



HAL
open science

Modèle cinématique et dynamique tridimensionnel du membre inférieur : Estimation des forces musculaires et des réactions articulaires au cours de la phase d'appui de la marche.

Alice Mazure-Bonnefoy

► To cite this version:

Alice Mazure-Bonnefoy. Modèle cinématique et dynamique tridimensionnel du membre inférieur : Estimation des forces musculaires et des réactions articulaires au cours de la phase d'appui de la marche.. Sciences du Vivant [q-bio]. Université Claude Bernard - Lyon I, 2006. Français. NNT : . tel-00567644

HAL Id: tel-00567644

<https://theses.hal.science/tel-00567644>

Submitted on 21 Feb 2011

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.

THÈSE

présentée

devant l'UNIVERSITÉ CLAUDE BERNARD – LYON 1

pour l'obtention

du **DIPLÔME DE DOCTORAT**

(arrêté du 30 mars 1992)

Spécialité :

Mécanique

sera présentée et soutenue publiquement le 3 octobre 2006

par

Alice BONNEFOY

Modèle cinématique et dynamique tridimensionnel du membre inférieur : Estimation des forces musculaires et des réactions articulaires au cours de la phase d'appui de la marche. (Partie 1)

Directeurs de thèse : Laurence CHÈZE, Nathalie DORiot

JURY :

M. LAVASTE F. : Professeur des Universités ENSAM, Paris	Rapporteur
M. PORTERO P. : Professeur des Universités Université d'Orsay, Paris	Rapporteur
M^{lle} CHÈZE L. : Professeur des Universités Université Claude Bernard, Lyon	Examineur
M. GENCE J.-N. : Professeur des Universités Université Claude Bernard, Lyon	Examineur
M. THOUMI. P. : Professeur des Universités Hôpital Rothschild, Paris	Examineur
M^{lle}. DORiot N. : Phd-Ingénieur de recherche WOTAN Système, Lyon	Examineur
M. LEMIRE P. : Directeur MEDIMEX, Tassin la demi lune	Membre invité

UNIVERSITE CLAUDE BERNARD - LYON I

Président de l'Université

Vice-Président du Conseil Scientifique

Vice-Président du Conseil d'Administration

Vice-Présidente du Conseil des Etudes et de la Vie Universitaire

Secrétaire Général

M. le Professeur L. COLLET

M. le Professeur J.F. MORNEX

M. le Professeur R. GARRONE

M. le Professeur G. ANNAT

M. M. GIRARD

SECTEUR SANTE

Composantes

UFR de Médecine Lyon R.T.H. Laënnec

UFR de Médecine Lyon Grange-Blanche

UFR de Médecine Lyon-Nord

UFR de Médecine Lyon-Sud

UFR d'Odontologie

Institut des Sciences Pharmaceutiques et Biologiques

Institut Techniques de Réadaptation

Département de Formation et Centre de Recherche en Biologie Humaine

Directeur : M. le Professeur D. VITAL-DURAND

Directeur : M. le Professeur X. MARTIN

Directeur : M. le Professeur F. MAUGUIERE

Directeur : M. le Professeur F.N. GILLY

Directeur : M. O. ROBIN

Directeur : M. le Professeur F. LOCHER

Directeur : M. le Professeur L. COLLET

Directeur : M. le Professeur P. FARGE

SECTEUR SCIENCES

Composantes

UFR de Physique

UFR de Biologie

UFR de Mécanique

UFR de Génie Electrique et des Procédés

UFR Sciences de la Terre

UFR de Mathématiques

UFR d'Informatique

UFR de Chimie Biochimie

UFR STAPS

Observatoire de Lyon

Institut des Sciences et des Techniques de l'Ingénieur de Lyon

IUT A

IUT B

Institut de Science Financière et d'Assurances

Directeur : M. le Professeur A. HOAREAU

Directeur : M. le Professeur H. PINON

Directeur : M. le Professeur H. BEN HADID

Directeur : M. le Professeur A. BRIGUET

Directeur : M. le Professeur P. HANTZPERGUE

Directeur : M. le Professeur M. CHAMARIE

Directeur : M. le Professeur M. EGEE

Directeur : M. le Professeur J.P. SCHARFF

Directeur : M. le Professeur R. MASSARELLI

Directeur : M. le Professeur R. BACON

Directeur : M. le Professeur J. LIETO

Directeur : M. le Professeur M. C. COULET

Directeur : M. le Professeur R. LAMARTINE

Directeur : M. le Professeur J.C. AUGROS

*« La vérité scientifique sera toujours plus belle que les créations de notre imagination
et que les illusions de notre ignorance. »*

Claude Bernard

A la mémoire de mon grand-père, le docteur Francis Goutorbe, merci pour tout

A mes parents,

Para Marti y Fina,

A Simon,

REMERCIEMENTS

Je tiens tout d'abord à remercier le Professeur Laurence Chèze, ma directrice de thèse, pour tout ce qu'elle m'a appris, pour sa grande rigueur scientifique et pour son encadrement toujours efficace et précieux. Je la remercie très sincèrement pour ces années de travail passionnant au sein du LBMH.

Mes plus vifs remerciements à Monsieur Pierre Lemire, directeur de la société MEDIMEX, qui m'a accueillie pendant ces trois années de thèse. Il m'a permis de réaliser ce travail dans des conditions d'une qualité rare. Je le remercie vivement pour le respect qu'il a eu vis-à-vis de mes recherches. Sans lui cette thèse n'aurait pas pu aboutir. Je tiens à remercier par la même occasion toute l'équipe de MEDIMEX. Mylène et Cécile pour leur bonne humeur journalière, leur disponibilité et leur gentillesse. Merci à Eric pour ces trois années où nous avons travaillé ensemble sur de nombreux projets et ce dans les meilleures conditions. J'ai appris beaucoup à son contact. Et enfin, merci aux garçons, David, Philippe, Luc et Jérôme pour leur gentillesse et patience avec moi !

Je tiens à remercier le docteur Bruno Dohin avec qui je travaille depuis quatre ans. Il a contribué à développer mes connaissances du milieu clinique. Je le remercie pour sa grande efficacité, son enthousiasme et sa bonne humeur sans faille avec laquelle il travaille toujours. Je tiens à remercier aussi tous les enfants qui participent à cette étude. Leur courage et patience m'ont particulièrement touchée.

Je tiens à remercier Mlle Nathalie Doriot qui a encadré ce travail. Merci pour sa motivation et son esprit critique. Ce travail a pu se faire aussi grâce à elle. Je lui porte un profond respect. Merci pour tout.

Merci aux membres du jury d'avoir accepté de juger ce travail. Je suis particulièrement émue par la présence du Professeur Jean-Noël Gence. Il fut mon premier professeur de mécanique du point et des fluides. Je n'oublierai jamais son enthousiasme et son amour du métier. La théorie du tonneau de beaujolais aura marqué des générations d'étudiants ! C'est aussi grâce à lui que j'en suis là. Merci.

Mon affection la plus sincère à toute l'équipe du LBMH et aux membres de l'UFR de mécanique de Lyon. Merci à Raphaël pour ses conseils, son regard scientifique avisé et rigoureux dans ses nombreuses relectures ! Merci à mes compagnons de bureau. Votre bonne humeur m'a beaucoup aidée. Tout mon courage à Audrey pour la fin ! Un merci spécial à Cat pour son soutien tout au long de ce travail. Je m'en voudrais d'oublier Xavier, merci pour ses nombreux coups de pouce et conseils sur Matlab !

Un grand merci à Rodolphe, Muriel et ses garçons pour leur accueil à Lyon sud et tous leurs conseils. C'est un plaisir de venir travailler avec vous.

Je voudrais remercier tous les sujets qui ont « prêté » leur corps à la science ! Vous avez été épatants, quelle patience et rigolade ! Ce fut de grands moments.

Je ne peux oublier dans mes remerciements Miro et Didier. Le temps qu'ils ont consacré à mes « manip » et leurs nombreux conseils ont été précieux. Je leur porte une profonde et sincère amitié.

Je remercie de tout mon cœur ma famille pour son soutien. Merci d'avoir accepté mes moments d'absence. Un merci plein d'amour pour mes parents ainsi qu'à Marti et Fina.

MERCI à tous mes amis. Ils sont nombreux, qu'ils trouvent ici toute mon affection, mon amitié et ma sincère reconnaissance pour m'avoir soutenue jusqu'au bout. Vous êtes formidables !

Et surtout, merci à Simon, pour sa présence, sa compréhension et sa grande patience dans les moments difficiles. Sans toi, je n'y serais pas arrivée aussi facilement.

