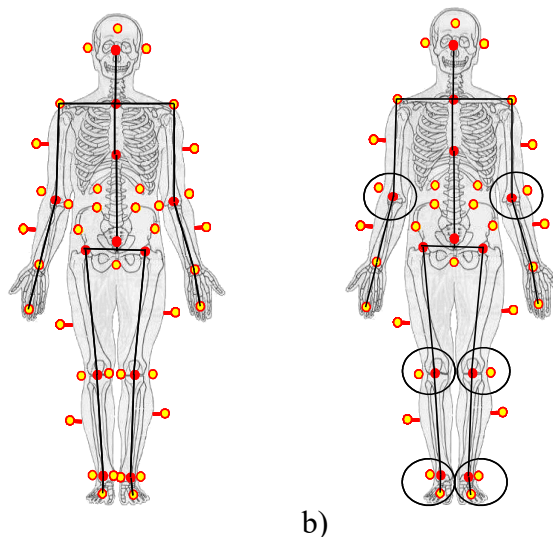


Figure 26: a) capture préalable des articulations repérées par 2 marqueurs internes et externes qui permettent de déduire le centre articulaire et b) durant l'expérimentation, le centre articulaire est recalculé par changement de repère.

6.3.2 LES PRINCIPES A LA BASE DU CODE DE CALCUL

L'utilisation de ce logiciel est simple (Figure 27). La première opération consiste à charger le fichier des paramètres dans lequel se trouve la description du modèle du corps et la liste des calculs et des normalisations à réaliser. Dans un deuxième temps, le fichier

contenant les données acquises durant l'expérimentation à traiter est chargé. Enfin, les paramètres inertiels du sujet sont chargés (Figure 25). Ainsi, lorsque le modèle de l'homme est défini, les coordonnées des points servant à le caractériser sont chargées et ses paramètres inertiels sont initialisés, les calculs et les normalisations peuvent alors être lancés.

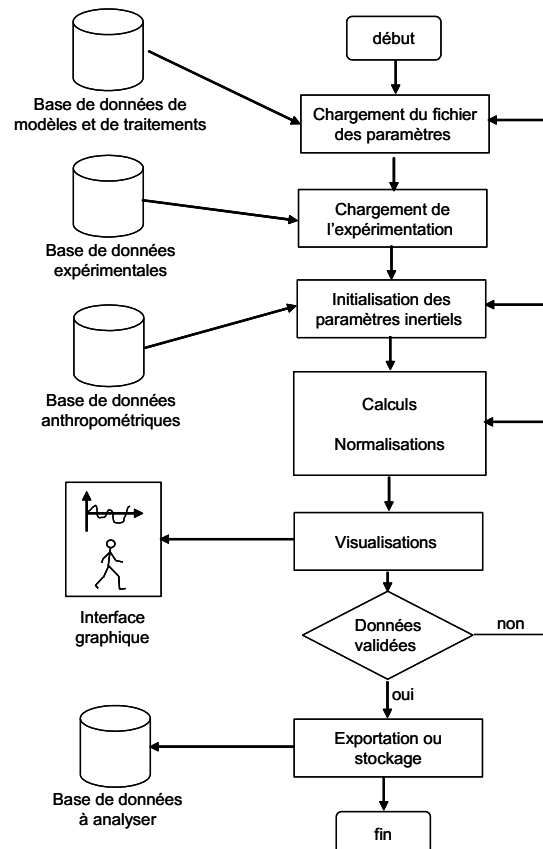


Figure 27 : les grandes étapes de l'utilisation du logiciel de calculs et de gestion de données biomécaniques

La normalisation des données consiste, par exemple à exprimer les variables en fonction du pourcentage du cycle de marche, et pour les forces et les couples à les normaliser, si nécessaire, par rapport à la masse du sujet. Diverses normalisations peuvent être imaginées, elles sont fonction de l'expérience de l'expérimentateur et de sa stratégie d'analyse de données. Enfin, les données sont exportées vers des feuilles de calculs Excel ou stockées dans une base de données. La fenêtre principale présentée à la Figure 28 permet de réaliser ses différentes opérations.

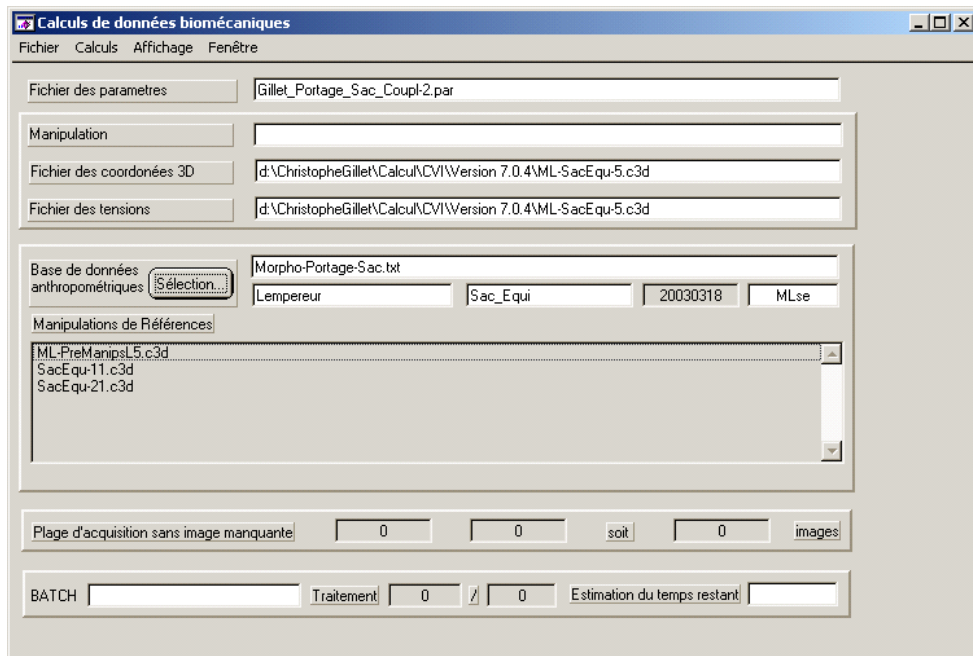


Figure 28: fenêtre principale du logiciel de calculs de données biomécaniques développé

Le cœur du logiciel développé est son code de calcul qui implémente les fonctions nécessaires à l'étude de la cinématique et de la dynamique tridimensionnelles des systèmes multi corps. Toutes les entités traitées par le code de calcul sont représentées sous la forme de vecteurs. Les rotations tridimensionnelles sont formalisées à l'aide de quaternions appelés aussi paramètres d'Euler, ceci afin d'éviter d'éventuelles indéterminations liées à d'autres formalismes (angles d'Euler par exemple). Les calculs cinématiques ou dynamiques sont réalisés en utilisant le formalisme matriciel décrit par Nickravesh P.E., 1988 dans son ouvrage : « computer aided analysis of mechanical system ».

Cinq entités informatiques permettent de stocker les résultats des calculs :

- Les segments (Orientation, Vitesse angulaire, Accélération angulaire en utilisant les quaternions, masse accélérée, quantité de mouvement linéaire et angulaire),
- Les points (position, vitesse, accélération, forces et couples appliqués au point),
- Les variables ; ce sont des entités fonction du temps permettant de stocker tous les résultats des calculs fonction du temps en dehors de ceux pris en charge par les segments et les points,
- Les valeurs ; ce sont des entités qui permettent de stocker une valeur ponctuelle. Par exemple, le résultat de l'analyse morphologique d'un signal (le maximum, le minimum,...).
- Les matrices ; elles permettent de stocker les résultats des calculs matriciels. Les matrices de changement de repères identifiées avec les expérimentations préliminaires pour recalculer les centres de rotation avec un nombre réduit de marqueurs sont stockées dans ce type d'entité.

Quatre vingts fonctions sont actuellement à la disposition de l'utilisateur. Elles peuvent être regroupées en grandes catégories :

- Le calcul vectoriel,
- Le calcul matriciel,
- La cinématique des solides,
- La dynamique des solides,
- L'analyse de la morphologie des signaux,
- Le filtrage et le lissage des signaux,
- Exportation des données dans des formats directement exploitables dans Excel et Statistica.

Pour faciliter la mise au point, les calculs peuvent être lancés par partie. Enfin, lorsque que les traitements sont mis au point et validés, il est possible de lancer les calculs (traitement par lot) sur toutes les expérimentations rentrant dans l'étude et générer automatiquement les bases de données à analyser. Cette fonctionnalité est particulièrement intéressante lorsque les populations étudiées sont importantes et les conditions expérimentales multiples. Pour sa thèse sur le portage dont l'objet était de discriminer des classes de porteurs, Christophe Gillet devait traiter 1820 expérimentations. Dans le cadre de telles populations, le traitement par lot rend possible l'exploitation de modèles complexes, générant un nombre important de variables. De plus, cette fonctionnalité limite les erreurs humaines inhérentes à la lourdeur des traitements et à la répétitivité de la tâche.

6.3.3 L'INTERFACE GRAPHIQUE LIEE A L'EXPLOITATION DES RESULTATS DU CODE DE CALCUL

L'objectif premier de l'interface graphique était bien sûr de pouvoir visualiser l'expérimentation étudiée (Figure 29.a). Cependant, elle trouve également toute son utilité lors la mise au point des différents traitements à réaliser.

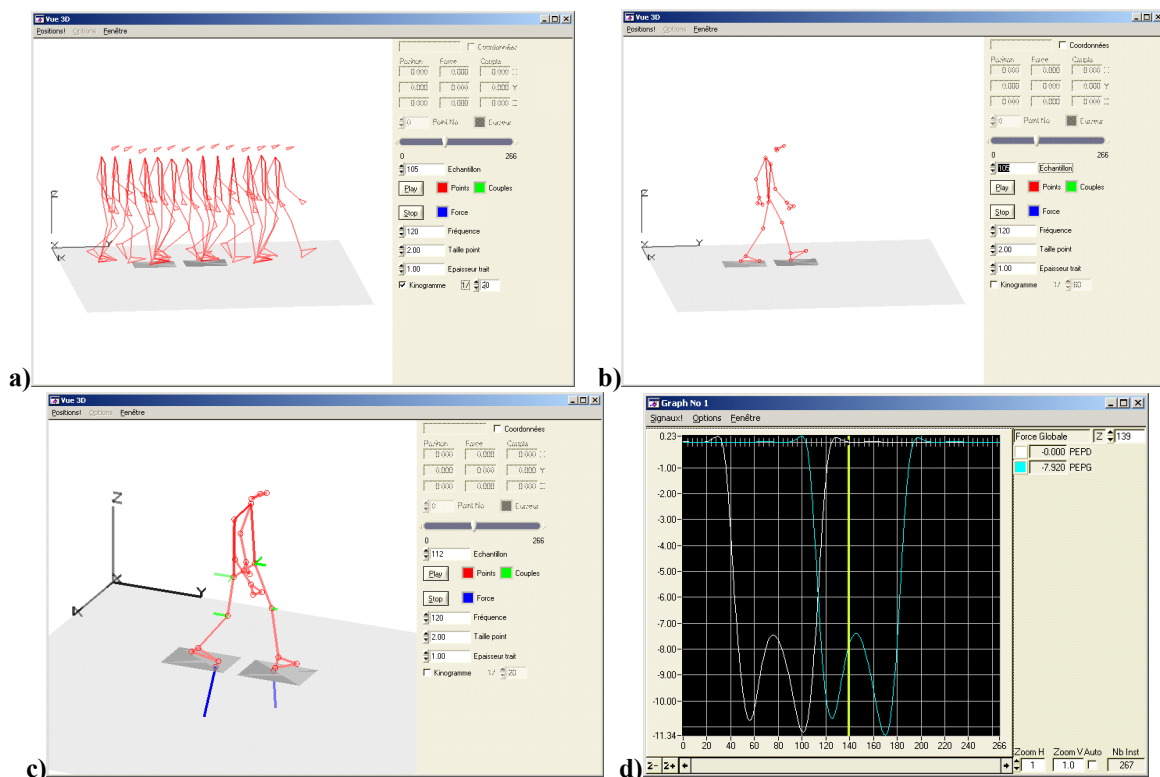


Figure 29: fenêtres proposées par l'interface graphique. a) représentation du mouvement sous forme de kinogramme pour vérifier sa cohérence, b) animation pour vérifier la cohérence des points calculés, c) représentation des forces et des couples durant le mouvement d) représentation graphique des signaux calculés, exploration numérique de ceux-ci grâce à des curseurs.

Elle permet de vérifier la cohérence des points calculés et la définition des segments (Figure 29.b). Elle aide l'utilisateur à vérifier et à interpréter les calculs réalisés. La Figure 29.c présente, les forces externes appliquées au niveau des pieds et les couples articulaires obtenus par dynamique inverse. La fenêtre présentée à la Figure 29.d permet d'aller plus loin dans la vérification, en superposant par exemple des courbes normalement similaires et en explorant finement les valeurs obtenues grâce à un curseur. De plus, l'interface graphique possède des fonctions de copie de ses contenus et de génération de films correspondant aux animations. Ainsi, ces contenus sont facilement intégrables aux présentations PowerPoint.

Le logiciel est implémenté en C ANSI avec l'outil de développement Labwindows de National Instrument©. Ce choix a été motivé par l'efficacité du code généré, la richesse des bibliothèques disponibles, son interfaçage avec Matlab© permettant des prototypages rapides et la compatibilité ascendante des outils de développement assurée par National Instruments©.

6.3.4 CONCLUSION

Le logiciel développé permet de décrire des modèles mécaniques composés de corps rigides polyarticulés et de définir, à partir de tables anthropométriques ou de données obtenues par des moyens plus sophistiqués (scanner, RMN), les paramètres inertiels des segments le composant. Les structures informatiques mises en place pour décrire les segments et les points permettent au code de calcul de s'adapter facilement aux différents modèles. L'interface graphique développée facilite la mise au point et la vérification des calculs et des normalisations à réaliser. Les données peuvent être aisément exportées ou stockées dans des bases de données pour être ensuite directement utilisées dans des logiciel tel que Statistica©. Enfin, les fonctionnalités de traitement par lots permettent à l'utilisateur de réaliser aisément et de fiabiliser les traitements sur un grand nombre d'expérimentations.

Ce paragraphe vient de décrire les contraintes de gestion et de calcul numérique induites par les applications débouchant sur l'aide à la prise de décision dans l'analyse du mouvement et l'outil logiciel qui a été développé pour y remédier. Les variables étant validées, normalisées et organisées, la phase d'analyse et de modélisation des données peut commencer. Le paragraphe suivant décrit les méthodes utilisées et les résultats obtenus.

6.4 ANALYSE ET MODELISATION DES DONNEES EN VUE DE L'AIDE A LA PRISE DE DECISION

Le but de cette phase est l'aide à la prise de décision. Elle doit conduire l'utilisateur à pouvoir distinguer d'éventuelles classes de sujets afin qu'il puisse mettre en place ses raisonnements par analogie. Cette phase valide ou invalide la phase de détermination des données pertinentes mais aussi les éventuels concepts qui leurs sont associés comme par exemple, l'existence des suspensions antérieures et postérieures. De même, la capacité à discriminer des groupes d'individus dépend de la phase de modélisation et de capture des mouvements. Si les modèles corporels, les protocoles et l'instrumentation n'ont pas permis de quantifier les données pertinentes, leur absence handicape gravement le processus de discrimination des individus. Enfin, les données discriminantes obtenues doivent être de qualité, au sens du traitement du signal. En effet, si les codes de calcul développés durant la troisième phase génèrent des signaux bruités et/ou entachés d'imprécisions, la capacité discriminatoire des données pertinentes est réduite. Cette phase conduit fréquemment à la remise en cause des 3 étapes qui la précèdent. C'est un moteur puissant de progrès, au sens où elle impose d'avoir un esprit critique affûté pour trouver les failles dans les travaux déjà réalisés et d'imaginer des solutions innovantes pour perfectionner continuellement les phases qui y conduisent. Elle s'organise en **4 grandes étapes** (Figure 30).

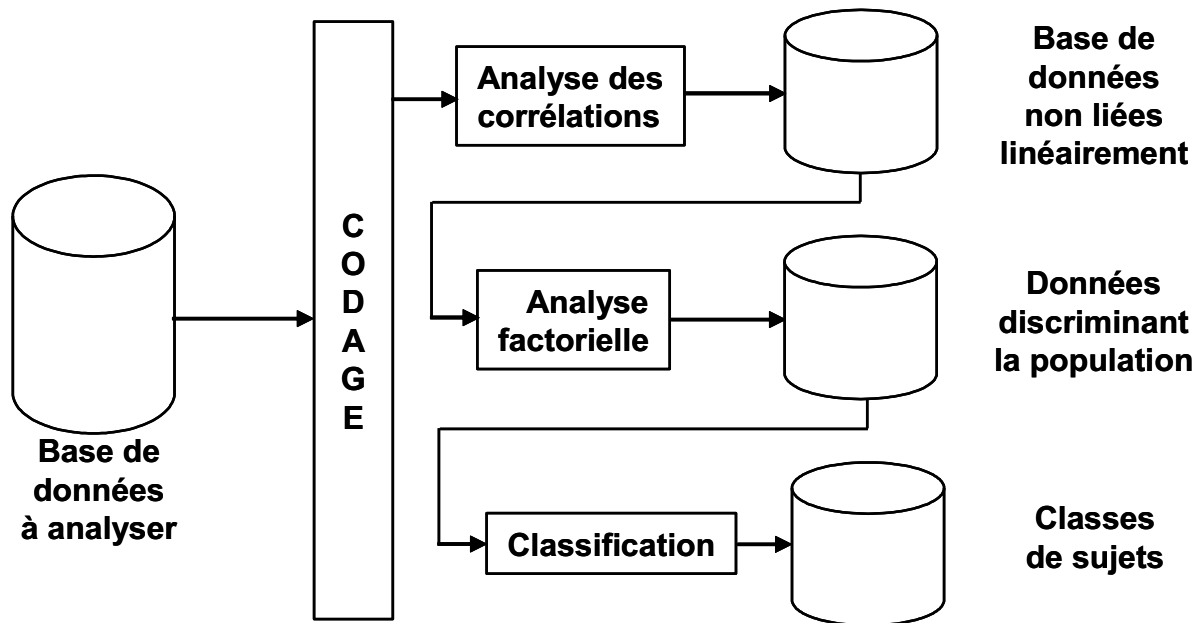


Figure 30 : synthèse de la stratégie d'analyse des données

6.4.1 LE CODAGE DES DONNEES

Il a pour objectif de rendre les composantes continues et les amplitudes des variables homogènes de façon à pouvoir les prendre en compte simultanément dans l'analyse. Les facteurs influençant le codage sont d'une part, l'objectif de l'analyse et d'autre part, l'imprécision des variables mesurées ou estimées. De nombreux codages peuvent être imaginés mais ils peuvent se résumer à 2 opérations. La variable (V) va subir une translation d'échelle (T_e) puis une division par un facteur d'échelle (F_e) (Eq (2))

$$V_c = \frac{V - T_e}{F_e} \quad (2)$$

Avec V_c : la variable codée, V : la variable à coder, T_e : la translation d'échelle, F_e : le facteur d'échelle

La difficulté du codage réside dans le choix judicieux des valeurs de T_e et de F_e . Si pour les signaux cycliques, la détermination de T_e conduit le plus souvent au choix de la moyenne, la détermination du facteur d'échelle n'est pas aussi simple. En effet, en première intention, l'expérimentateur est souvent tenté d'identifier F_e à la différence entre le maximum de la variable moins son minimum, ce qui conduit F_e à devenir sensible aux erreurs de mesures et de calculs. Il est alors possible de remplacer avantageusement cette différence par l'écart type de la variable. Néanmoins, d'autres types de codages associés à d'autres méthodes d'analyse sont envisageables pour réduire l'influence des erreurs de mesure. Dans le futur, il sera intéressant de procéder selon (Loslever P., 2004a, 2004b).

6.4.2 L'IDENTIFICATION ET LA DESCRIPTION DES VARIABLES LIEES LINEAIREMENT

Cette étape consiste à identifier parmi les variables jugées pertinentes par les experts celles qui sont liées entre elles. Celles-ci peuvent être identifiées au travers de l'analyse de la matrice des corrélations. L'opération consiste à ne garder qu'un représentant des variables liées. Néanmoins, il est essentiel de définir, de comprendre et de documenter ce lien avec les experts du mouvement car il permettra de compléter l'analyse des données et la discussion puis d'expliciter le sens des axes élaborés à l'étape suivante. Cette première étape est déjà l'occasion d'un retour vers les experts. Une fois la réduction des données pertinentes non liées linéairement réalisée, la troisième phase peut commencer.

6.4.3 DETERMINATION DES VARIABLES DISCRIMINANTES

Cette étape a pour objectif d'extraire, parmi l'ensemble précédent, les variables permettant de discriminer aux mieux les individus composant le groupe. Pour réaliser cette opération, l'Analyse en Composante Principale (ACP) est utilisée (Rouanet H., 1993). Cette méthode d'analyse a pour objectif la détermination d'axes appelés facteurs, qui sont des compositions linéaires des variables de départ et qui ont la propriété de maximiser la distance entre les sujets lorsqu'ils y sont projetés. Ces axes, ordonnés (de 1 à n) selon leur capacité à maximiser ces distances (le 1^{er} est le plus discriminant), sont utilisés 2 à 2 pour définir des plans, qualifiés alors de plan factoriels, dans lesquels les variables (Figure 31.a) et les sujets (Figure 31.b) peuvent être projetés. La projection des variables dans les plans factoriels permet de qualifier ces axes, au sens où, plus une variable est proche de l'axe et du cercle des corrélations et plus cette variable a une contribution importante dans la définition de l'axe. Réciproquement, plus une variable est proche simultanément des premiers axes factoriels et du cercle des corrélations et plus sa capacité à discriminer la population est importante. Encore une fois, cette analyse numérique doit être analysée et validée en collaboration avec les experts.

Cette méthode a été utilisée par Christophe Gillet durant sa thèse pour déterminer, parmi les 26 variables qui caractérisaient la marche des suspensions antérieure et postérieure, les 4 variables permettant de discriminer au mieux les sujets (Figure 31.a).

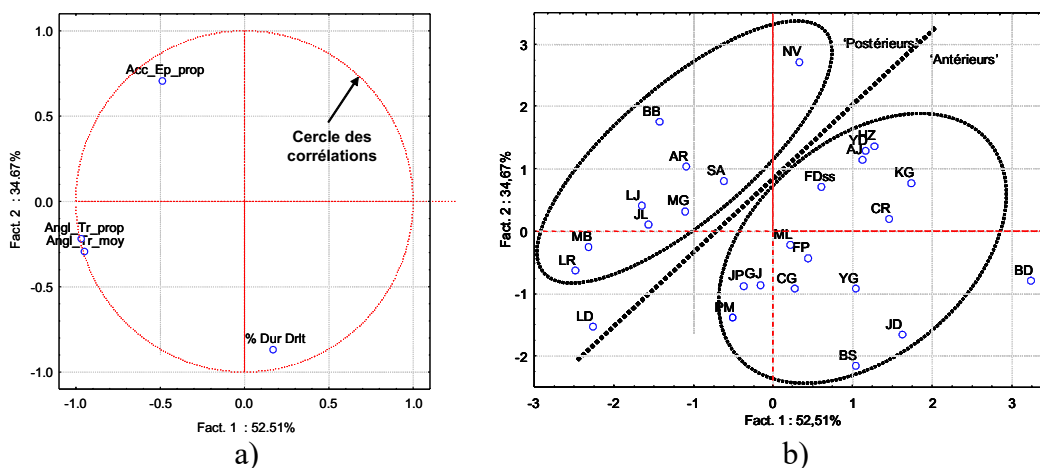


Figure 31: a) variables projetées dans un plan factoriel composé des 2 premiers axes factoriels et b) les sujets projetés dans ce même plan

Une application originale de ce procédé a été présentée par Sadeghi et al. en 2002 pour déterminer les phases importantes du cycle de marche et utiliser les facteurs pour mettre en évidence les fonctions de couple fléchisseur et extenseur du genou durant la marche. A savoir, le contrôle de l'équilibre, le passage du pied et le positionnement de la jambe pour le pas suivant et finalement, l'absorption des chocs. D'une façon plus générale, cette technique peut être avantageusement utilisée sur les variables exprimées en fonction du pourcentage du cycle de marche pour identifier les pourcentages du cycle permettant de discriminer au mieux les individus. Elle évite les lourdes études morphologiques des signaux, le plus souvent arbitraires, basées sur la recherche des min et/ou des max suivi de la fastidieuse recherche de différences significatives intergroupes. En effet, les variables discriminantes, si elles existent, maximisent la variance intergroupe et minimisent la variance intragroupe.

Sadeghi H., Allard P., Barbier F., Sadeghi S., Hinse S., Labelle H.,

Main functional roles of knee flexors/extensors in able-bodied gait using principal component analysis

The Knee, vol 9, p 47-53, 2002

6.4.4 LA DETERMINATION DES CLASSES DE SUJETS

Cette dernière étape utilise les données ayant été déterminées comme discriminantes pour définir les classes de sujets. Cette opération est réalisée à partir de méthodes de classification automatique. La Classification Hiérarchique Ascendante (CHA) (Falissard B., 1998) peut, par exemple, être utilisée si l'on ne veut pas faire d'hypothèse a priori sur le nombre de classes. Cette méthode est basée sur un algorithme itératif dont l'objectif est de rechercher les paires de sujets les plus proches les unes des autres. Lorsqu'une paire est trouvée, un représentant de cette paire est formé et remplace la paire dans l'ensemble initial des individus, jusqu'au moment où il ne reste plus qu'une seule paire. La proximité entre 2 sujets est définie à partir de distances ou métriques multidimensionnelles. La plus simple est la métrique euclidienne. Il est possible d'en définir une infinité, en pondérant par exemple, l'importance d'une variable en fonction des résultats de la phase précédente, c'est-à-dire en tenant compte de sa capacité à discriminer les sujets de la population. Ces regroupements sont ensuite visualisés sous la forme dendrogrammes. Le dernier traitement consiste à déterminer les représentants des classes. Ce représentant peut être par exemple défini comme étant le sujet le plus prêt du sujet moyen en s'appuyant sur la métrique utilisée pour déterminer les classes.