SOMMAIRE

REMERCIEMENTS.....	4
SOMMAIRE.....	6
AVANT PROPOS.....	8
INTRODUCTION GÉNÉRALE.....	9
CHAPITRE 1.....	12
RAPPELS ANATOMIQUES	12
I. ANATOMIE DE L'ARTICULATION DU GENOU ET DE LA CHEVILLE	12
I.1 LE GENOU.....	12
I.2 LA CHEVILLE.....	14
II. LA STRUCTURE MUSCULAIRE DU MEMBRE INFÉRIEUR	16
III. LES MODÈLES RHÉOLOGIQUES.....	19
III.1 EVOLUTION DES MODÈLES RHÉOLOGIQUES	20
III.1.1 Le modèle macroscopique de Hill.....	20
III.1.2 Le modèle « biophysique » de Huxley.....	22
III.2 PROPRIÉTÉS MÉCANIQUES DE LA COMPOSANTE CONTRACTILE ET DE LA COMPOSANTE ÉLASTIQUE SÉRIE DU MODÈLE RHÉOLOGIQUE	23
III.2.1 Les mesures expérimentales	23
III.2.2 La composante contractile.....	25
III.2.3 La relation force-vitesse isotonique (F-V)	28
III.2.4 La composante élastique série	30
CHAPITRE 2.....	34
L'ÉTAT DE L'ART	34
I. LA NOTION DE MODÈLE.....	34
II. LA MODÉLISATION EN BIOMÉCANIQUE DU MOUVEMENT	36
II.1 LA MODÉLISATION CINÉMATIQUE.....	37
II.1.1 Position du problème	37
II.1.2 Choix du modèle cinématique	38
II.2 LA MODÉLISATION CINÉTIQUE.....	38
II.2.1 Position du problème	38
II.2.2 Choix du modèle cinétique	39
II.3 LA MODÉLISATION DYNAMIQUE DE LA MARCHÉ	39
II.3.1 Position du problème	39
II.3.2 Technique par dynamique directe.....	40
II.3.3 Technique par dynamique inverse	40
II.3.4 Choix du modèle dynamique	41
III. UN DEUXIÈME NIVEAU DE MODÉLISATION : LA MODÉLISATION MUSCULO-SQUELETTIQUE	42
III.1 LA MODÉLISATION DE LA GÉOMÉTRIE MUSCULAIRE.....	43

III.2	LA MODÉLISATION DU COUPLE EXCITATION - CONTRACTION MUSCULAIRE : LA DYNAMIQUE D'ACTIVATION.....	45
III.3	LA MODÉLISATION DE L'ACTIVITÉ MUSCULO-TENDINEUSE.....	47
IV.	MÉTHODE DE DÉTERMINATION DES FORCES MUSCULAIRES ET DES RÉACTIONS	
	ARTICULAIRES.....	50
IV.1	MÉTHODE DIRECTE.....	50
IV.2	MÉTHODE INDIRECTE.....	51
IV.2.1	La méthode réductionniste.....	51
IV.2.2	L'électromyographie.....	52
IV.2.3	Méthodes d'optimisation.....	53
IV.2.4	Optimisation dynamique directe ou Simulation dynamique.....	56
IV.2.5	Optimisation statique ou Méthode de dynamique inverse.....	58
IV.2.6	Les méthodes mixtes : EMG et Optimisation.....	61
IV.2.7	Le choix de la méthode pour la détermination des forces musculaires.....	63
CHAPITRE 3.....	65	
PROTOCOLE EXPÉRIMENTAL.....	65	
I.	L'ANALYSE DU MOUVEMENT.....	65
I.1	HISTORIQUE.....	65
II.	LE MATÉRIEL UTILISÉ.....	67
II.1	LES DIFFÉRENTS TYPES DE SYSTÈMES D'ANALYSE DU MOUVEMENT.....	68
II.2	LES PRINCIPES DE FONCTIONNEMENT DES SYSTÈMES OPTOÉLECTRONIQUES.....	69
II.3	PROTOCOLE EXPÉRIMENTAL MIS EN PLACE POUR L'ÉTUDE DE LA MARCHÉ SAINE ET PATHOLOGIQUE.....	73
II.4	POSITIONNEMENT DES CAMÉRAS EN FONCTION DU VOLUME ÉTUDIÉ.....	74
II.5	PLACEMENT DES MARQUEURS SUR LE SUJET.....	76
II.5.1	Les principes généraux à suivre.....	76
II.5.2	Modélisation des segments du membre inférieur.....	77
II.5.3	Localisation des marqueurs techniques et anatomiques.....	77
II.6	ACQUISITION DES ACTIONS MÉCANIQUES EXTÉRIEURES.....	78
II.7	ACQUISITION DE L'ACTIVITÉ ÉLECTRIQUE DES MUSCLES DE SURFACE DU MEMBRE INFÉRIEUR.....	79
II.8	CAPTURE DU MOUVEMENT.....	80
II.9	RECONSTRUCTION TRIDIMENSIONNELLE DES DONNÉES.....	81
III.	LES SOURCES D'ERREURS.....	81
III.1	MESURE DE L'ERREUR INSTRUMENTALE.....	82
III.2	ERREURS DUES À L'EXPÉRIMENTATION.....	87
III.3	LES SOURCES D'ERREURS LIÉES À L'ENREGISTREMENT DES DONNÉES ÉLECTROMYOGRAPHIQUES.....	88
IV.	TRAITEMENTS DES DONNÉES EXPÉRIMENTALES.....	88
IV.1	QUELQUES SOLUTIONS AFIN DE LIMITER LES SOURCES D'ERREURS.....	88
IV.2	PRINCIPE DE LA SOLIDIFICATION.....	90
IV.3	LOCALISATION DU CENTRE FONCTIONNEL DE LA HANCHE.....	91
IV.3.1	Position du problème.....	91
IV.3.2	Principe de la localisation.....	91

AVANT PROPOS

Ce travail de thèse a été réalisé dans le cadre d'une convention CIFRE, au sein de l'entreprise MEDIMEX, partenaire du laboratoire LBMH.

La société MEDIMEX a été créée il y a 12 ans à Lyon. Il s'agit d'une société essentiellement commerciale qui s'est développée majoritairement autour de la promotion, de la commercialisation et de la valorisation médicale de concepts d'évaluation et de rééducation fonctionnelle. Parmi ceux-ci, une technologie d'évaluation de la force musculaire dynamique appelée l'isocinétisme, a pris une place prépondérante dans l'activité de MEDIMEX.

Pour des raisons de développement et de sécurisation de son avenir, MEDIMEX a souhaité élargir son offre. En effet, après plusieurs années, la réduction de la part relative de l'isocinétisme dans son activité globale est à craindre. De ce fait, MEDIMEX a donc décidé il y a deux ans d'approcher la commercialisation d'une technologie nouvelle et prometteuse: les systèmes d'analyse du mouvement en trois dimensions. C'est pourquoi MEDIMEX est devenu le distributeur exclusif en France d'une société américaine MOTION ANALYSIS CORPORATION, leader mondial dans ce domaine.

Afin d'apporter une contribution originale et scientifique dans la mise en place du marché de l'analyse du mouvement, MEDIMEX a contacté le LBMH, Laboratoire de Biomécanique et de Modélisation Humaine, développant depuis 1992 des recherches en analyse du mouvement basées sur les données expérimentales d'un système MOTION ANALYSIS. Pour mener à bien ce projet, une collaboration sous la forme d'une convention CIFRE est apparue utile, et c'est ainsi que j'ai été employée chez MEDIMEX.

Cette collaboration a permis d'établir de très bonnes relations entre la société MEDIMEX et le laboratoire LBMH. De plus, d'un point de vue personnel, tout au long de ces trois années, j'ai dû apprendre à gérer les exigences parfois contradictoires de l'industrie et de la recherche. Cette expérience m'a poussé à développer mes compétences sur le plan de la rigueur et de l'efficacité, qualités indispensables afin de gérer les deux facettes de ce travail, l'une industrielle sous l'autorité de Monsieur Pierre Lemire, directeur de la société MEDIMEX et l'autre scientifique sous l'autorité de Madame Laurence Chèze, professeur à l'Université Claude Bernard - Lyon 1.

Enfin, je tiens à préciser que j'ai profité d'un « confort » de travail très bénéfique, de par le respect des deux parties (MEDIMEX et LBMH) des conditions nécessaires à la réalisation d'une thèse de Doctorat, tant vis-à-vis de mon organisation que de leur encadrement et de leurs nombreux conseils.

INTRODUCTION GÉNÉRALE

La biomécanique est, par définition, l'étude de la structure et du fonctionnement des êtres vivants. Elle s'appuie sur les lois de la mécanique et sur les méthodes du mécanicien avec pour objectif de connaître et de comprendre afin d'exploiter, d'améliorer ou de restaurer les capacités fonctionnelles de ces êtres.

Les domaines d'analyse de la biomécanique sont nombreux et diversifiés. La géométrie des organes, la propriété des matériaux, la cinématique et la dynamique des solides, des écoulements, des milieux continus, la tribologie et enfin, l'analyse du mouvement, en font partie. Ils permettent tous de consolider la structure et le fonctionnement des modèles construits. Les applications sont également très variées, dans les domaines de la santé, de l'ergonomie, du sport, du confort et de la sécurité des transports ou encore du handicap.

La biomécanique est donc un domaine vaste et important pour l'étude de l'être humain. Nous allons, à travers ce travail, nous intéresser plus particulièrement à l'analyse du mouvement de la marche saine et pathologique.

En effet, la marche représente une activité quotidienne de l'être humain, la plus importante et pourtant la plus banale. Cette activité met en jeu un nombre important de sous systèmes tels que le système squelettique, articulaire, musculaire, vasculaire. Cet ensemble est commandé par le système nerveux central qui recueille les informations et distribue ses directives à la périphérie.

La question que se pose un grand nombre d'équipes de recherche est de savoir comment tous ces systèmes se coordonnent afin de réaliser la marche, mouvement qui nous semble si simple et qui, pourtant, regroupe différents niveaux de complexité motrice, biologique, neurologique, mécanique, énergétique, orthopédique, physiologique Comme on peut le voir, ce domaine de recherche, de par sa richesse et sa complexité, regroupe un grand nombre de spécialités scientifiques. Le but commun des équipes multidisciplinaires travaillant sur ce thème est de comprendre au mieux la locomotion humaine afin de modéliser de façon pertinente et réaliste le système musculo-squelettique.

Ces travaux de recherche viennent contribuer à la résolution des problèmes majeurs de santé publique des pays industrialisés. En effet, à l'heure actuelle, l'allongement de la durée de vie entraîne des conséquences importantes au niveau de la santé publique. Les troubles orthopédiques dégénératifs tels que les troubles de la posture, l'ostéoporose, l'arthrose, les lombalgies dégénératives en sont quelques exemples. Pour ne citer que l'autre extrémité de la chaîne, les déformations infantiles sont aussi un problème majeur de santé publique, et des efforts doivent être faits afin de soulager et d'améliorer la qualité de vie de ces enfants. Pour toutes ces pathologies, on voit ainsi émerger une demande croissante en termes de prévention, diagnostic, suivi et traitement. La réponse

à toutes ces questions passe par une étroite collaboration entre les scientifiques, les cliniciens et les industriels.

C'est dans un tel contexte que ce travail de thèse a été réalisé. En effet, l'entreprise MEDIMEX qui m'a accueillie au cours de ces trois années de thèse est spécialisée dans le domaine de la réhabilitation fonctionnelle. Enfin, l'enjeu au niveau de la recherche fondamentale a été de mettre au point un protocole expérimental et des méthodes de calcul permettant d'évaluer quantitativement le fonctionnement de système musculo-squelettique, sain et pathologique.

Ce mémoire comporte cinq chapitres.

Le premier chapitre décrit les structures anatomiques nécessaires à notre étude, à savoir les articulations et les muscles du membre inférieur et plus particulièrement au niveau de la cheville et du genou. Puis les structures fonctionnelles des muscles squelettiques sont précisées. Ce premier chapitre pose ainsi les bases permettant de bien comprendre les structures anatomiques que nous allons modéliser dans la suite de notre étude.

Le deuxième chapitre concerne l'état de l'art relatif à la modélisation en biomécanique du mouvement. Depuis une vingtaine d'années, de nombreuses équipes scientifiques travaillent sur ce sujet. En effet, plusieurs étapes sont nécessaires à la mise en œuvre d'un modèle biomécanique pertinent et complet. Tout d'abord, un premier niveau de modélisation regroupe les modélisations cinématique, cinétique et dynamique. Puis un deuxième niveau de modélisation est abordé : la modélisation musculo-squelettique. Ce deuxième niveau de modélisation est l'un des challenges les plus importants de la recherche actuelle en biomécanique, puisqu'il donne la possibilité d'étudier la coordination musculaire. L'analyse bibliographique exposée dans ce chapitre permet de faire le point sur l'évolution et l'état des connaissances actuelles dans ce domaine.

Le troisième chapitre présente le protocole expérimental mis en place au cours de ce travail et utilisé pour l'ensemble des enregistrements réalisés. La difficulté à laquelle nous nous sommes affrontés ici était d'acquérir simultanément, de façon rigoureuse et précise, plusieurs signaux (trajectoires de marqueurs cutanés par un système d'analyse du mouvement, actions mécaniques extérieures par une plateforme de forces, activités électriques des muscles par un système électromyographique), en cherchant toujours à réduire au maximum les sources d'erreurs inhérentes à toute expérimentation.

Le quatrième et dernier chapitre concerne la détermination des forces musculaires mises en jeu au cours de la phase d'appui de la marche au niveau de l'articulation de la cheville et du genou. Cette étape implique d'aller au-delà du calcul classique en dynamique inverse par modélisation multicorps rigides, donnant accès aux moments équilibrant les actions extérieures au niveau de chaque articulation. La démarche consiste à intégrer les muscles dans le modèle et à calculer, par des techniques d'optimisation numérique compte tenu du caractère sous-déterminé du système

d'équations, les contributions des différents éléments : muscles, ligaments, actions de contact articulaires. Un modèle rhéologique du muscle et une méthodologie originale pour prendre en compte ce modèle dans la procédure d'optimisation ont été mis en place.

Une conclusion est ensuite apportée à l'ensemble de ces travaux, dont certains sont en cours, et certains prolongements possibles des thèmes développés sont recensés dans le chapitre Conclusion et Perspectives.

CHAPITRE 1

RAPPELS ANATOMIQUES

Avant d'aborder l'étude bibliographique, nous allons décrire les éléments essentiels à connaître sur l'anatomie fonctionnelle du membre inférieur. Pour cela, nous nous sommes appuyés sur différents ouvrages réalisés par Calais-Germain, Kapandji et Netter (Calais-Germain 1991; Kapandji 1999; Netter 2004).

Le membre inférieur est décomposé en quatre segments : bassin, cuisse, jambe et pied reliés respectivement entre eux par les articulations, hanche, genou et cheville. L'anatomie du membre inférieur est complétée par les muscles et les ligaments.

Notre étude porte sur la modélisation des articulations du genou et de la cheville ainsi que sur les muscles les croisant.

I. Anatomie de l'articulation du genou et de la cheville

I.1 Le genou

Le genou est à la fois l'articulation la plus étendue et l'une des plus compliquée du corps. C'est une articulation de type synoviale condyloïde se situant entre les condyles du fémur et le plateau tibial. Le genou est entouré par une capsule fibreuse, renforcée par les insertions musculaires qui l'entourent et les ligaments intra- et extra-capsulaires. Les ligaments intra-capsulaires comprennent les ligaments croisés antérieur et postérieur, les ménisques médial et latéral, et le ligament transverse. Les ligaments extra-capsulaires comprennent les ligaments collatéraux médial et latéral, le ligament patellaire et les ligaments poplités arqué et oblique.

Cette articulation participe essentiellement à la flexion et à l'extension du membre inférieur. Quand le genou est fléchi, on peut observer aussi des mouvements de glissement et de rotation. Quand le genou est complètement étendu, le fémur tourne légèrement et médialement par rapport au tibia, tirant sur chacun des ligaments tendus et stabilisant l'articulation.

Les schémas ci-dessous présentent les mouvements de flexion – extension ainsi que la rotation interne – externe du genou.

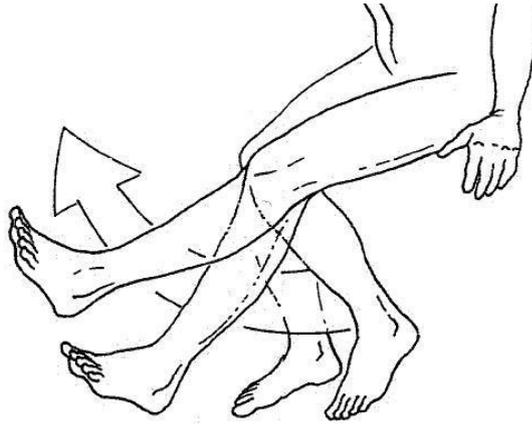


Figure 1.1 : Mouvement de flexion-extension du genou. Lorsque la jambe monte vers le haut, nous parlons alors d'extension du genou. Dans le cas contraire, c'est-à-dire lorsque la jambe descend en arrière nous parlons de flexion du genou (Calais-Germain 1991; Kapandji 1999).

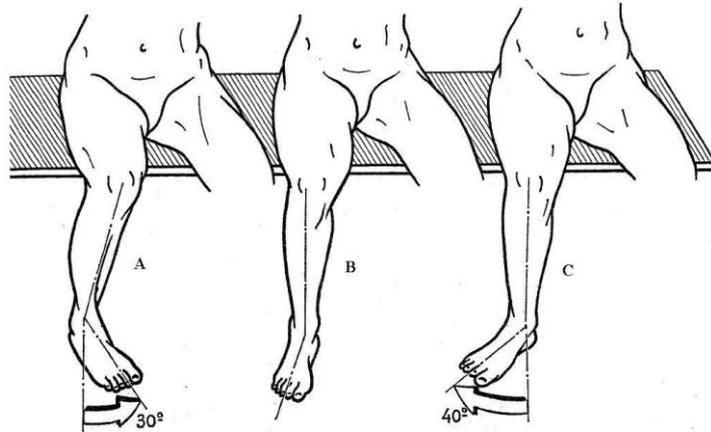


Figure 1.2 : Rotation axiale du genou. Le cas A représente la rotation interne qui porte la pointe du pied en dedans. Le cas B représente la position de référence, la pointe du pied est légèrement en dehors. Le cas C représente la rotation externe qui porte la pointe du pied en dehors. D'après Kapanji (Calais-Germain 1991; Kapandji 1999).

Il est à noter que parmi les deux ligaments croisés, l'antérieur est le plus faible. Il prévient de l'hyperextension quand le genou est en extension complète. Le ligament croisé postérieur, tendu pendant la flexion du genou, s'oppose au déplacement antérieur excessif du fémur sur le tibia ou au déplacement postérieur excessif du tibia sur le fémur.