Ces techniques ont été mises en œuvre dans la thèse de Christophe Gillet, pour comparer la classification clinique des suspensions antérieures et postérieures avec la classification automatique à partir des données issues de la phase d'extraction des connaissances, jugées pertinentes et discriminantes (voir Figure 9 p 44). La cohérence des classes formées à partir d'examens menés par les cliniciens avec celles issues de l'exploitation et du traitement des variables venant de l'extraction de connaissance se sont avérées cohérentes à 96%.

Cette même technique est à la base de la classification (Figure 32) qui a permis à Watelain et al., 2000 de distinguer les caractéristiques de la marche d'hommes âgés et jeunes en bonne santé (vitesse de marche plus faible, longueur du pas réduite et une phase d'appui plus longue).

Watelain E., Barbier F., Allard P., Thevenon A. et Angué J.-C.

Gait pattern classification of healthy elderly men based on biomechanical data.

Archives of Physical Medicine and Rehabilitation, vol. 81, p 579-586, 2000

De plus, cette étude a permis de caractériser les modifications de la marche chez les hommes âgés en bonne santé (E1, E2, E3). Le groupe E1 se caractérise par une réduction de la vitesse et de la cadence de marche, E2 principalement par une réduction de la cadence et le groupe E3 par une vitesse semblable à celle des jeunes hommes mais avec une augmentation de la cadence et une diminution de la longueur du pas, même si celle-ci n'est pas significative.

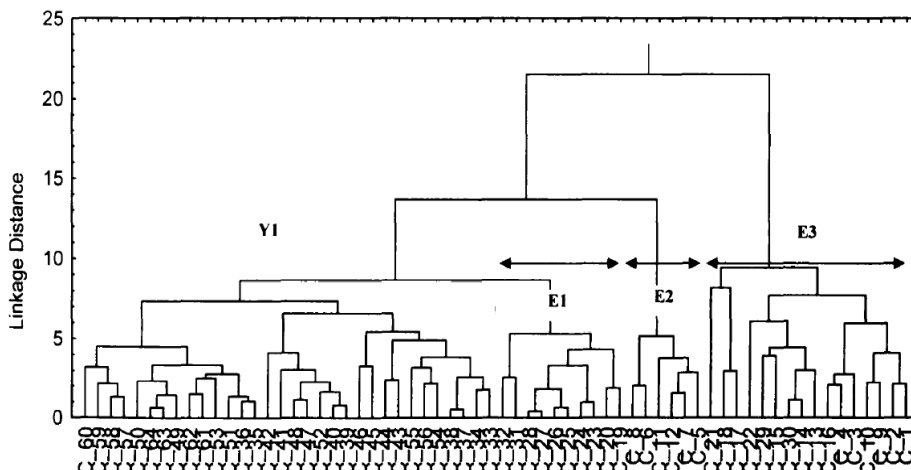


Figure 32 : dendrogramme des 3 classes de sujets âgés (E1, E2, E3) et de la classe des sujets jeunes (Y1)

6.4.5 CONCLUSION

Ce paragraphe a présenté l'importance du codage et ses éventuelles conséquences, si les données sont imprécises ou entachées de bruit. De plus, il décrit comment obtenir en 3 étapes des classes de mouvements. La première, l'Analyse de la Matrice des Corrélations, consiste à déterminer les variables liées et donc redondantes. La seconde, l'Analyse en Composante Principale permet de sélectionner, parmi les variables pertinentes issues de l'extraction des connaissances, les variables discriminant les sujets. La dernière, la classification, conduit à la définition de classes de sujets et à déterminer des représentants de chacune d'entre elles, supports du raisonnement par analogie de l'expert. Enfin, deux résultats significatifs de cette démarche ont été présentés. Le paragraphe suivant présente d'autres résultats expérimentaux qui ont été obtenus ou sont en cours d'obtention par des méthodes classiques d'analyses statistiques.

6.5 AUTRES RESULTATS EXPERIMENTAUX

Ces travaux sont relatifs à la marche normale et à ses adaptations à des pathologies (coxarthrose) ou à des contraintes externes (port de sac à dos). De la même manière, ils traitent de l'analyse de la posture orthostatique et de ses adaptations à la pathologie (scoliose) et à des contraintes externes (hauteur de l'exécution d'une acrobatie gymnique). Ces publications sont l'occasion de développer et de concrétiser des collaborations avec des chercheurs aux compétences complémentaires.

6.5.1 MARCHE ET ADAPTATIONS DE LA MARCHE

L'objectif de la première étude (Gillet et al., 2003) était de présenter un indice, les masses accélérées segmentaires, pouvant caractériser la marche normale. La première partie de la publication vérifie la cohérence entre la somme des masses accélérées déterminées à partir de données issues d'un système de capture du mouvement et la somme des forces extérieures mesurées avec des plateformes de force. La seconde partie met en évidence l'importance du tronc et des cuisses dans la génération des forces externes durant la marche normale.

Gillet C., Duboy J., Barbier F., Armand S., Lepoutre F.X., Allard P.,
Contribution of the accelerated body masses to able-bodied gait
The American Journal of Physical Medicine & Rehabilitation, vol 82, p 101-109, 2003

La seconde (Watelain E., 2001) décrit et analyse la marche du coxarthrosique alors qu'il n'est qu'au premier stade de cette pathologie. L'idée de cette étude revient à Franck Dujardin, ingénieur et PUPH en orthopédie, qui avait remarqué sur les clichés radiographiques d'un de ses collègues gastroentérologue qu'il était possible de détecter l'apparition d'une coxarthrose avant même que le patient n'en ressente la gêne. Le but était d'identifier des variables permettant, à l'aide d'une analyse de la marche, de détecter l'apparition de la pathologie sans devoir avoir recours à la radiographie et éventuellement de faire de la prévention. Cette étude portait sur 2 groupes d'hommes âgés, les uns en bonne santé, les autres au premier stade de la coxarthrose. Cette étude, hormis le fait qu'elle souligne que la marche des personnes coxarthrosiques est beaucoup moins rapide que le groupe contrôle, montre que l'apparition de cette pathologie conduit à une compensation au niveau du bassin via une amplification de ses mouvements de rotation. De plus, cette situation induit des modifications des pics de puissances musculaires au niveau des membres inférieurs durant les phases de poussée ou d'amortissement.

Watelain E., Dujardin F., Barbier F., Dubois D. & Allard P.,

La dernière étude (Gillet et al., 2002) a trait à l'ergonomie du port de sacs à dos. Elle détermine l'influence de la hauteur de la charge sur l'intensité des couples articulaires au niveau des membres inférieurs et de L5. Elle décrit la mise en œuvre de la méthode de la dynamique inverse mais aussi les techniques de recalcul du marqueur masqué de L5 alors que la charge est sur le bassin. L'étude montre que plus la charge est placée haut sur le tronc, plus les couples au niveau des genoux et de L5 sont importants. Ces informations ont été réutilisées pour orienter le design des chaudrons des sacs à dos et pour conseiller la clientèle dans la documentation associée aux produits ou sur les sites internet.

Gillet C., Barbier F., Stevenson J., Lepoutre F.X.,
Determination of mechanical constraints in the lower limbs and the trunk during load carrying
The Engineering of Sport 4, Editeur S. Ujihashi & S.J. Haake, Blackwell Science Ltd, p783-789,
ISBN 0-632-05331-3, 2002

6.5.2 EQUILIBRE DANS LES DOMAINES MEDICAUX ET SPORTIFS

La deuxième série d'études a trait à l'analyse de la posture orthostatique. Si la publication sur la scoliose est parue, les 2 autres sont en préparation. Les buts généraux de ces travaux sont l'analyse et la modélisation des adaptations de la posture orthostatique à une pathologie (scoliose) ou à une perturbation (sac à dos, hauteur d'un appareil gymnique). Des modèles ont été développés (Barbier et al., 2003) ainsi qu'un code de calcul permettant de déterminer les variables caractérisant la posture orthostatique documentées par l'Association Posture et Equilibre. Il implémente aussi le modèle de Caron O., 1997 et le modèle développé (Barbier et al., 2003) pour déterminer les positions tridimensionnelles du centre de gravité à partir du centre des pressions.

La première publication (Allard P. et al., 2004) s'inscrit dans cette dynamique et décrit l'influence du morphotype d'adolescentes atteintes de scolioses idiopathiques sur les valeurs des paramètres stabilométriques. Soixante quatorze jeunes filles ayant une moyenne d'âge de 13 ans participaient à cette étude. Trente six d'entre-elles, en bonne santé et sans problème orthopédique, formaient les 3 groupes contrôles ectomorphes (fines), mésomorphes (musclées) et endomorphes (corpulentes). Le groupe étudié était composé de 38 adolescentes et structuré en 3 sous groupes morphologiques tels que ceux décrits précédemment, mais atteintes de scoliose idiopathique. La conclusion de cette étude est qu'effectivement, le somatotype influence les caractéristiques de la posture orthostatique des jeunes filles atteintes de scolioses idiopathiques (ASI). Ainsi, par rapport aux groupes contrôles ayant les mêmes somatotypes, chez les jeunes filles ASI ectomorphes, un recul significatif du centre des pressions est observé, les endomorphes ont une surface d'oscillation significativement augmentée, quant aux mésomorphes, un décalage significatif vers la droite de leur centre de pression est observé.

Allard P., Chavet P., Barbier F., Gatto L., Labelle H., Sadeghi H.
Effect of body morphology on standing balance in adolescent idiopathic scoliosis
The American Journal of Physical Medicine & Rehabilitation, Vol. 83, No. 9, 2004

L'étude précédente sur les jeunes filles ASI ainsi que l'étude menée par Allard P. et al. en 2001 sur le même thème mais sur les adolescentes sans problème orthopédique, ont conduit à une réflexion plus générale sur les liens qui relient la posture et les paramètres stabilométriques. C'est l'objet de la publication en préparation dont l'auteur principal est Sébastien Leteneur et qui a pour objet de valider le concept de R. Sohier et M. Haye par rapport à la posture orthostatique.

Leteneur S., Barbier F., Gillet C., , Simoneau M.,
Does postural attitude interfere with balance control?
Experimental Brain Research, en préparation

La dernière étude en préparation a trait à la gestion de l'équilibre durant les activités gymniques. Elle est préparée par Mélanie Hars qui est en thèse à Valenciennes et co-encadrée par Patrice Holvoët de Lille 2. L'objet de cette publication est de déterminer si la hauteur de la poutre influence la qualité du contrôle postural durant la réalisation d'acrobaties gymniques. Les résultats de l'étude devraient permettre de proposer des méthodes d'apprentissage adaptées à cet appareil. En effet, dans le cas d'un contrôle moteur différent entre le sol, la hauteur de poutre intermédiaire et de compétition, la question de l'intérêt de s'entraîner à des hauteurs ne correspondant pas à la compétition peut être posée.

Hars M., Gillet C., Barbier F., Simoneau M., Lepoutre F.X., Holvoët P.
Are the expert gymnasts effected by the height of the beam during acrobatic movements
Neuroscience Letters, en préparation

6.6 ELABORATION DE L'INTERFACE HOMME MACHINE DU SYSTEME D'AIDE A LA PRISE DE DECISION

Le développement de nouvelles interfaces a été motivé à l'origine par l'analyse de l'existant. En 1990, l'interface la plus avancée proposée aux utilisateurs était celle développée par Oxford Metrix dans le Vicon Clinical Manager (VCM) (Figure 33). Cette interface apportait un plus, d'une part en structurant les informations ayant trait aux praticiens et aux sujets et d'autre part, en proposant une référence (courbes présentées sur la Figure 33) pour analyser les courbes du patient traité.