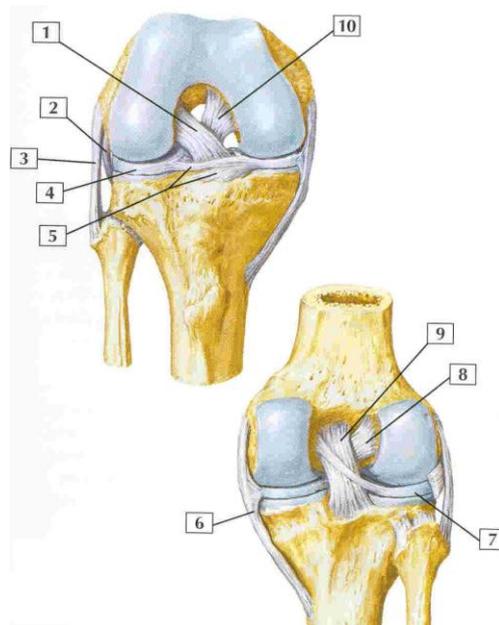


Figure 1.3 : Articulation du genou droit fléchie, vue antérieure. 1/ ligament croisé antérieur ; 2/ Tendon poplité; 3/ Ligament collatéral fibulaire ; 4/ Ménisque latéral ; 5/ Ligament transverse du genou ; 10/ Ligament croisé postérieur. Articulation du genou droit, vue postérieure. 6/ Ligament collatéral tibial ; 7/ Ménisque latéral ; 8/Ligament croisé antérieur ; 9/ Ligament croisé postérieur.

I.2 La cheville

L'articulation de la cheville (talo-crurale) est une articulation synoviale uni-axiale de ginglyme entre le tibia, la fibula et la trochée du talus. Cette articulation permet la flexion dorsale et la flexion plantaire (extension) du pied. Sa capsule fibreuse mince est renforcée par le ligament médial (deltoïde), qui présente quatre parties, et le ligament collatéral, qui en présente trois. Cette articulation peut aussi permettre l'inversion et l'éversion du pied grâce aux articulations du tarse et talo-calcaneo-naviculaire. Les schémas ci-dessous présentent les différents mouvements de l'articulation de la cheville et du pied.

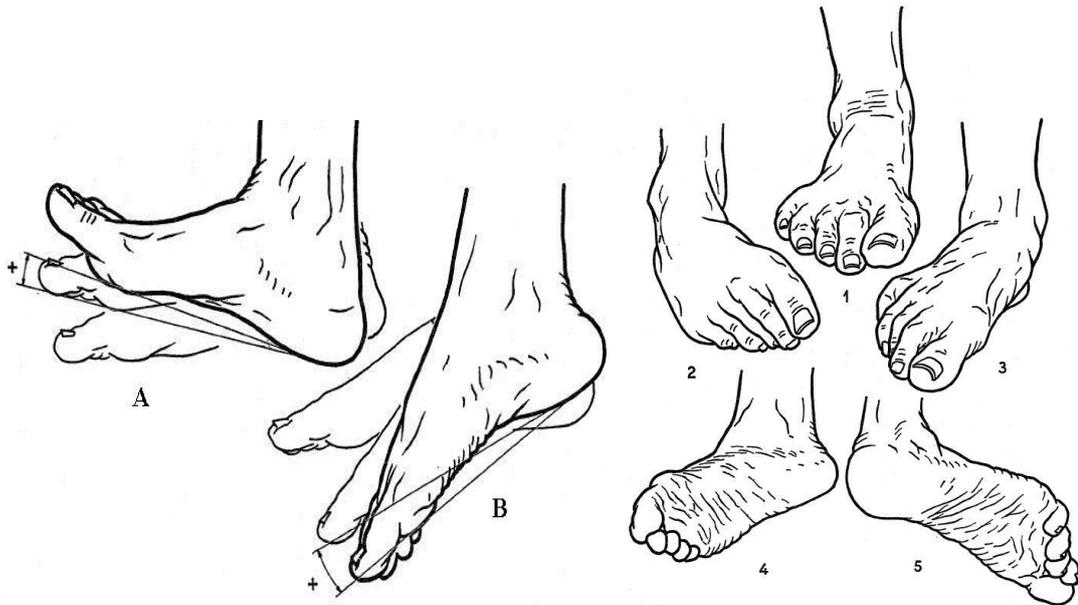


Figure 1.4 : Figure de gauche : mouvement de flexion - extension de cheville. Figure de droite représente les mouvements d'adduction (cas 2), d'abduction (cas 3), de supination (cas 4) et de pronation (cas 5). Le cas 1 représente la position de référence. D'après Kapandji (Calais-Germain 1991; Kapandji 1999).

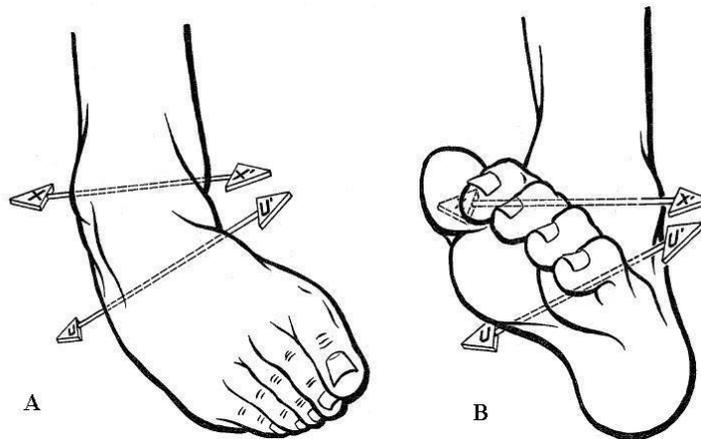


Figure 1.5 : Le cas A représente l'inversion qui porte le pied en extension et oriente la plane du pied en dedans. Le cas B représente l'éversion qui fléchit le pied sur la jambe et fait regarder sa plante en dedans. XX' est l'axe tibio-tarsienne et UU' est l'axe de Henke. D'après Kapanji (Calais-Germain 1991; Kapandji 1999).

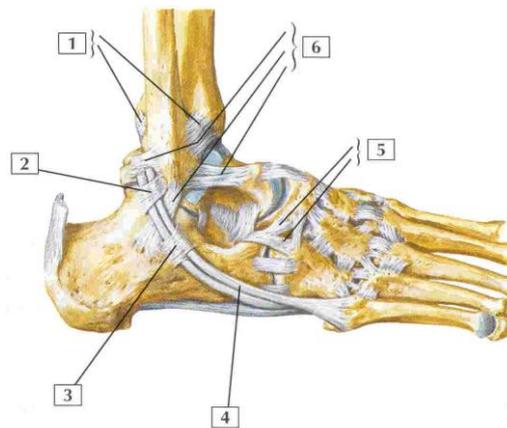


Figure 1.6 : Articulation de la cheville vue latérale. 1/ ligaments tibio-fibulaire antérieur et postérieur ; 2/ Rétinaculum fibulaire (péronier) supérieur ; 3/ Rétinaculum fibulaire (péronier) inférieur ; 4/ Tendon du court fibulaire (péronier) ; 5/ Ligament bifurqué (ligament calcanéonaviculaire, ligament calcanéocuboïdien) ; 6/ Eléments du ligament latéral (collatéral) de la cheville.

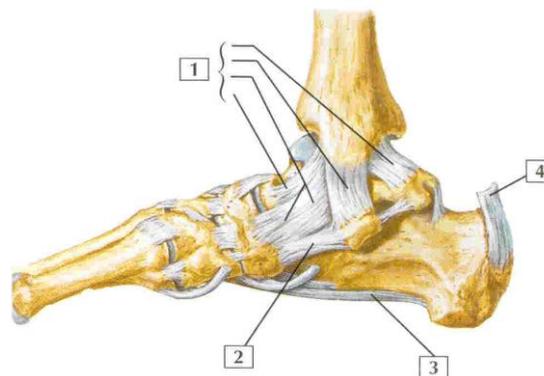


Figure 1.7 : Articulation de la cheville vue médiale. 1/ Ligament médial (deltôïde) de la cheville ; 2/ ligament calcanéonaviculaire plantaire (à ressort) ; 3/ Ligament plantaire long ; 4/ tendon calcanéen (d'Achille)

II. La structure musculaire du membre inférieur

Les muscles jouent trois grands rôles pendant la marche. Ils freinent les segments corporels emportés par leur énergie cinétique, ils amortissent les chocs et les vibrations et enfin, ils accélèrent les segments dans une assez faible mesure. Les muscles peuvent être soit monoarticulaires c'est-à-dire qu'ils n'agissent que sur une seule articulation ou bien, biarticulaires, c'est-à-dire qu'ils agissent sur deux articulations comme par exemple le droit antérieur qui croise la hanche et le genou, étant alors à la fois fléchisseur de hanche et extenseur de genou.