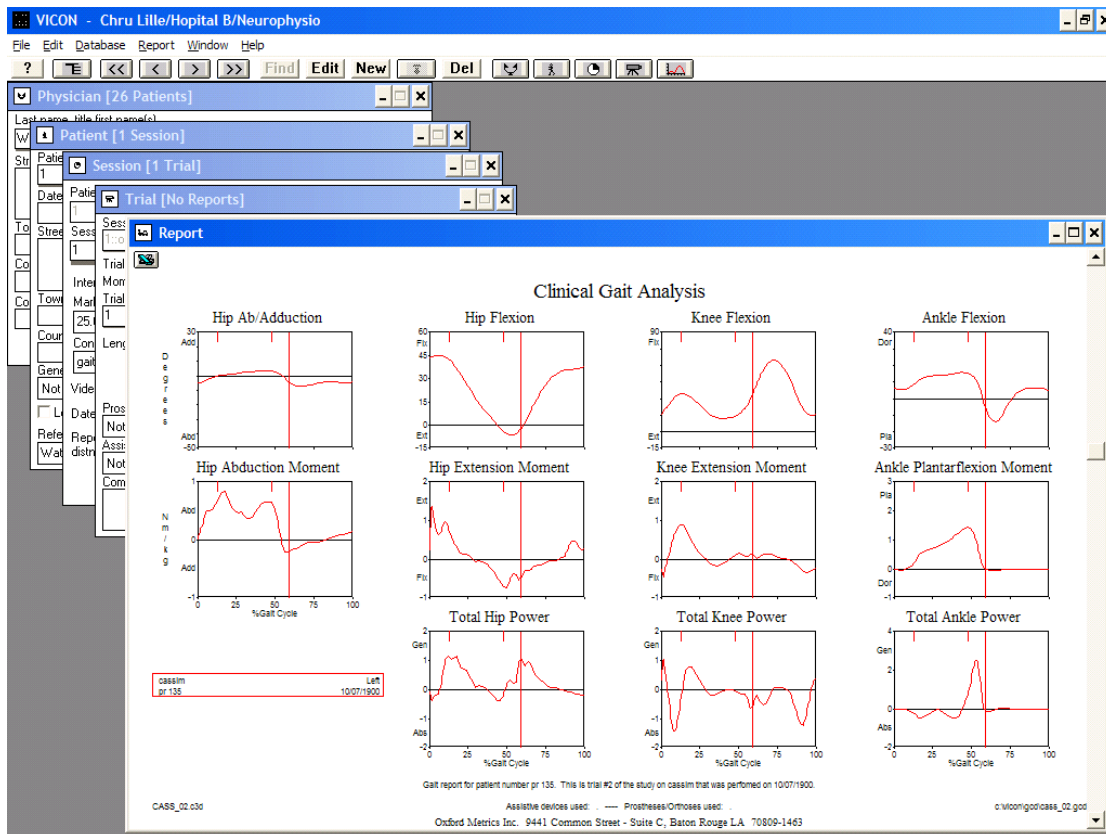


Figure 33 : copie d'écran des fenêtres du Vicon Clinical Manager (VCM) et en premier plan une partie de l'interface permettant de rendre compte des résultats des traitements avec les références préétablies

Les références préétablies ont été critiquées car des variabilités importantes existent d'un laboratoire à un autre. D'autre part, si les références du laboratoire peuvent être établies et insérées dans l'interface, cette situation renvoie à la question du choix de la référence. Ainsi, par commodité les références sont établies à partir de moyennes. Elles ont comme double intérêt d'être un traitement simple à mettre en œuvre et de permettre le lissage des courbes présentées. L'autre solution consiste à rechercher le patient représentant la population étudiée. Mais alors quel patient choisir et selon quel critère ? De plus, par nature, cette interface ne permet pas à un clinicien de mettre en place ses raisonnements par analogie car il est confronté à une référence unique. Enfin, les variables proposées par le logiciel se réduisent au membre inférieur et ne prennent donc pas en compte la dynamique du tronc et des membres supérieurs. Or dès 1994, les cliniciens traitant de l'hémiplégie soulignaient déjà ce manque. L'origine des faiblesses de l'interface est à chercher à la fois dans les limitations matérielles liées aux systèmes de l'époque et à l'omniprésence des ingénieurs dans leurs phases de conception.

6.6.1 MISE EN PLACE DES RAISONNEMENTS PAR ANALOGIE

En réaction à cette situation, Pierre Loslever et moi-même avons proposé une alternative à cette interface dans le cadre de mes travaux de thèse sur le suivi de la rééducation sur 5 semaines des sujets ayant bénéficié d'une ligamentoplastie réparatrice du genou. Les concepts de l'interface imaginée sont décrits à la Figure 34.

Il est supposé ici que l'angle de genou, de la hanche et de la cheville ainsi que la force de réaction verticale sont les variables permettant de discriminer au mieux les patients ayant bénéficié d'une ligamentoplastie du genou. Il est supposé aussi que ces variables ont été utilisées pour déterminer 3 classes de marche et que celles-ci possèdent un représentant étant le sujet de la classe le plus proche du sujet moyen.

Pour juger de la proximité du sujet étudié par rapport au représentant d'une classe, 2 indices sont introduits. Un indice dit « global » qui juge de la distance séparant le sujet du représentant d'une classe et un indice dit « local » qui juge de la proximité d'une variable caractérisant un sujet de la même variable caractérisant le sujet référence. Ces indices sont égaux à 0 lorsque les éléments évalués sont identiques. Pour faciliter leur interprétation, ces indices sont représentés au moyen de vues étoiles. Plus le point est proche du centre de l'étoile et plus le sujet est proche du représentant de la classe (étape 1) ou plus la $k^{\text{ème}}$ variable du sujet est proche de la $k^{\text{ème}}$ variable du représentant de la classe (C_n) (étape 2).

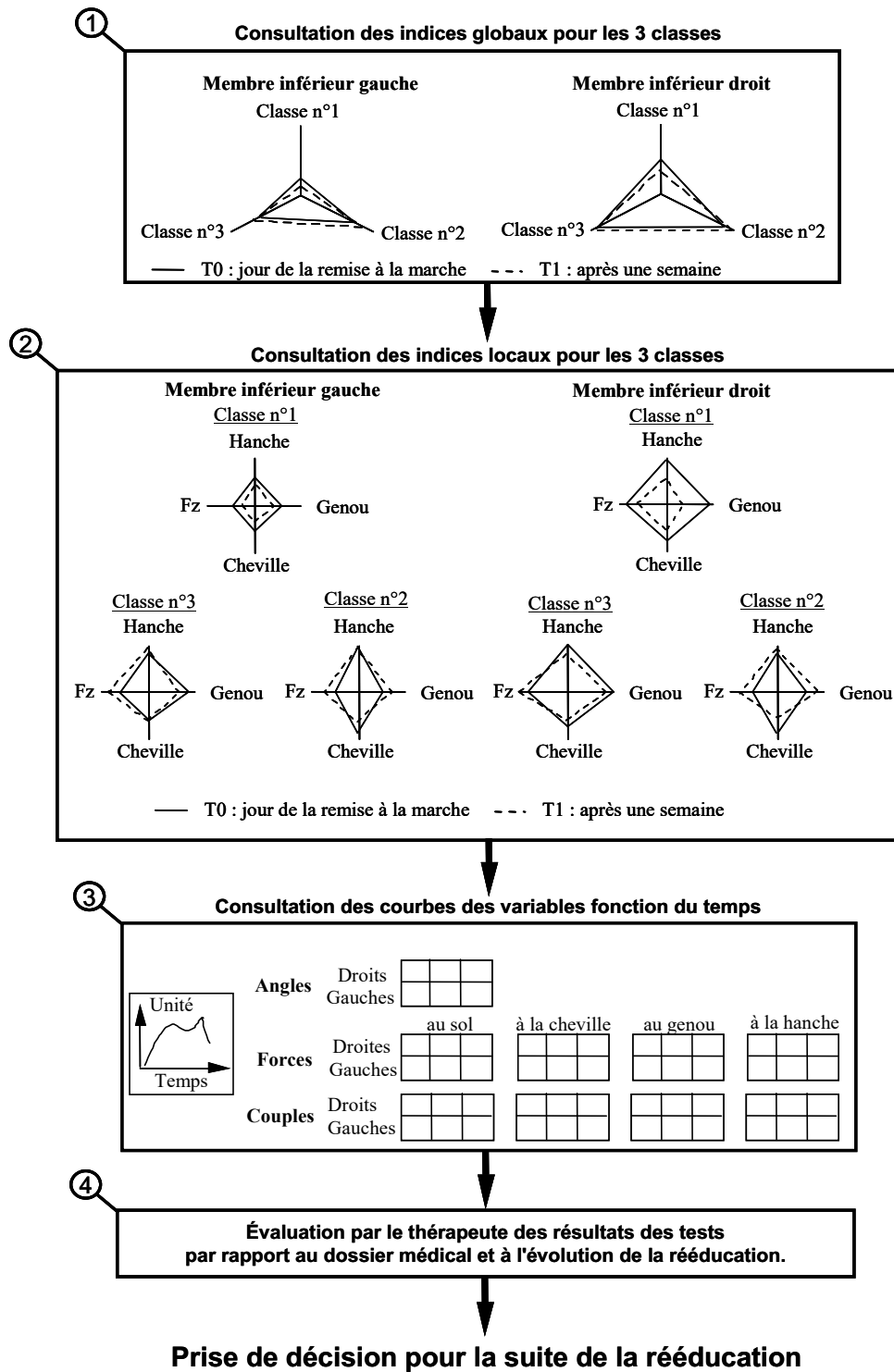


Figure 34: proposition du principe d'une interface pour l'aide à la prise de décision

Les 3 premières étapes proposées ont pour objectif d'aider le praticien dans sa prise de décision. La première lui permet d'identifier les caractéristiques générales du patient en déterminant la classe à laquelle il appartient. Durant la seconde étape, il caractérise finement son patient en identifiant ce qui le rapproche ou le différencie du représentant de la classe à laquelle il appartient. Enfin, durant la troisième étape, il a accès aux variables du patient exprimée en pourcentage du cycle de marche. Sur le même graphe est représentée la variable du sujet de référence choisi. Ainsi, il a la possibilité d'identifier les phases du cycle durant lesquelles des différences apparaissent, ainsi que leurs intensités. Le paragraphe suivant décrit la construction des indices locaux et globaux

Un premier indice dit "local" (équation(3)) est noté $d_{Variable_k P_p / C_n}$ et évalue la distance qui sépare la variable (k) sur l'ensemble du cycle de marche (pas (p) noté P_p) de la variable (k) représentant la classe n (C_n).

$$d_{Variable_k P_p / C_n} = \frac{\sqrt{\frac{1}{nbf} \sum_{i=1}^{nbf} (V_{sujet}(p,k,i) - V_{représentant}(k,i)_{/C_n})^2}}{\sqrt{\frac{1}{nbf} \sum_{f=1}^{nbf} (M_{Pond}(k,f) - M_{M_{Pond}}(k))^2}} \quad (3)$$

avec $M_{Pond}(k, f)$: la moyenne pondérée par rapport aux classes C_i des variables (k) pour à l'instant f.

tel que
$$M_{Pond}(k, f) = \frac{1}{\sum_{i=1}^{nbcl} Card(C_i)} \sum_{i=1}^{nbcl} (Card(C_i) * V_{représentant}(k, f)_{/C_i}) \quad (4)$$

et $M_{M_{Pond}}(k)$: la moyenne de la moyenne pondérée de la variable k par rapport aux classes et sur l'ensemble du cycle de marche

$$M_{M_{Pond}}(k) = \frac{1}{nbf} \sum_{i=1}^{nbf} M_{Pond}(k, i) \quad (5)$$

Cet indice correspond à la valeur efficace de la différence de la variable (k) des signaux représentant le pas (p) et la classe (n), divisée par l'écart type de la moyenne pondérée de la variable k des variables des représentants des n classes. La division par l'écart type de $M_{Pond}(k, f)$ permet de relativiser l'amplitude de la composante (k) par rapport à l'amplitude des autres composantes. Plus cet indice tend vers 0, plus la composante (k) du signal caractérisant le pas (p) est proche de la composante (k) du signal résumant la classe (n).

Le deuxième indice $d_{Pas P_p / C_n}$ est dit "global", il évalue la distance qui sépare les k variables caractérisant un pas (p) et des k variables du représentant de la classe (n) (6).

$$d_{Pas P_p / C_n} = \frac{1}{nbc} \sum_{k=1}^{nbc} d_{Variable_k P_p / C_n} \quad (6)$$

Comme pour l'indice précédent, plus $d_{Pas P_p / C_n}$ tend vers 0 et plus le pas (p) est proche du pas moyen résumant la classe.

Cette démarche est présentée sous une forme similaire dans Loslever et al, 1998.

Loslever P., Barbier F.,
Multivariate graphical presentation for gait rehabilitation study,
 Gait Posture, vol 7, n°1, p 39-44, 1998

6.6.2 MISE EN PLACE DE LA DIFFERENCIATION DES INTERVENANTS

Si la démarche précédente permet au praticien d'identifier plusieurs types de patients et donc de mettre en place ses raisonnements par analogie, elle sous-entend néanmoins que chaque praticien a les mêmes attentes. Or durant sa thèse, Eric Watelain a mis en évidence qu'il n'en était rien (voir § 6.1 p 42). Eric Watelain a aussi mis en évidence un nombre

important de variables (396) pouvant caractériser la marche de l'hémiplégique. Ces 2 nouveaux éléments ont été pris en compte pour imaginer les spécifications d'une nouvelle interface. En effet, la maquette de l'interface présentée à la Figure 35 identifie le praticien lors de son accès aux données et lui présente en priorité les données caractéristiques de son activité : neurologie, médecine de rééducation ou kinésithérapie. Grâce à des menus, il peut modifier les variables auxquelles il a accès préférentiellement ou choisir de passer dans un mode de représentation propre à une autre spécialité. Cette interface reprend les concepts d'indices locaux et globaux représentés grâce à une vue étoile ainsi que l'affichage de courbes exprimées en pourcentage du cycle de marche. Pour chaque variable, cette interface présente également des informations complémentaires comme la définition de la variable ou des références bibliographiques l'utilisant.