De plus, il est important de connaître la notion de muscle agoniste et antagoniste. Le premier terme décrit les muscles engendrant le mouvement tandis que le second décrit les muscles opposés au mouvement. Par exemple, dans la flexion de hanche, le muscle psoas-iliaque est fléchisseur de hanche et il est donc agoniste par contre, le grand fessier, extenseur de hanche, est antagoniste. Quand les muscles effectuent ensemble la même action, ils sont dits synergiques. Au niveau de

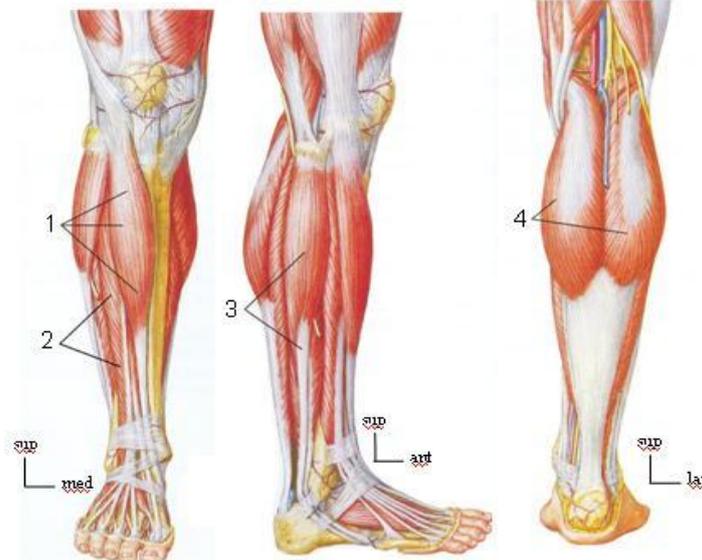
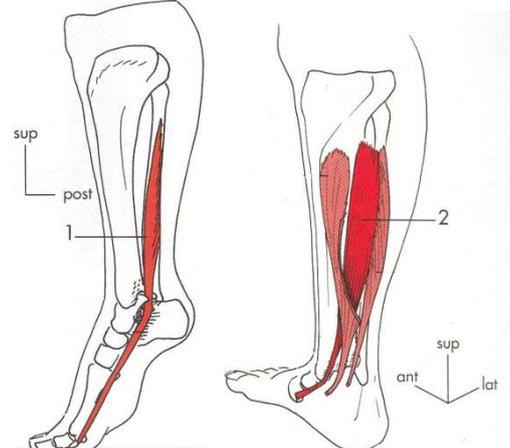
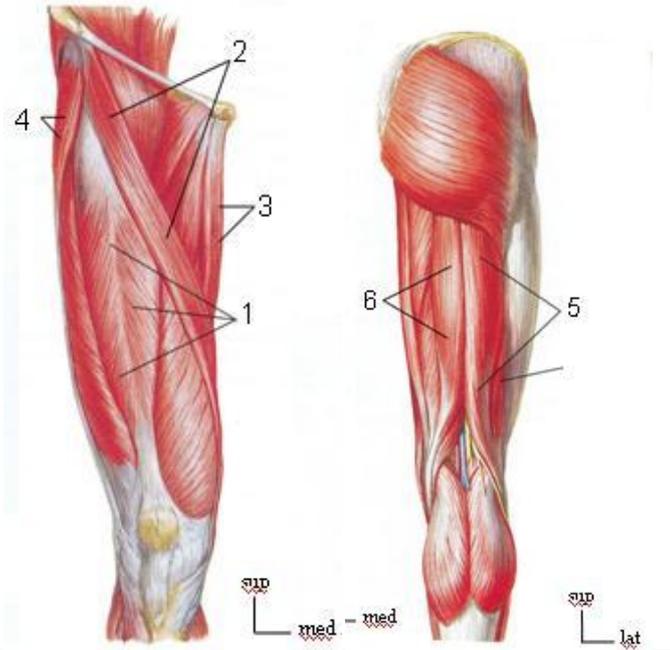
l'articulation de la cheville, trois muscles travaillent en synergie pour permettre la flexion dorsale : le jambier antérieur, l'extenseur propre du 1^{er} orteil et l'extenseur commun des orteils. Des muscles antagonistes peuvent également travailler en synergie pour fixer ou stabiliser un segment.

Un muscle a aussi plusieurs types de contractions. Quand un muscle se contracte, il tend à rapprocher ses points d'insertion. Tout ce qui va s'opposer à ce rapprochement est appelé force résistante (la pesanteur, le poids d'un objet porté, la tension des muscles opposés au mouvement effectué c'est-à-dire antagonistes). Quand la force musculaire est suffisante pour vaincre la force résistante, il y a rapprochement des insertions musculaires et la contraction est alors dite concentrique. Quand un mouvement est freiné par des muscles opposés à ce mouvement, leur contraction est appelée contraction excentrique et il y a alors éloignement des insertions musculaires. Enfin, lorsqu'il n'existe ni rapprochement ni éloignement des insertions musculaires, la contraction musculaire est dite isométrique.

Les muscles du membre inférieur sont variés et nombreux. En effet, Brand en dénombre 47 dans son étude des membres inférieurs (Brand 1989). Ce nombre varie selon les études, en fonction de la taille des différents faisceaux pris en compte (insertions larges ou pas) et des hypothèses faites à ce niveau.

Dans notre étude, nous avons retenu uniquement les muscles ayant un rôle important pendant la marche. Ces derniers sont présentés dans le tableau ci-dessous.

Table 1.1 : Muscles croisant l'articulation de la cheville et du genou sélectionnés pour notre étude.

Nom (Action)	Muscles
<p>1 = Tibialis anterior (Flexion dorsale Cheville)</p> <p>2 = Extensor Digitorum (Flexion dorsale Cheville)</p> <p>3 = Peroneus longus (Pronation, Flexion plantaire et Abduction Cheville)</p> <p>4=Triceps surae Gastrocnemius (Flexion plantaire Cheville Flexion, Rotation interne Genou)</p>	
<p>1 = Tibialis posterior (Supination, Adduction et Flexion plantaire Cheville)</p> <p>2 = Flexor hallucis longus (Flexion plantaire Cheville)</p>	
<p>1 = Quadriceps femoris Rectus femoris (Extension Genou)</p> <p>2 = Sartorius (Flexion, Rotation médiale Genou)</p> <p>3 = Gracilis (Flexion, Rotation médiale Genou)</p> <p>4 = Tensor fasciae latae (Abduction, Rotation latérale Genou)</p> <p>5 = Biceps Femoris (Flexion Genou)</p> <p>6 = Semitendinosus (Flexion Genou)</p>	

III. Les modèles rhéologiques

Les connaissances anatomiques nécessaires sur la structure étudiée (e.g le membre inférieur) et la complexité de la structure musculaire que nous souhaitons modéliser par la suite ayant été exposées, le chapitre suivant s'intéresse à la modélisation du membre inférieur dont le but est la mise en place d'un modèle permettant de traduire au mieux la réalité pour pouvoir lui appliquer les outils, les techniques et les théories mathématiques souhaitées.

La relation la plus importante pour la modélisation musculaire a été établie en 1938 par A.V. Hill :

$$(P+a)(v+b) = \text{constante}$$

Cette relation entre la force P exercée par un muscle et la vitesse constante v , a été utilisée pendant plusieurs décennies. Deux raisons sont la cause de cette notoriété. La première raison est que les résultats sont tirés d'expériences sans danger qui peuvent être reproduites dans les laboratoires. La seconde raison est due au fait que Hill, pour expliquer ceci en termes de mécanismes physiques sous jacents, a intégré une composante thermodynamique dans cette relation. Ainsi, cette relation n'est pas purement mécanique.

Le résultat de cette équation est mathématiquement simple, incluant seulement deux paramètres constants, a et b . Comme c'est souvent le cas avec de nombreuses découvertes scientifiques, le passage à la variable temporelle a révélé plusieurs limites possibles.

La limite la plus importante est que la formule s'applique seulement aux conditions expérimentales sous lesquelles elle a été obtenue. Il faut donc que le muscle, en état d'activité maximale sous conditions isométriques, soit soudainement soumis à un relâchement isotonique correspondant à une force plus faible. Si une force plus forte que la force isométrique initiale est appliquée, alors la formule ne peut pas prendre en compte cette variation. Plus important encore, dans des situations plus réalistes, à savoir sous des changements simultanés d'activation nerveuse, de longueur et de vitesse, la formule ne peut pas être appliquée directement. En effet, plusieurs phénomènes physiques sous jacents sont concernés. Les découvertes sur les structures microscopiques des muscles et l'émergence du modèle de Huxley en 1957, ont révélé une mécanique des contractions beaucoup plus complexe que celle que Hill avait anticipé.

A l'heure actuelle, les recherches portent sur la complexité des phénomènes mis en jeu par le système musculaire. Ces phénomènes sont le résultat d'un jeu complexe entre les événements chimiques, électriques et mécaniques intervenant à des niveaux très variés : macroscopique, cellulaire, moléculaire.

Une formule simple englobant toutes les situations possibles peut sans doute être abandonnée en faveur de modèles plus complexes basés sur la construction de plusieurs « blocs » qui prennent en compte seulement les aspects pertinents pour des applications bien particulières. Chaque chercheur devra donc développer un modèle selon son domaine d'application et les questions auxquelles il souhaite répondre avec précision.

Dans un premier temps, nous allons traiter de façon simple l'évolution des modèles rhéologique au cours du temps. Puis, nous nous intéresserons aux phénomènes mécaniques de la contraction

musculaire, c'est à dire aux protocoles expérimentaux existants, aux modèles rhéologiques de Hill et Huxley et enfin aux propriétés des éléments contractiles et passifs. Ceci nous permettra d'avoir une idée bien précise sur le problème que nous cherchons à modéliser et sur les outils que nous avons à notre disposition.

III.1 Evolution des modèles rhéologiques

Un tel modèle doit être composé d'un nombre restreint d'éléments, assemblés de manière à simuler les propriétés d'un système biologique plus complexe mais ne correspondant pas nécessairement à des structures anatomiques précises. Ces structures, appelés composantes du muscle, se caractérisent par leurs propriétés mécaniques.

Nous allons présenter les modèles les plus connus et utilisés, à savoir celui de Hill et celui de Huxley.

III.1.1 Le modèle macroscopique de Hill

Les premiers modèles assimilent le muscle activé à un simple ressort (Weber en 1846), rendant compte de l'effet de la longueur sur la force, ou à un ressort associé en parallèle à un élément visqueux traduisant l'influence de la vitesse sur la force produite (Hill en 1922). Levin et Wyman proposent de complexifier le modèle en ajoutant une composante élastique pure en série avec une composante élastique amortie afin de modéliser le complexe muscle - tendon. L'amortissement explique l'influence de la vitesse sur la force développée.

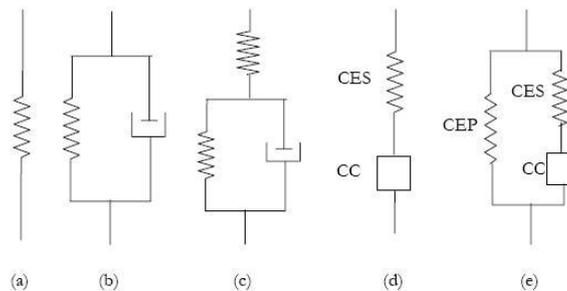


Figure 1.8: Evolution des différents modèles du muscle au cours de l'histoire. (a) Weber, 1846, (b) Hill, 1922, (c) Levin et Wyman, 1927, (d) Hill, 1938, (e) Hill, 1951.

Les modèles présentés ci-dessus négligent en majorité certains éléments physiologiques du muscle tels que l'activité des motoneurones. Parmi ces modèles, seul le modèle mécanique de Hill peut être considéré dans un premier temps comme le plus complet.

A travers ses travaux sur la contraction musculaire, Hill franchit en 1938 une étape très importante dans la modélisation du muscle. En effet, son modèle à trois composantes sert encore de base pour l'interprétation de nombreuses expériences sur le muscle isolé ou sur le muscle *in situ*.

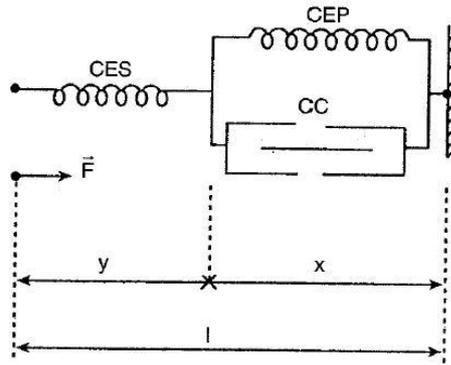


Figure1.9: Représentation du modèle rhéologique à trois composants. La composante contractile (CC) est en série avec une composante élastique (CES) et en parallèle avec une autre composante élastique (CEP). Dans certaines représentations, la CEP est en parallèle tant avec la CC qu'avec la CES. La longueur du muscle (l) est égale à la somme des longueurs de la CC (x) et de la CES (y). Au cours de la contraction en raccourcissement, x diminue et y augmente. Le raccourcissement est affecté d'un signe positif. F est la force développée par le muscle.

Ce modèle est composé :

- D'une composante contractile (CC) dont la vitesse de raccourcissement ne dépend que de la force développée par le muscle.
- D'une composante élastique en série (CES) c'est-à-dire d'un ressort non amorti.
- D'une composante élastique parallèle (CEP) qui modélise la tension de repos au niveau du muscle non stimulé.

Il ne faut pas confondre dans ce type de modèle mécanique, la CES et la CEP qui diffèrent par leur disposition par rapport à la composante contractile, par leur localisation dans le muscle et enfin par leurs propriétés mécaniques et plus particulièrement leur compliance.

Ce modèle présente l'avantage de rendre compte de la physiologie la plus exacte du comportement musculaire en fonction de l'activité des motoneurones à travers la CC. Ce modèle a été amélioré par Zajac (Zajac 1989).

III.1.2 Le modèle « biophysique » de Huxley

La modélisation musculaire prend un nouveau tournant dans les années 60, avec la théorie de A.F Huxley. Cette dernière se base sur la théorie des filaments glissants. En effet, comme nous l'avons vu dans le chapitre 1 sur la description de la structure des muscles, des « ponts » sont disposés en spirale autour des filaments épais (de myosine). Lors de la contraction, ces ponts s'attachent aux filaments d'actine entourant le filament de myosine, et s'en détachent à intervalles réguliers, entraînant le glissement des filaments (cf. la progression d'un mille-pattes) et donc le raccourcissement du sarcomère.

Suite à leurs travaux menés en 1971 sur les perturbations rapides de longueur appliquées sur fibre isolée téтанisée, Huxley et Simmons mettent en place un nouveau modèle qui prend en compte le devenir d'un pont d'union déjà attaché subissant une variation de longueur de faible amplitude. La tête de myosine S1 peut s'associer au filament fin d'actine sous un nombre limité d'états d'énergie potentielle : l'élément élastique S2 du pont d'union permet le passage d'un état stable à l'autre sans déplacement relatif des filaments. Ce modèle ne prend pas en compte les données du modèle de 1957 (attachement, détachement, glissement à vitesse constante).

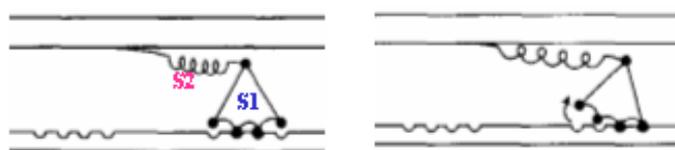


Figure 1.10: Représentation schématique des ponts d'union en position moyenne du pont durant une contraction téтанique isométrique. S1 représente la tête de la molécule de myosine ; S2 représente l'élément élastique de liaison mis en place par Huxley et Simmons en 1971.

A partir de toutes ces évolutions des modèles, on remarque que la structure du modèle à trois composantes (le plus populaire) est conservée mais que seule la définition opérationnelle des trois composantes est retenue. Ceci amène à la proposition d'un modèle plus complexe :

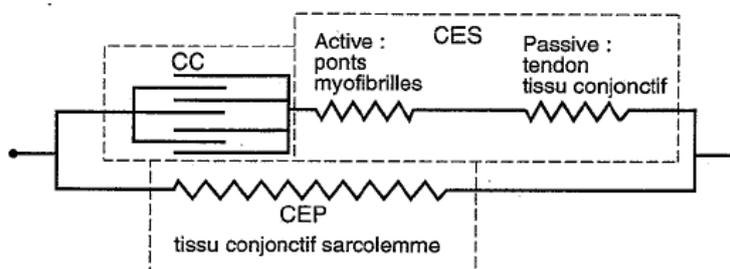


Figure 1.11 : Modèle plus complexe à trois composantes.

Ce modèle se compose de :

La composante contractile (CC), qui représente le processus de génération de la force correspondant anatomiquement aux ponts actine-myosine.

La composante élastique série (CES), qui est fractionnée. La partie passive réside principalement dans les structures tendineuses, la partie active est localisée au niveau des ponts actine-myosine.

La composante élastique parallèle (CEP), qui correspond au tissu conjonctif et au sarcolemme.

Nous allons maintenant décrire les propriétés mécaniques des deux principales composantes du modèle à trois composantes à savoir la composante contractile et la composante élastique série, la troisième (CEP) étant la plupart du temps négligée. Avant cela, nous allons présenter les mesures in vitro spécifiques à partir desquelles sont mises en place les propriétés mécaniques des muscles utilisées dans les modèles physiologiques.

III.2 Propriétés mécaniques de la composante contractile et de la composante élastique série du modèle rhéologique

III.2.1 Les mesures expérimentales

Les propriétés mécaniques du muscle ont été établies par Hill à partir d'expériences biologiques sur les muscles squelettiques « in vitro et in vivo ».

Les mesures in vivo : mesure indirecte

On ne présentera pas en détail les mesures indirectes ici, mais les grandes techniques seront seulement rappelées.

La première méthode repose sur l'isocinétisme et les appareils (type CONTREX) permettant ce type d'évaluation globale de la force musculaire et le renforcement de différents groupes musculaires. Le principe de fonctionnement repose sur une vitesse de mouvement fixe et un asservissement de la résistance.

La deuxième méthode repose sur l'électromyographie qui consiste en l'enregistrement de l'activité électrique des muscles lorsqu'ils sont excités. Des relations ont pu être établies entre l'EMG globale et la force musculaire dans des conditions particulières : niveau d'excitation constant et conditions isométriques. Ces relations sont utilisables pour l'analyse de la posture ou dans le cadre d'activité où les variations de longueur sont limitées....