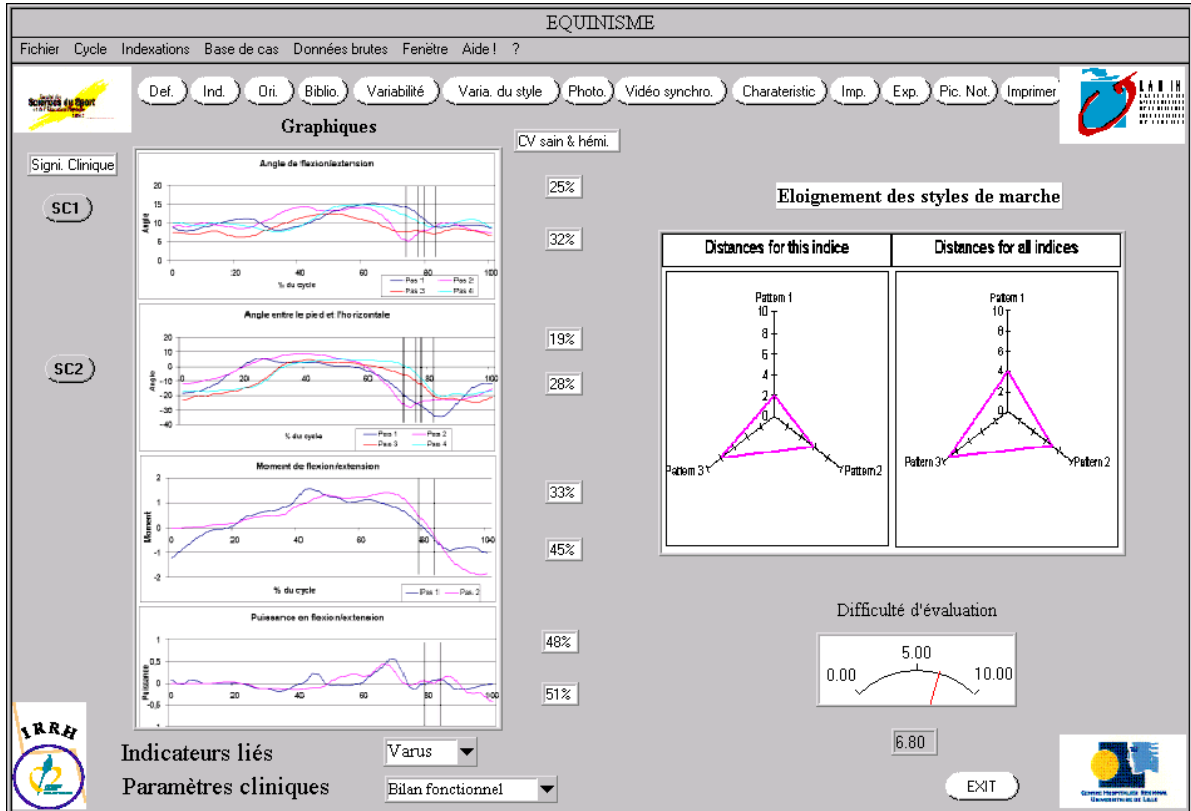


Figure 35 : concept d'interface présenté à la Figure 34 tenant compte des spécificités des différentes pratiques cliniques et organisant l'accès aux nombreuses variables issues de l'extraction des connaissances.

6.7 CONCLUSIONS GENERALES ET PERSPECTIVES DE RECHERCHES

6.7.1 CONCLUSIONS GENERALES

La proposition méthodologique présentée dans ce mémoire est le résultat de l'expérience acquise dans le cadre de mes recherches au sein du LAMIH et de mes enseignements à la FSMS. La réalisation et la gestion de contrats industriels ont également contribué au développement de cette proposition. La méthode que j'ai développée (Figure 8) permet d'organiser et de structurer les recherches multidisciplinaires qui concourent au développement des systèmes d'aide à la prise de décision dans le domaine de l'analyse du mouvement. La Figure 36 résume et décrit l'enchaînement des tâches qui mènent au développement d'un système d'aide à la prise de décision dans le domaine de l'analyse du mouvement et souligne le rôle central du logiciel développé.

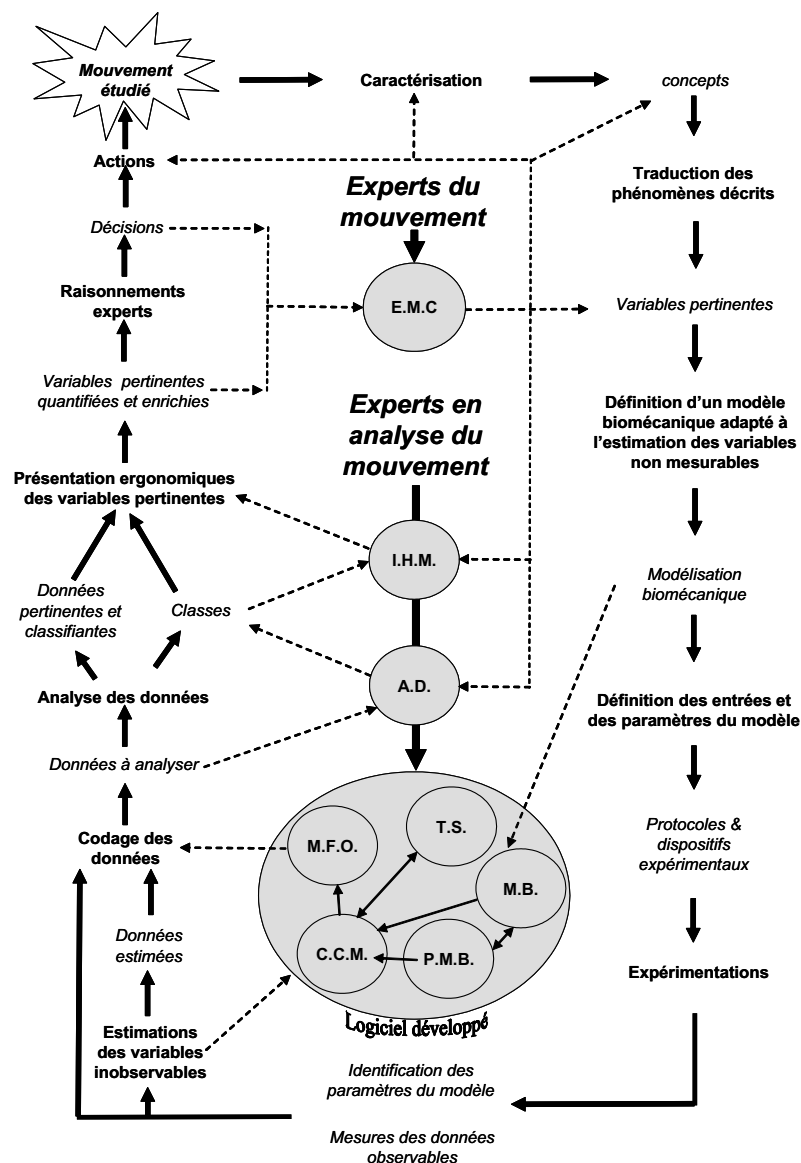


Figure 36 : synthèse des liens entre les étapes du développement d'un système d'aide à la prise de décision, la démarche d'Extraction et de Modélisation des Connaissances (E.M.C.), d'Analyse des Données (A.D.), de développement de l'Interface Homme Machine (I.H.M.) et du code de calcul. T.S. : Traitements des Signaux, M.B. : Modèle Biomécanique, P.M.B. : Paramètres du Modèle Biomécanique, C.C.M. : Code de Calcul Mécanique, M.F.O. : Mise en Forme et Organisation des variables.

La Figure 37 présente les 3 encadrements de thèse que j'ai réalisés et leurs liens avec la méthode développée.

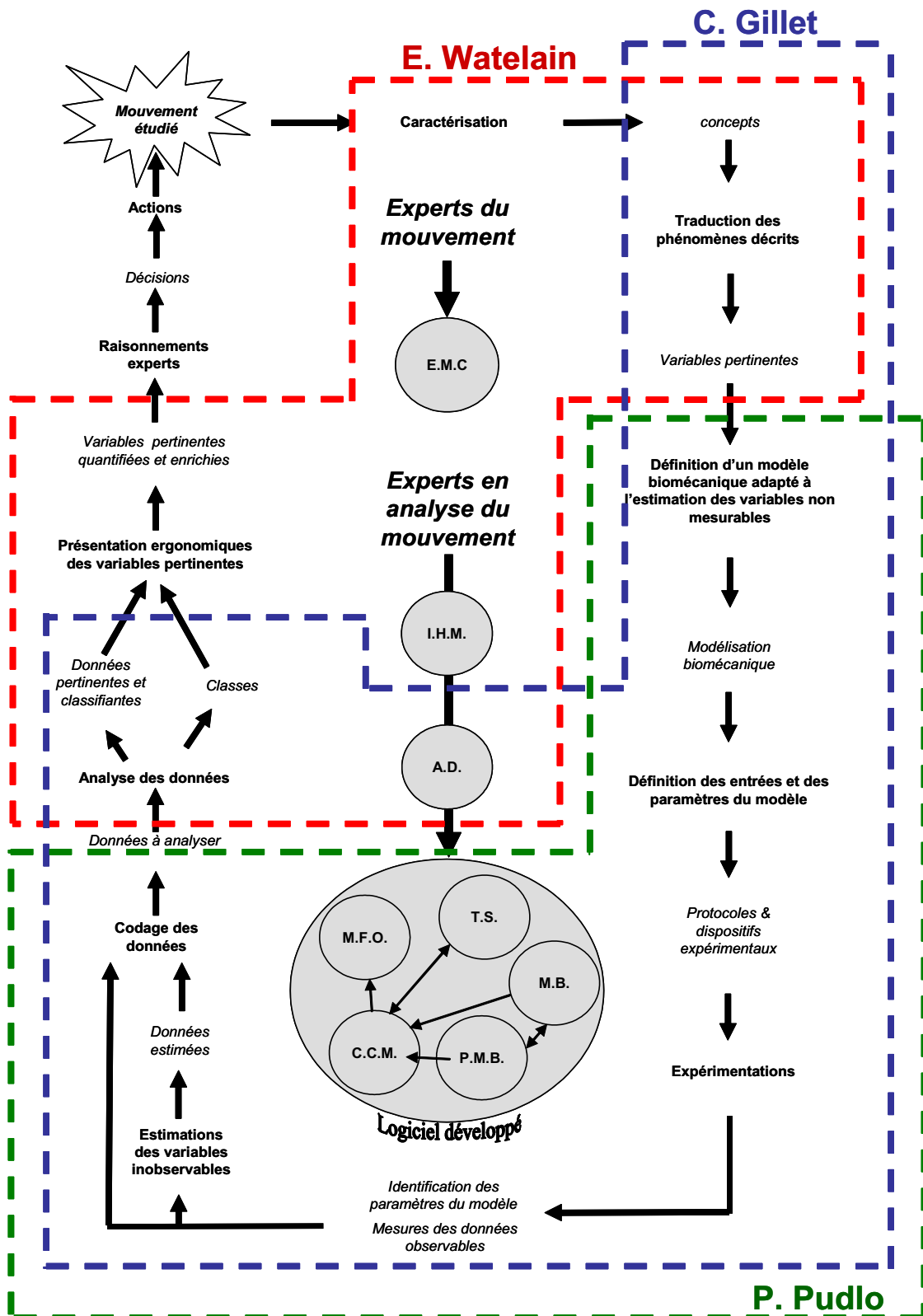


Figure 37 : synthèse des 3 encadrements de thèse que j'ai réalisés ainsi que leurs liens avec la méthode développée.

Le point fort de cette méthode est de mettre l'expert du mouvement au centre du processus d'élaboration du système d'aide à la prise de décision. En effet, elle n'a pas pour objectif d'élaborer un système expert d'analyse du mouvement (automate) qui, à partir de règles et de données en entrée, sortirait un diagnostic stéréotypé. En effet, le système d'aide à la prise de décision doit accompagner les raisonnements mis en place par l'expert du mouvement durant le processus correspondant à sa prise de décision. Cette méthode permet de lui présenter des données quantifiées par rapport au mouvement, qu'il a lui-même déterminées pendant la phase de détermination des données pertinentes. Il peut éventuellement enrichir son analyse du mouvement avec de nouvelles variables lorsque son expérience s'accroît. Il a ensuite la possibilité de mettre en place ses raisonnements par analogie, en comparant le sujet étudié aux représentants des classes de mouvement. Il peut accéder à un niveau de détails plus important en identifiant ce qui différencie les variables des représentants de celles du sujet. Les perspectives montreront comment dans ce domaine, en s'appuyant sur les travaux de thèse de Sébastien Chusseau (Chusseau S., 1999), il est possible d'apporter une aide supplémentaire à l'utilisateur.

Si l'utilisateur est la préoccupation centrale lors de l'élaboration d'un système d'aide à la prise de décision, il ne faut pas oublier les experts scientifiques et techniques qui en permettent le développement. En effet, compte tenu de la complexité des étapes qui conduisent à l'élaboration d'un système d'aide à la prise de décision, il est essentiel de fédérer des compétences. Cette méthode permet de faire adhérer les intervenants de divers domaines au projet puis d'en réaliser un suivi efficace, en pointant les problèmes qui apparaissent dans le cycle de développement.

Enfin actuellement, une critique rémanente des étudiants toutes sections confondues envers leurs formations, est qu'elles sont plus caractérisées par la diversité des domaines abordés que par une cohésion interdisciplinaire et un approfondissement des enseignements. Inversement, les enseignants se plaignent souvent de l'incapacité des étudiants à fédérer leurs connaissances. Au regard de ces constations, l'application de cette méthode durant mes enseignements me permet de montrer la cohérence et les interconnexions entre les cours dans lesquels j'interviens (Biomécanique, Statistiques, Initiation à la Recherche, Informatique Scientifique et Traitements du signal). De plus, durant les cours d'initiation à la recherche, lorsque les étudiants abordent la phase de détermination des données pertinentes, ils se rendent compte que les données caractérisant le mouvement ne se limitent pas à la seule biomécanique mais qu'ils doivent, pour les obtenir, synthétiser les connaissances acquises durant l'ensemble de leurs cours.