Les mesures in vitro : mesure directe

La mesure de la force développée par le muscle ou la fibre musculaire se fait directement mais sous des conditions particulières : isométriques, isotoniques ...

Le protocole expérimental consiste à placer une fibre musculaire ou un muscle entier dans une cuve contenant une solution ionique spécifique et convenablement oxygénée afin de permettre sa survie. Le muscle est ensuite stimulé par l'application de chocs électriques délivrés par une électrode de stimulation, soit sur le nerf moteur soit sur le muscle lui-même.

La condition isométrique consiste à maintenir la longueur du muscle constante en fixant ses deux extrémités. Le développement de la tension engendrée par l'excitation électrique est ensuite mesuré grâce à un dynamomètre.

La condition isotonique consiste à maintenir une force constante grâce à une charge appliquée. Les variations de longueur provoquées par l'excitation ou la variation de charge, sont ensuite mesurées.

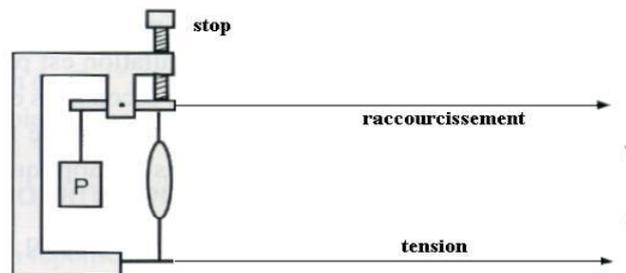


Figure 1.12: Protocole expérimental pour les mesures isotoniques.

Lorsqu'une fibre musculaire est stimulée par un choc électrique, il s'ensuit un phénomène électrique (dépoliarisation de la membrane de la fibre) et un phénomène mécanique : la secousse musculaire (brève contraction suivie d'une relaxation). La réponse de la fibre est de type « tout ou rien » (réponse maximale dès que l'intensité de la stimulation est suffisante). Si le muscle entier est stimulé, la secousse a une allure caractéristique :

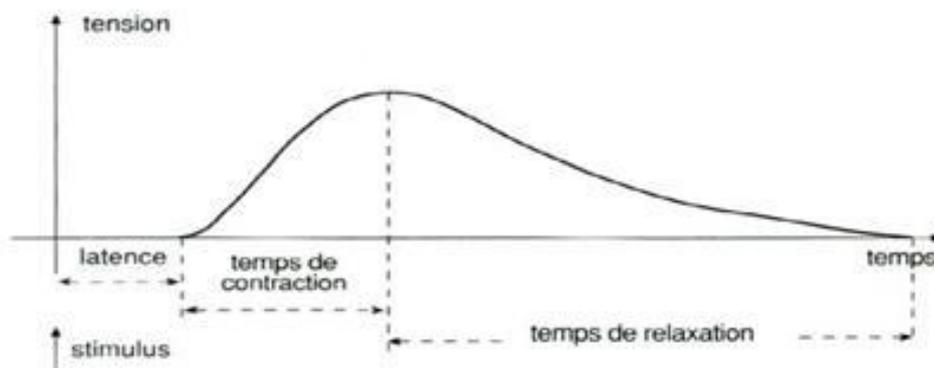


Figure 1.13: Relation tension-temps.

La réponse mécanique d'un muscle isolé, soumis à des stimulations d'intensité maximale, dépend de leur nombre et de leur fréquence. Si le temps entre deux potentiels d'action est très court, la nouvelle secousse apparaît avant la fin de la précédente: il y a sommation des réponses mécaniques. Si la fréquence de stimulation est suffisante, la réponse mécanique présente un plateau ondulant:

contraction tétanique. Le plateau est d'autant plus régulier et élevé que la fréquence est plus rapide, jusqu'à une limite: le tétanos parfait.

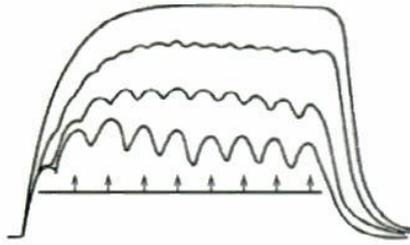


Figure 1.14 : Réponse mécanique d'un muscle isolé soumis à des stimulations d'intensité maximale. Le plateau ondulant correspond à une réponse mécanique due à une fréquence de stimulation suffisante. Lorsque le plateau est régulier et élevé cela correspond à une réponse mécanique due à une fréquence plus rapide.

III.2.2 La composante contractile.

Cette composante, qui se localise au niveau du sarcomère, est le siège de la conversion de l'énergie chimique en énergie mécanique.

Pour une même condition d'excitation, la force contractile développée dépend de la longueur et de la vitesse auxquelles s'effectue la contraction. Deux relations caractéristiques rendent compte de ces propriétés particulières : l'une établie dans des conditions isométriques, la relation force-longueur, l'autre établie dans des conditions isotoniques, la relation force-vitesse.

La relation force-longueur (F-L)

Sur un muscle entier, la force mesurée est la somme d'une force active générée par les éléments contractiles et d'une force passive due à l'étirement de la composante élastique parallèle. Pour obtenir la relation F-L de la composante contractile, il faut donc déduire de la force mesurée la contribution de la composante élastique parallèle CEP.

Muscle passif

La relation force-longueur passive du muscle isolé s'obtient en plaçant le muscle inactif à différentes longueurs et en mesurant pour chacune d'elles la force développée. Dans cette situation, la CES n'offre aucune résistance à l'étirement puisque la force dans la CC est nulle. Aux alentours de la longueur de référence L_0 , la force passive dans la CEP est nulle également.

Dans la plupart des cas, on observe une relation exponentielle entre la force passive et le degré d'étirement, correspondant à une évolution linéaire de la raideur. Il est important de préciser que la tension de repos ne dépend pas uniquement de l'amplitude de l'étirement mais aussi de la vitesse d'application de la déformation : phénomène d'hystérésis présent sur la courbe force longueur passive.

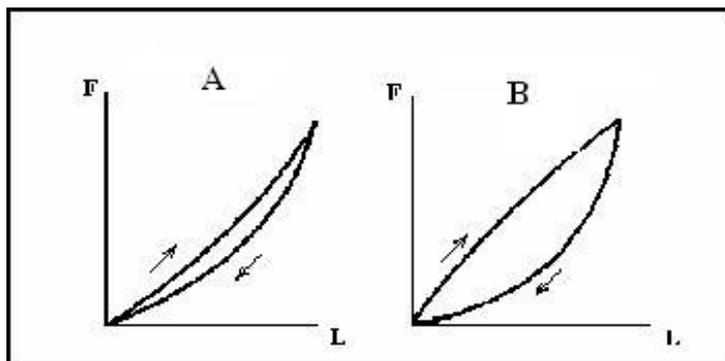


Figure 1.15 : Diagramme force-longueur, indiquant les phénomènes d’hystérésis. Le graphique A représente les phénomènes d’étirements lents, le graphique B les étirements rapides. Les flèches indiquent le sens d’application de la perturbation.

Muscle actif

La relation F-L sur un muscle actif s’obtient sur muscle isolé et tétanisé, en mesurant la force isométrique maximale développée à chaque longueur. Cette relation a été décrite en 1893 par Blix. A partir d’un certain degré d’étirement, il faut admettre l’apparition d’une tension passive qui croît ensuite exponentiellement avec la longueur jusqu’à une limite au-delà de laquelle survient le déchirement des structures : il s’agit de la participation de la composante élastique parallèle (CEP), localisée au niveau du sarcolemme et du tissu conjonctif. La contribution mécanique de cette composante est nulle aux longueurs voisines et inférieures à la longueur de repos. Ceci explique la grande variabilité de la courbe force – longueur globale (figure 1.9). La quantité et la distribution du tissu conjonctif influencent notamment la longueur à partir de laquelle la tension de repos commence à se développer.

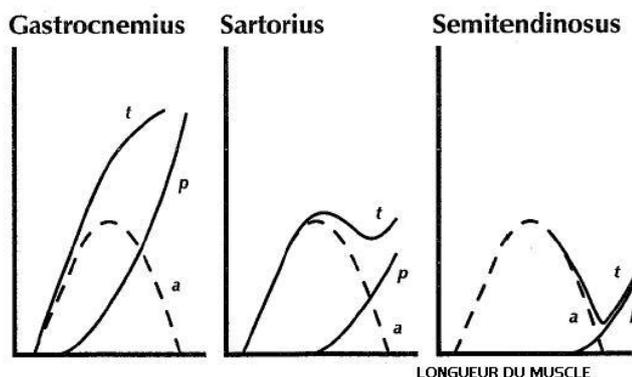


Figure 1.16: Relation force-longueur pour trois muscles de la grenouille où (t) est la force totale, (p) est la force passive et (a) la force active (Theoretical Models of skeletal muscle, Epstein et Herzog).

Si l’on déduit de cette courbe expérimentale globale la contribution de la CEP, on obtient la relation F-L caractéristique de la composante contractile. Celle-ci a une forme parabolique, présentant un maximum P_0 au voisinage de la longueur de référence L_0 .