Toutefois, par nature, cette démarche est perfectible. Le paragraphe suivant présente des axes de recherche permettant de l'affiner.

6.7.2 PERSPECTIVES DE RECHERCHES

Les systèmes de capture du mouvement n'apportent un bénéfice à un médecin, à un ergonome ou à un entraîneur que si ceux-ci peuvent s'approprier les données qui en sont issues et qu'elles contribuent à apporter un éclairage supplémentaire favorisant leur prise de décision. Or, l'article de R. Simon en 2004 montre que l'analyse du mouvement est loin d'atteindre les buts qui lui avait été très clairement fixés par Brand & Crowninshield en 1981 dans *Journal of Biomechanics*. Bien que les systèmes aient considérablement progressés et qu'ils permettent d'obtenir facilement et rapidement les coordonnées 3D caractérisant le mouvement étudié, des progrès importants restent à accomplir pour exploiter pleinement les données qui en sont issues. En effet, les leaders de l'analyse de mouvement proposent des suites logicielles utilisables soit en temps réel soit en temps différé, qui respectivement pour Oxford Métrics et Motion Analysis permettent de capturer les mouvements (Workstation© vs EVA), de réaliser des calculs à partir des données acquises (Bodybuilder© vs Kintrack©) et de visualiser les résultats obtenus (Polygon© vs Motion Composer©). Tout comme le matériel, ces logiciels ont largement progressé. Néanmoins, s'ils facilitent l'exploitation de des systèmes de capture, ils ne répondent pas pleinement aux attentes des utilisateurs, qui

sont actuellement à la recherche de stratégies d'exploitation des données qui les aident à prendre leurs décisions. La proposition méthodologique en cinq étapes présentée dans ce mémoire a pour but de les aider dans cette démarche. Les paragraphes suivants présentent les évolutions envisagées pour chacune de ces étapes.

DETERMINATION DES DONNEES PERTINENTES

Deux grands axes de recherche pour déterminer les données pertinentes peuvent être identifiés. L'un consiste à exploiter des bases de données déjà constituées. En effet, de grandes bases de données sur les mouvements sont maintenant disponibles. Des chercheurs s'organisent en groupes, comme par exemple la 'BEL community' animée par Marco Viceconti, pour partager des logiciels, des modèles et des données. D'autre part, ces bases de données peuvent être issues de multiples expérimentations réalisées pendant plusieurs années dans un centre d'analyse du mouvement. Les techniques pour les exploiter et les modéliser à partir de telles bases existent et prennent la forme des techniques de Data Mining. Elles sont utilisées avec succès dans de nombreux domaines (intelligence artificielle, sécurité de fonctionnement, ...) pour les décrire, les analyser et les modéliser. Toutefois, si ces données préexistantes ne doivent pas être ignorées, elles ne doivent cependant pas être perçues comme LA solution à la détermination des données pertinentes. En effet, si les données en elles-mêmes sont disponibles, il est rare que le contexte expérimental et les caractéristiques des sujets (secret médical) soient parfaitement documentés. Mais la véritable limitation à l'utilisation de ces bases est la non exhaustivité des variables disponibles ou estimables. Il est rare qu'elles couvrent la totalité des variables identifiées durant la phase de détermination des données pertinentes. Par contre, ces données peuvent être utilisées avantageusement pour compléter sa description statistique sur une population importante.

Pour aider à la détermination des variables pertinentes, il apparaît essentiel de faciliter et de développer les coopérations entre les chercheurs et les spécialistes du mouvement. En effet, elle permet, si elle s'inscrit dans une démarche itérative en coopération avec les experts du domaine, de définir l'ensemble des variables pertinentes caractérisant un mouvement. Pour la faciliter, des méthodes d'extraction de connaissance peuvent être utilisées (Duribreux-Coquebert M., 1995). Il en existe une multitude ayant chacune ses spécificités (Gallouin J.F., 1988, Wilson J.R. et Corlet E.N., 1990, Cookke N.J., 1994). Néanmoins, les méthodes qui semblent les mieux adaptées sont l'observation en situation et l'entretien semi dirigé. Les méthodes utilisées par Eric Watelain et Christophe Gillet en sont des adaptations mais elles n'ont pas été formalisées. Une première voie de recherche consiste donc à formaliser une méthodologie d'extraction et de modélisation des connaissances, spécifique à l'analyse du mouvement.

MODELISATION CORPORELLE ET CAPTURE DES MOUVEMENTS

La précision des données acquises est constamment optimisée par les sociétés développant les systèmes de capture du mouvement en s'appuyant sur les développements technologiques actuels. Par exemple, pour la détection des marqueurs, la société Vicon est passée en 4 ans de caméras analogiques 1 MPixel associées à un système de seuillage analogique binaire placé dans un rack, à des caméras numériques 4 MPixels associées cette fois à un seuillage en niveau de gris embarqué dans la caméra et autorisant la superposition de marqueurs.

Néanmoins, ces progrès ne sont pas forcément perçus par les utilisateurs finaux parce que des problèmes d'un autre ordre et aux conséquences plus importantes (Leardini A., 2005) viennent les masquer : les mouvements de peau par exemple. L'identification du mouvement des marqueurs liés aux glissements de peau n'est actuellement pas prise en compte par les logiciels d'exploitation des systèmes d'analyse gestuelle. Paradoxalement, pour agrémenter leurs outils de visualisation, ces sociétés associent à un segment corporel sa représentation osseuse. Or, au lieu de recueillir l'adhésion des experts en anatomie, ces représentations sont rejetées et les données acquises décrédibilisées. En effet, les mouvements corporels obtenus

non corrigés par rapport aux glissements de peau, induisent une représentation du mouvement des pièces osseuses incohérente du point de vue de l'anatomie. Ainsi, une deuxième voie de recherche serait d'associer les techniques de palpations virtuelles développées durant le projet européen VAKHUM dirigé par Serge Van Sint Jan aux techniques de solidifications segmentaires introduites par Laurence Chèze (Chèze L., 1995). De même, une attention particulière doit être apportée à l'élaboration des interfaces graphiques. Elles doivent rendre accessibles et permettre l'exploitation de concepts mécaniques quelquefois complexes, que sont par exemple les centres et axes instantanés de rotation, à des utilisateurs qui ne sont pas toujours formés à ces notions.

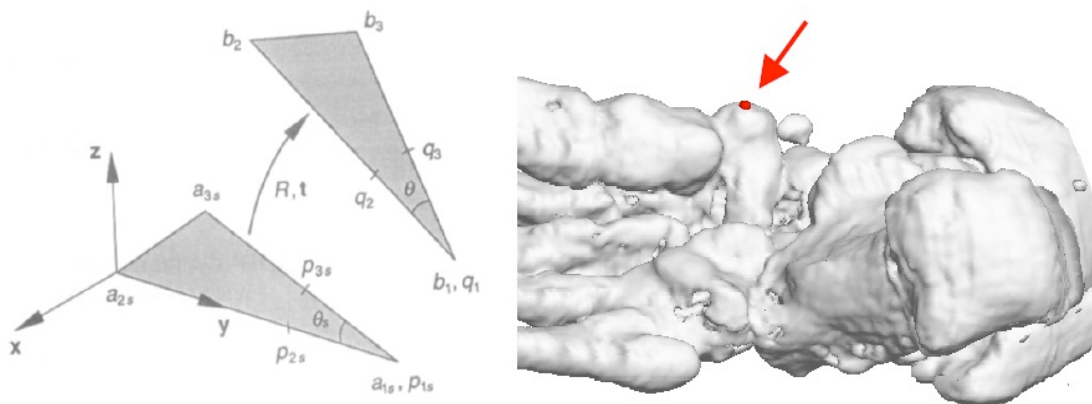


Figure 38 : a) la solidification segmentaire de Laurence Chèze (Chèze L., 1995). D'un instant à un autre, les longueurs segmentaires sont conservées via des processus d'optimisation basés sur la conservation de la forme du segment définie à partir de marqueurs externes. b) La palpation virtuelle (Projet Européen VAKHUM) qui permet de recaler des repères osseux par rapport à des repères externes placés sur les segments. Ici le repérage de la tubérosité de l'os naviculaire.

RECHERCHE DE NOUVELLES VARIABLES ET CREATION DE NOUVEAUX INDICES PERTINENTS

Si les spécialistes de l'analyse du mouvement doivent veiller à intégrer les besoins des utilisateurs, pour autant, ils ne doivent cesser d'être force de proposition dans le domaine de la création d'outils d'analyse. Ainsi, durant sa thèse, Christophe Gillet a introduit et démontré l'intérêt de la notion de masse accélérée dans l'analyse de la marche humaine. Actuellement, des études sont menées pour présenter l'intérêt de la quantité de mouvement linéaire segmentaire dans les applications liées à l'ergonomie. De même, l'utilisation de la quantité de mouvement angulaire segmentaire est proposée pour l'analyse des activités gymniques. Ces travaux sont respectivement réalisés avec Paul Allard et Patrice Holvoët à partir des travaux initiés à Poitiers par Alain Junqua, Jacques Dubois et Patrick Lacouture (Dubois J. et al., 1994). Enfin, pour étudier la coordination tridimensionnelle de mouvements gymniques, une extension des phases relatives basée sur les quaternions est en cours d'élaboration.

ERGONOMIE DES LOGICIELS DE CALCUL ET DE MISE EN FORME DES DONNEES BIOMECHANQUES

Actuellement, si l'interface homme-machine du logiciel de calcul et de mise en forme des données biomécaniques est satisfaisante en ce qui concerne l'exploitation du logiciel, elle peut être néanmoins très largement améliorée en ce qui concerne la création du fichier des paramètres. En effet, ce fichier qui décrit le modèle biomécanique et les traitements à réaliser est codé. La Figure 39 met en évidence la complexité à élaborer et à corriger de tels fichiers pour une personne non formée. Par exemple, la première ligne signifie que les forces et les couples mesurés par la 1^{ère} plateforme dont le fichier de calibration est : PF-31-92-50.pf seront déterminés à l'aide de la 3^{ème} fonction et associé au point n°36. Cette plateforme est

une plateforme LOGABEX (1^{er} 0), elle est la première déclarée (2^{ème} 0) et ses 6 voies analogiques commencent à la 1^{ère} voie de mesure (3^{ème} 0).

```

→36 PF1 3 PF-31-92-50.pf 0 0 0
36 PF1 59 36 81
36 PF1 10 81 36
37 PF2 3 PF-8-90-29.pf 0 1 6
37 PF2 59 37 82
37 PF2 10 82 37
-1 alloc_vect 20 3
-1 Alloc_valeur 61 104
-1 ini 45 1
-1 L5_S1 21 62 63 62 64 1 2 3 3 1 2 62 0 65
-1 T12 21 87 86 87 88 1 2 3 3 1 2 87 1 89
-1 C7 21 87 86 87 88 1 2 3 3 1 2 87 2 90
-1 ini 45 2
-1 R_Sac 67 71 72 71 73 1 2 3 3 1 2 71 74 75 0
-1 ini 45 3
-1 R_Sac 67 76 77 76 78 1 2 3 3 1 2 76 79 80 6
-1 ini 45 0
38 L5_S1 22 0

```

Figure 39: extrait d'un fichier paramètres qui contient la description du modèle de l'homme et les calculs qui lui sont associés.

L'objectif du développement est de proposer à l'utilisateur une interface graphique simple où les champs des différentes fonctions seront prédéfinis. Ces champs seront configurés à partir de listes déroulantes préétablies qui présenteront le nom, et non plus le code numérique, de l'entité à configurer. Ces développements sont en cours et je les mène en collaboration avec Régis Leroux (I.R. CNRS).

VALIDATION DE CONCEPTS CLINIQUES

Une autre voie de recherche consiste à valider quantitativement les concepts empiriques mis à jour durant l'extraction des connaissances ou inversement, à donner une pertinence clinique aux résultats numériques de l'analyse et de la modélisation des données. Mais dans les deux cas, l'occasion est donnée d'approfondir la compréhension du phénomène observé avec les experts. Par exemple, la thèse de Christophe Gillet a permis de valider un concept utilisé en kinésithérapie pour classer une population de jeunes hommes sains. Cette classification est principalement basée sur la mobilité et la posture du tronc vers l'avant ou vers l'arrière. Les recherches engagées et à venir ont pour objectif de mettre en évidence de telles classes chez la femme et de définir leurs spécificités compte tenu de l'hyper lordose lombaire constatée chez bon nombre d'entre elles. De même, des études sont menées pour déterminer la période d'apparition de ces comportements chez l'enfant et le suivi de leur évolution avec l'âge est en cours. Ce concept est aussi appliqué à l'étude de la posture orthostatique et à ses conséquences sur la qualité de la régulation de l'équilibre. Je réalise ces études en collaboration avec Paul Allard (biomécanique), Martin Simoneau (contrôle moteur), Sébastien Leteneur (kinésithérapie) et deux étudiants STAPS en Master 1 Recherche, Emilie Hutin et Sébastien Delacroix.

INDICES DE SIMILARITE ET RAISONNEMENTS A PARTIR DE CAS

Le paragraphe sur l'élaboration de l'interface homme-machine du système d'aide à la prise de décision a montré d'une part, comment introduire plusieurs références dans l'interface utilisateur de façon à permettre aux spécialistes la mise en place de leurs raisonnements par analogie et d'autre part, comment prendre en compte les spécificités des intervenants pour optimiser l'accès aux données.

L'étape suivante consiste à renforcer la possibilité donnée à l'expert de raisonner par analogie et de capitaliser ses expériences. Pour ce faire, il est nécessaire d'introduire un nouvel indice dit de « similarité ». Cet indice est égal à 0 lorsque les sujets comparés sont dissemblables et égal à 1 lorsqu'ils sont identiques.

Comme précédemment, les indices de similarité par rapport aux représentants des classes 1, 2 et 3 sont présentés synthétiquement par une vue étoile. Cette première étape (Figure 40.a) permet d'identifier à quel représentant de classe (R.C.) le sujet traité est le plus similaire et donc de conclure sur les grandes caractéristiques de son mouvement. La seconde étape consiste à rechercher (Figure 40.b.1) dans une base de cas, les sujets déjà traités avec lesquels il a la plus grande similarité. Cette étape permet réellement un raisonnement par analogie puisque l'expert peut alors réutiliser ou adapter (Figure 40.b.1 et 3) les solutions thérapeutiques adoptées pour les cas similaires au patient à traiter. Lorsque le patient a été traité et que les effets de la solution ont été évalués, validés et renseignés, le sujet peut être retenu (Figure 40.b.4) et placé dans la base de cas. Cette démarche générale d'apprentissage a été décrite par Aamodt A. & Plaza E. en 1994 et a déjà été utilisée avec succès par Sébastien Chusseau durant sa thèse (Chusseau S., 1999) sur l'aide à la prise de décision en chirurgie orthopédique de la scoliose.

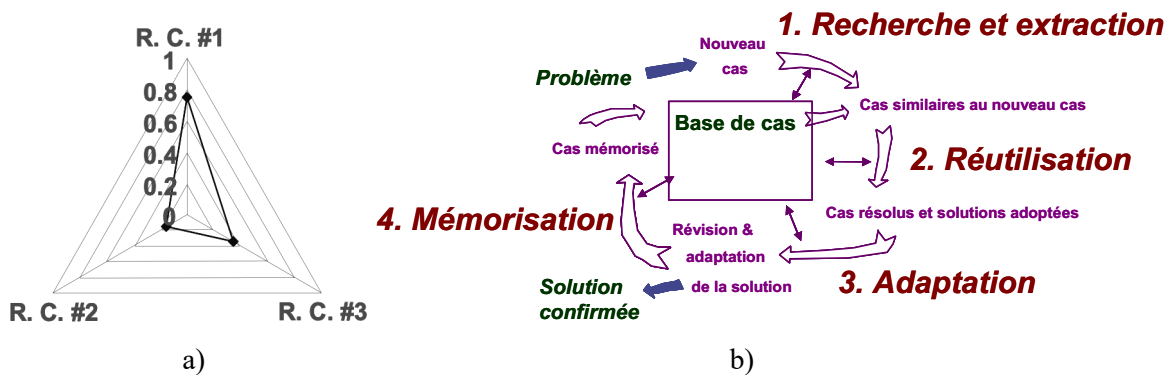


Figure 40 a) Représentation synthétique des indices de similarité par une vue étoile. Cette figure montre que la similarité entre le sujet traité et les représentants des classes R.C.1, R.C.2 et R.C.3 sont respectivement de 80%, 20% et 40%. b) méthode générale d'apprentissage décrite par Aamodt A. & Plaza E. en 1994.

Durant la phase d'exploitation des cas similaires, les patients les plus similaires sont présentés au praticien grâce à une vue étoile (Figure 41.a). En sélectionnant un des sujets semblables, le praticien a la possibilité d'observer les similarités entre ses paramètres et ceux du sujet traité (Figure 41.b). Enfin, s'il sélectionne un des paramètres, un graphe regroupant le paramètre choisi pour le sujet testé, le sujet similaire précédemment sélectionné et le sujet représentant la classe, lui est présenté (Figure 41.c). Ainsi, il peut analyser dans le détail l'origine de l'absence de similarité. Comme pour les méthodes précédentes, les valeurs caractérisant au mieux la population étudiée, les classes de mouvements et leurs représentants doivent avoir été identifiés au préalable.

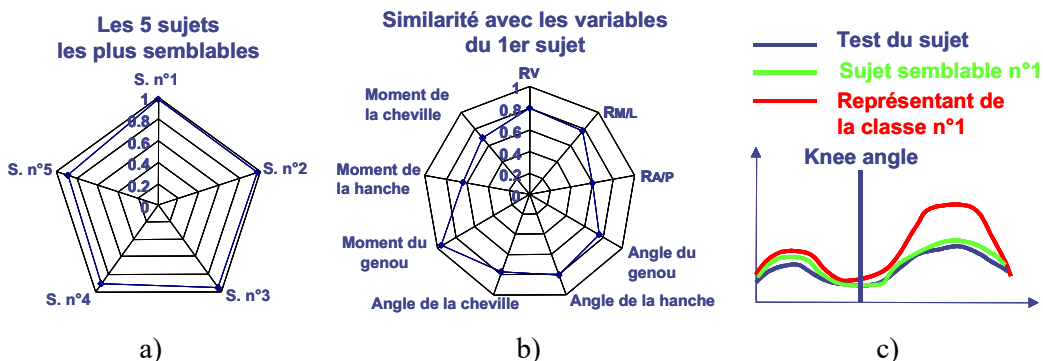


Figure 41: Exemple des différentes figures pouvant être présentées à l'utilisateur durant la phase de d'exploitation des cas similaires

Cette approche a été décrite dans le cadre du projet Européen DIAMOND dirigé par Serge Van Sint Jan. Un « workpackage » dont j'avais la charge était consacré d'une part, à sa mise en œuvre dans le cadre de l'aide au diagnostic pour les opérations des membres inférieurs d'enfants IMC et d'autre part, au développement de la suite logicielle permettant sa

gestion. Si ce projet européen n'a pas été retenu, il a permis de mettre en place de solides collaborations et a révélé le véritable intérêt des cliniciens pour ce type d'interface. Par conséquent, les études en cours sur la marche seront utilisées pour développer le prototype « recherche » de ce logiciel.

SIMULATION DE MOUVEMENTS ET DE POSTURE

La dernière perspective de recherche est l'intégration de la simulation dans les interfaces d'aide à la prise de décision. Les recherches expérimentales que j'ai menées et les outils méthodologiques et logiciels que j'ai développés visent à permettre l'identification des adaptations du corps aux contraintes induites par des comportements posturaux, lors de la marche ou en station érigée. Les résultats obtenus ont permis de valider des modèles cliniques. Il serait intéressant de pouvoir permettre aux experts de simuler la levée ou l'accentuation de ces contraintes pour les aider à prédire les actions correctives ou palliatives qu'ils envisagent. Des travaux exploratoires sont en cours avec Paul Allard et Georges Dalleau (La Réunion) sur la modélisation mécanique de la posture de la jeune fille scoliotique. De même, des modèles simples de portage ont été développés pour aider à la prise de décision et valider la position innovante de sangles sur le harnachement d'un porte-bébé (contrat Bébé Confort).

6.8 BIBLIOGRAPHIE :

- Aamodt A., Plaza E.,**
Case based reasoning : foundational issues, methodological variations and system approaches
AICom Artificial Intelligence Communications, vol 7, p 39-59, 1994
- Allard P., Chavet P., Barbier F., Gatto L., Labelle H., Sadeghi H.**
Effect of body morphology on standing balance in adolescent idiopathic scoliosis
The American Journal of Physical Medicine & Rehabilitation, Vol. 83, No. 9, 2004
- Allard P, Nault ML, Hinse S,**
Relationship between morphologic somatotypes and standing posture equilibrium.
Ann Hum Biol, vol 28, p 624 –33, 2001
- Barbier F., Pudlo P., Angué J.C.,**
Nécessité de modéliser le rameur en 3 dimensions,
Sciences & Motricité, n°35-36, p 98-99, 1998a
- Barbier F., Salom O., Angué J.C.**
Assessing the ergonomics of 2 rucksacks
The Engineering of Sport, Editeur S.J. Haake, Blackwell Science, p 243-250, ISBN 0-632-05048-9, 1998b
- Barbier, F., Allard, P., Guelton, K., Colobert, B., Godillon-Maquinghen A.P., Lepoutre, F.-X.**
Estimation of the 3D center of mass excursion from force plate data during standing
IEEE Transactions On Neural Systems and Rehabilitation Engineering, vol. 11, n°. 1, p 31-37, 2003
- Brand A. B., Crowninshield D.,**
Comment on Criteria for patient evaluation tools
J. Biomechanics, vol 16, p 655, 1981
- Caron O., Faure B., Brenières Y.**
Estimating the centre of gravity of the body on the basis of the centre of pressure in standing posture
J. Biomechanics, Vol 30, n° 11/12, p 1169-1171, 1997
- Chèze L., Fregly B. J., Dimnet J.**
A solidification procedure to facilitate kinematic analyses based on video system data
J. Biomechanics, Vol 28, n° 7, p 879-884, 1995
- Chèze L.**
Comparison of different calculations of three-dimensional joint kinematics from video-based system data
J. Biomechanics, Volume 33, n° 12, , Pages 1695-1699, 2000
- Chusseau S.,**
Système d'aide à la décision pré-opératoire en chirurgie orthopédique de la scoliose
Thèse de doctorat, Université de Valenciennes, 1999
- Cooke N.J.**
Variety of knowledge elicitation techniques
Int. J. Human-Computer Studies, 41, p 801-849, 1994
- Dauplain J., Barbier F., Gillet C., Holvoet P., Lepoutre F.X.**
An instrumented backpack to determine the constraints applied on the back
Sports Engineering, en préparation
- De Leva P.**
Adjustments to Zatsiorsky-Seluyanov's segment inertia parameters
J.Biomechanics, vol 29, n° 9, p 1223-1230, 1996.
- Dubois J., Junqua A., Lacouture P.,**
Mécanique Humaine, éléments d'une analyse des gestes sportifs en deux dimensions
Editions Revue EPS, ISBN 2-86713-105-7, 1994

Duribreux-Coquebert M.

MODESTI : vers une méthodologie interactive de développement de système à base de connaissances
Thèse de doctorat, Université de Valenciennes, 1995

Falissard B.

Comprendre et utiliser les statistiques dans les sciences de la vie
Edition Masson, 2ème édition, ISBN 2-225-83556-X, 1998

Galouin J.F.,

Transfert des connaissances, systèmes experts : techniques et méthodologie
Editions Eyrolles, 1989

Gillet C., Barbier F., Lafoux A., Lepoutre F.X.

Impact of the L5 estimate position on the sacro-lumbar net muscle moment value
XVIIth Congress of the International Society of Biomechanics, ETH Zürich, Switzerland, 2001

Gillet C., Barbier F., Stevenson J., Lepoutre F.X.,

Determination of mechanical constraints in the lower limbs and the trunk during load carrying
The Engineering of Sport 4, Editeur S. Ujihashi & S.J. Haake, Blackwell Science Ltd, p783-789,
ISBN 0-632-05331-3, 2002

Gillet C., Duboy J., Barbier F., Armand S, Lepoutre FX, Allard P

Contribution of accelerated body masses to able-bodied gait.
American Journal of Physical Medicine & Rehabilitation, vol 82, p 101–109, 2003.

Gillet C.,

Analyse biomécanique de la marche et proposition de classes de marcheurs, application au portage de sacs à dos
Thèse, Université de Valenciennes, 2004

Hanavan E. P.,

A mathematical Model of the human body
A.M.R.L.-TR, 64-102. Aero Medical Research Laboratories, Wright Patterson, A.F. Base OHIO, 1964.

Hars M., Barbier F., Gillet C., Goss-Sampson M.A., Lepoutre F.X., Holvoet P.

Development of an instrumented balance beam to study gymnast's dynamic balance control
Research quarterly for exercise and sport, en préparation 1

Hars M., Gillet C., Barbier F., , Simoneau M., Lepoutre F.X., Holvoët P.

Are expert gymnasts affected by the height of the balance beam during backward acrobatic movements?
Neuroscience Letters, en préparation 2

Jensen, R.K.

Body segment mass, radius and radius of gyration proportions of children
J. Biomechanics, vol 19, n° 5, p 359-368, 1986

Leardini A., Cappozzo A., Catani F., Toksvig-Larsen S., Petitto A., Sforza V., Cassanelli G., Giannini S.

Validation of a functional method for the estimation of hip joint centre location
J. Biomechanics, vol 32, p 99-103, 1999

Leardini A., Chiari L., Della Croce U., Cappozzo A.

Review: Human movement analysis using stereophotogrammetry, Part 3. Soft tissue artifact assessment and compensation
Gait and Posture, vol 21, p 212–225, 2005

Loslever P., Barbier F.,

Multivariate graphical presentation for gait rehabilitation study,
Gait Posture, vol 7, n°1, p 39-44, 1998

Loslever P., Cloup P., Delacroix J.,

Mariage d'un système vidéo informatique SAGA3 et d'une méthode statistique exploratoire multidimensionnelle ACM pour l'étude de données gestuelles, I - Méthodologie
ITBM-RBM, vol 25, p 75-94, 2004

Loslever P., Cloup P., Bouilland S., Lepoutre F.X.

Mariage d'un système vidéo informatique SAGA3 et d'une méthode statistique exploratoire multidimensionnelle ACM pour l'étude de données gestuelles, II-Exemple avec le lever de charge, la marche, et la posture assise
ITBM-RBM, vol 25, p 95-106, 2004

Maronneaud F., Barbier F., Angué J.C.,

Experimental device for the analysis of the cyclist's movement,
International Symposium On Biomechanics of Sport, Denton, Texas, U.S.A., July, 1997a.

Maronneaud F., Barbier F., Angué J.C.,

The effects of the clipless float pedal on the articulations of the leg in cycling,
XVIth Congress of the International Society of Biomechanics, Tokyo, Japan, August, 1997b.

Nikraves P.E.,

Computer Aided Analysis of Mechanical Systems
ISBN 0-13-164220-0, Prentice-Hall inc, 1988

Pudlo P., Barbier F., Angué J.C.,

Instrumentation of the Concept II ergometer for optimization of the gesture of the rower,
The Engineering of Sport, Editeur S.J. Haake, A.A. Balkema Publishers, p 137-140, ISBN 90-5410-8226-3, 1996

Pudlo P., Barbier F., Angué J.C.,

The modulus of the 3D articular efforts in rowing,
XVIth Congress of the International Society of Biomechanics, Tokyo, Japan, August, 1997.

Pudlo P., Barbier F., Angué J.C.,

Articular efforts quantification at the L4/L5 level for the rower,
International Symposium On Biomechanics of Sport, Denton, Texas, U.S.A., July, 1997.

Pudlo P., Barbier F., Angué J.C.,

Assessing co-ordination of rowers,
11th Conference of the European Society of Biomechanics, Toulouse, France, July 8-11, 1998.

Pudlo P., Barbier F., Lepoutre F.X., Angué J.C.,

Joint reaction forces : useful datas to assess the rower's technique,
17th Congress of the International Society of Biomechanics, Canada, Calgary, August, 8-13, 1999.

Pudlo, 99

Contribution à l'analyse et à l'optimisation du geste du rameur en aviron
Thèse de Doctorat, Université de Valenciennes, 1999

Pudlo P., Barbier F., Angué J.C.,

Couple articulaires significatifs des mouvements des membres inférieurs chez le rameur,
Congrès conjoint de la Société de Biomécanique et de la Société Canadienne de Biomécanique.
Montréal, PQ, Canada, 2000.

Rouanet H., Le Roux B.,

Analyse des données multidimensionnelles (Statistique en Sciences Humaines)
ISBN : 2-10-000063-2, Dunod, Paris, 1993

Sadeghi H., Allard P., Barbier F., Sadeghi S., Hinse S., Labelle H.,

Main functional roles of knee flexors/extensors in able-bodied gait using principal component analysis
The Knee, 2002, vol 9, p47-53,

- Simon, S.R.,**
Quantification of human motion: gait analysis—benefits and limitations to its application to clinical problems
Journal of Biomechanics, vol 37, p 1869–1880, 2004
- Sohier R., Haye M.**
2 marches pour la machine humaine.
Ed. Kiné-Sciences, La Louvière, 1989.
- Sohier R.**
La thérapie analytique de Raymond Sohier.
Kinesithérapie Scientifique, NS:298, 1991.
- Sohier R.**
La thérapie analytique de Raymond Sohier.
Kinesithérapie Scientifique, NS:367, 1997.
- Vardaxis V.G., Paul Allard, Lachance R., Duhaime M.**
classification of able-bodied gait using 3-D muscle powers
Human Movement Science, vol 17, p 121-136, 1998
- Watelain E., Barbier F., Allard P., Thevenon A. et Angué J.-C.**
Gait pattern classification of healthy elderly men based on biomechanical data.
Archives of Physical Medicine and Rehabilitation, vol. 81, p 579-586, 2000
- Watelain E., Dujardin F., Barbier F., Dubois D. & Allard P.,**
Pelvic and lower limb Compensatory actions of subjects in an early stage of hip osteoarthritis
Archives of Physical Medicine and Rehabilitation, vol.82, n°12, p1705-1711, December 2001.
- Watelain E., Froger J., Barbier F., Lensele G., Rousseaux M., Lepoutre F.X., Thevenon A.,**
Comparison of clinical gait analysis strategies by french neurologists, physiatrists and physiotherapists,
Journal of Rehabilitation Medicine, Vol. 35, n°1, p8-14, 2003.
- Watelain E., Froger J., Rousseaux M., Lensele G., Barbier F., Lepoutre F.X., Thevenon A.**
Variability of Video-based Clinical Gait Analysis in Hemiplegia as performed by practitioners in diverse specialties,
Journal of Rehabilitation Medicine, sous presse, 2005
- White SG, McNair PJ**
Abdominal and erector spinae muscle activity during gait: the use of cluster analysis to identify patterns of activity
Clinical Biomechanics, vol 17, p 177–184, 2002
- Wilson J.R., Corlet E.N.**
Evaluation of human work. A practical ergonomist methodology
Editions Taylor & Francis, London, 1990
- Winter D. A.,**
Biomechanics and motor control of human movement
A Wiley Inters. Publ., second edition, New York; 1990.
- Zatsiorsky V., Seluyanov V.,**
Estimation of the mass and inertia characteristics of the human body by means of the best predictive regression equations,
Biomechanics IX-B, (Edited by Winter D.A.), p 233-239, Human kinetics, Champaign, 1983
- Zijlstra W, Hof AtL**
Assessment of spatio-temporal gait parameters from trunk accelerations during human walking,
Gait and Posture, vol 18, p 1-10, 2003

Partie 7 Brevet, Publications, Chapitre de livre

7.1 BREVET

Lafoux A., Belledame S., Barbier F., Guret F.,
Sac à dos équipé d'un amortisseur angulaire entre l'arrière du sac et l'ensemble bretelles et/ou ceinture,
INPI 00119585, déposé par la société DECATHLON, 20 septembre 2000.

7.2 REVUES INTERNATIONALES AVEC COMITE DE LECTURE

Loslever P., Barbier F.,
Multivariate graphical presentation for gait rehabilitation study,
Gait Posture, 1998 Jan 1;7(1), p 39-44

Watelain, E., Barbier, F., Allard, P., Thevenon, A. et Angué, J.-C.
Gait pattern classification of healthy elderly men based on biomechanical data.
Archives of Physical Medicine and Rehabilitation, 2000, vol. 81, p 579-586.

Watelain E., Dujardin F., Barbier F., Dubois D. & Allard P.,
Pelvic and lower limb Compensatory actions of subjects in an early stage of hip osteoarthritis
Archives of Physical Medicine and Rehabilitation, vol.82, n°12, p1705-1711, December 2001.

Sadeghi H., Allard P., Barbier F., Sadeghi S., Hinse S., Labelle H.,
Main functional roles of knee flexors/extensors in able-bodied gait using principal component analysis
The Knee, 2002, vol 9, p47-53,

Watelain E., Froger J., Barbier F., Lensele G., Rousseaux M., Lepoutre F.X., Thévenon A.,
Comparison of clinical gait analysis strategies by french neurologists, physiatrists and physiotherapists,
Journal of Rehabilitation Medicine, Vol. 35, n°1, p8-14, 2003.

Gillet C., Duboy J., Barbier F., Armand S., Lepoutre F.X., Allard P.,
Contribution of the accelerated body masses to able-bodied gait
The American Journal of Physical Medicine & Rehabilitation, février 2003, vol 82, p 101-109.

Barbier, F., Allard, P., Guelton, K., Colobert, B., Godillon-Maquinghen A.P., Lepoutre, F.-X.
Estimation of the 3D center of mass excursion from force plate data during standing
IEEE Transactions On Neural Systems and Rehabilitation Engineering, vol. 11, n°. 1, p 31-37, march 2003

Allard P., Chavet P., Barbier F., Gatto L., Labelle H., Sadeghi H.
Effect of body morphology on standing balance in adolescent idiopathic scoliosis
The American Journal of Physical Medicine & Rehabilitation, Vol. 83, No. 9, p 689-697, 2004

Sous Presse :

Watelain E., Froger J., Rousseaux M., Lensele G., Barbier F., Lepoutre F.X., Thevenon A.
Variability of Video-based Clinical Gait Analysis in Hemiplegia as performed by practitioners in diverse specialties,
In J. Rehabil. Med, sous presse

7.2.1 CHAPITRE DE LIVRE

Pudlo P ; Barbier F.,
Evaluation de la coordination motrice : les phases relatives,
ISBN : 2-89137-159-3, Analyse du mouvement par la biomécanique, Chapitre 10, p 155-172,
Editeurs Décarie (Canada) & Vigot (France), 2000.

Lafoux A., Belledame S., Barbier F., Guret F.,
Sac à dos équipé d'un amortisseur angulaire entre l'arrière du sac et l'ensemble bretelles et/ou ceinture,
INPI 00119585, déposé par la société DECATHLON, 20 septembre 2000.

Loslever P., Barbier F.,
Multivariate graphical presentation for gait rehabilitation study,
Gait Posture, 1998 Jan 1;7(1), p 39-44

Watelain E., Barbier F., Allard P., Thevenon, A. et Angué, J.-C.
Gait pattern classification of healthy elderly men based on biomechanical data.
Archives of Physical Medicine and Rehabilitation, 2000, vol. 81, p 579-586.

Watelain E., Dujardin F., Barbier F., Dubois D. & Allard P.,
Pelvic and lower limb Compensatory actions of subjects in an early stage of hip osteoarthritis
Archives of Physical Medicine and Rehabilitation, vol.82, n°12, p1705-1711, December 2001.

Sadeghi H., Allard P., Barbier F., Sadeghi S., Hinse S., Labelle H.,
Main functional roles of knee flexors/extensors in able-bodied gait using principal component analysis
The Knee, 2002, vol 9, p47-53,

Watelain E., Froger J., Barbier F., Lensele G., Rousseaux M., Lepoutre F.X., Thévenon A.,
Comparison of clinical gait analysis strategies by french neurologists, physiatrists and physiotherapists,
Journal of Rehabilitation Medicine, Vol. 35, n°1, p8-14, 2003.

Gillet C., Duboy J., Barbier F., Armand S., Lepoutre F.X., Allard P.,
Contribution of the accelerated body masses to able-bodied gait
The American Journal of Physical Medicine & Rehabilitation, février 2003, vol 82, p 101-109.

Barbier, F., Allard, P., Guetton, K., Colobert, B., Godillon-Maquinghen A.P., Lepoutre, F.-X.
Estimation of the 3D center of mass excursion from force plate data during standing
IEEE Transactions On Neural Systems and Rehabilitation Engineering, vol. 11, n°. 1, p 31-37, march 2003

Allard P., Chavet P., Barbier F., Gatto L., Labelle H., Sadeghi H.
Effect of body morphology on standing balance in adolescent idiopathic scoliosis
The American Journal of Physical Medicine & Rehabilitation, Vol. 83, No. 9, p 689-697, 2004

Watelain E., Froger J., Rousseaux M., Lensele G., Barbier F., Lepoutre F.X., Thevenon A.
Variability of Video-based Clinical Gait Analysis in Hemiplegia as performed by practitioners in diverse specialties,
In J. Rehabil. Med, sous presse

Pudlo P ; Barbier F.,
Evaluation de la coordination motrice : les phases relatives,
ISBN : 2-89137-159-3, Analyse du mouvement par la biomécanique, Chapitre 10, p 155-172,
Editeurs Décarie (Canada) & Vigot (France), 2000.

Pudlo P., Barbier F., Angué J.C.,
Instrumentation of the Concept II ergometer for optimization of the gesture of the rower,
The Engineering of Sport, 1996, Editeur S.J. Haake, A.A. Balkema Publishers, p 137-140, ISBN 90-5410-8226-3.

Barbier F., Salom O., Angué J.C.
Assessing the ergonomics of 2 rucksacks
The Engineering of Sport, 1998, Editeur S.J. Haake, Blackwell Science, p 243-250, ISBN 0-632-05048-9.

Barbier F., Pudlo P., Angué J.C.,
Nécessité de modéliser le rameur en 3 dimensions,
Sciences & Motricité, 1998, n°35-36, p 98-99.

Gillet C., Barbier F., Stevenson J., Lepoutre F.X.,

Determination of mechanical constraints in the lower limbs and the trunk during load carrying
The Engineering of Sport 4, 2002, Editeur S. Ujihashi & S.J. Haake, Blackwell Science Ltd, p783-789, ISBN 0-632-05331-3.

Barbier F., Loslever P., Angué J.C.,

Méthode informatisée de mesure et d'analyse des forces de réaction et des angles articulaires de la marche normale,
Innovation et Technologie en Biologie et Médecine, vol 15, n° 4, p 449-462, 1994.

Denoyelle C., Barbier F., Pierron G.,

Analyse des vitesses obtenues en chaînes série et parallèle pour le membre inférieur,
Annales de kinésithérapie, Edition Masson, 1993