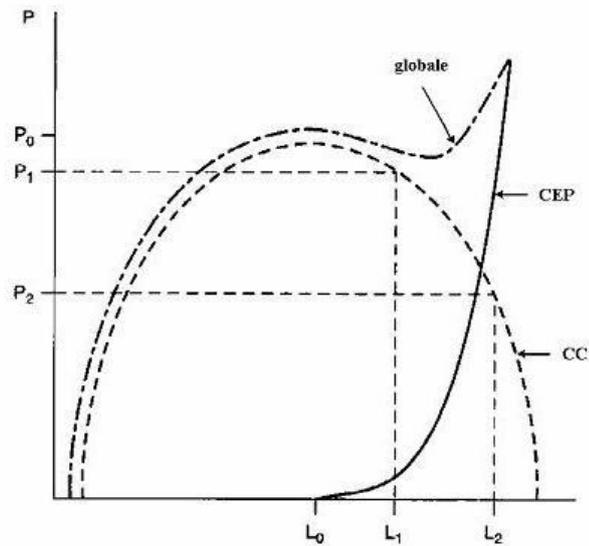


Figure 1.17 : Relation force longueur isométrique. Le muscle est placé à différentes longueurs pour chaque mesure de force. La relation globale est le résultat de la contribution de la CEP et de la CC. Pour obtenir la relation force-longueur caractéristique de la composante CC, on soustrait la contribution de la CEP à la courbe globale. La relation de la courbe CC est de type parabolique.

La relation force-longueur isométrique peut s'expliquer à travers la théorie établie par Gordon et al (1966) grâce à leurs résultats obtenus sur des fibres isolées du muscle *semitendinosus* de grenouille. Cette théorie démontre que la force développée est fonction du degré de recouvrement des filaments d'actine et de myosine.

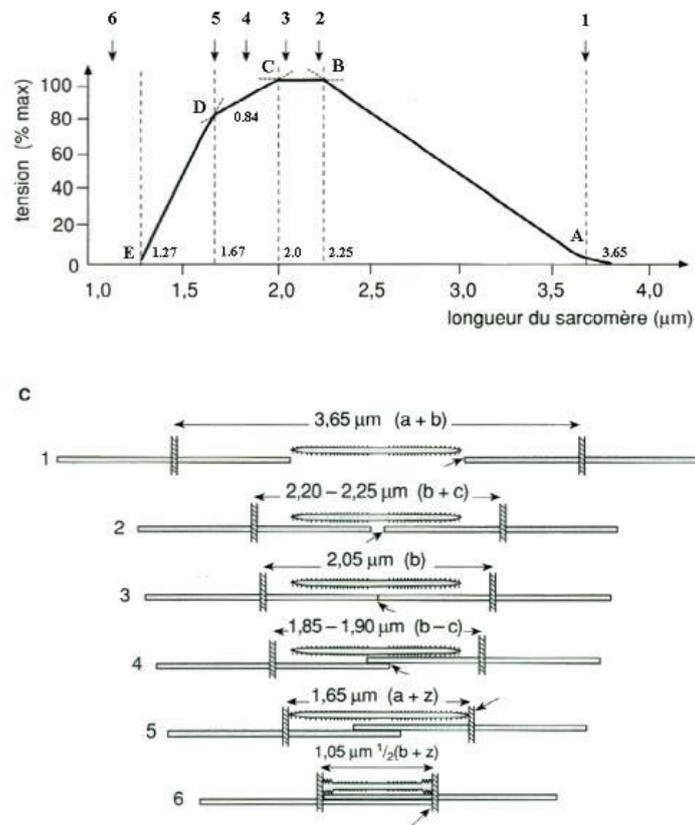


Figure 1.18 : Relation force-longueur en terme de filaments glissants d'après Gordon et al, 1966. La première courbe représente les tensions développées pour différentes longueurs de sarcomères pendant les contractions téaniques isométriques de fibres isolées à 0°C. En dessous sont illustrées les différentes dispositions des filaments au sein du sarcomère et observé au microscope.

On observe sur la courbe, entre les points A et B, c'est à dire entre 3.6 et 2.3 µm, une augmentation linéaire de la tension développée. On en déduit que la force développée est proportionnelle au degré de recouvrement et donc au nombre de ponts capables de se former. Entre les points B et C, la courbe stagne et donc le nombre de ponts n'augmente pas. La courbe chute à partir du point C. Cette chute du nombre de ponts formés s'explique par des causes morphologiques car comme le montrent les schémas des filaments glissants : à partir de 2 µm, les filaments fins ne peuvent que se chevaucher provoquant une interaction entre eux. A partir de 1.65 µm, les filaments viennent buter contre les lignes Z, d'où la compression de ces derniers qui accélère la chute de la force. On note une bonne corrélation entre les points spécifiques A, B, C, D de la courbe et les observations microscopiques faites sur les filaments.

III.2.3 La relation force-vitesse isotonique (F-V)

La vitesse à laquelle un muscle se raccourcit dépend de la force qui lui est opposée. Pour obtenir cette relation, le muscle est téτανisé en conditions isométriques, puis on lui permet de se raccourcir contre une charge constante. Ainsi, la CES ne subit pas de variation de tension, et ne participe donc pas aux changements de longueur.

Pour exprimer la composante contractile, il suffit alors de s'affranchir de la CEP en plaçant le muscle à une longueur égale ou inférieure à L_0 .

La vitesse maximale de raccourcissement d'un muscle est appréciée par la relation force-vitesse. Le but pour évaluer cette relation est d'associer les différentes valeurs de (P) aux vitesses (V) mesurées à l'état d'équilibre. Les couples (P, V) suivent une fonction hyperbolique appelée relation de A.V Hill (1938). Ceci traduit le fait qu'une augmentation de vitesse de raccourcissement entraîne une diminution de la production de force. Cette perte de charge s'interprète en terme de viscosité « analogue » dont l'origine réside dans les réactions biochimiques qui contrôlent la vitesse de libération d'énergie chimique. En contraction isotonique, le muscle développe plus d'énergie qu'en contraction isométrique. Pour Hill, la vitesse de mobilisation de cette énergie est limitée.

La relation force-vitesse joue un rôle important dans l'exécution du mouvement. Elle limite, dans le cas d'efforts maximaux, la vitesse maximale à laquelle un poids peut être déplacé.

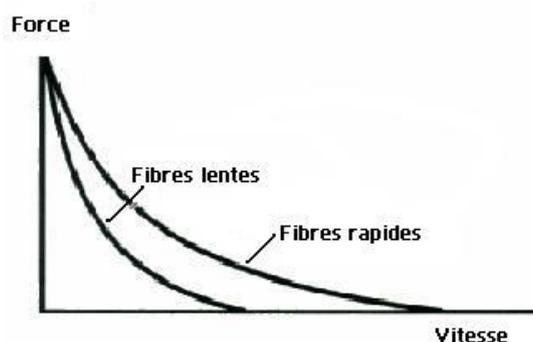


Figure 1.19 : Hyperbole représentant la relation force-vitesse pour les types de fibres lentes et rapides.

Le premier travail sur la relation force vitesse à l'étirement a été réalisé par Katz en 1939. Il démontre que le muscle téτανisé et étiré développe une force très supérieure à sa force maximale isométrique.

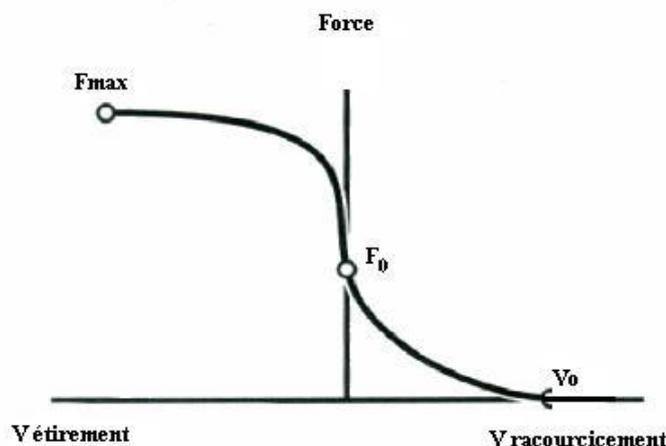


Figure 1.20 : Relation force vitesse à l'étirement (d'après Herzog).

La relation force – vitesse est sensible à de nombreux paramètres qui rendent cette relation difficile à établir. Nous citerons les paramètres les plus importants tels que l'influence de la température, l'influence de la longueur des sarcomères, l'influence du type de fibres, l'influence de l'architecture du muscle, l'influence de l'angle de pennation, l'influence de l'âge et de la fatigue.

III.2.4 La composante élastique série

Afin de caractériser cette composante, on utilise le principe de la « détente rapide » ou quick release. Le muscle préalablement maintenu en contraction isométrique est brusquement relâché. Nous précisons que cette longueur est proche de L_0 afin d'éviter la participation de la CEP. Les variations observées juste après l'application de la perturbation ne sont dues qu'à la CES qui est légèrement amortie et qui ne demande qu'à se détendre alors que la CC toujours activée, présente une grande résistance à l'étirement.

La CES peut être déterminée sur le muscle inactivé et sur le muscle en contraction. On associe, comme on le ferait pour un ressort quelconque, une variation de longueur à une variation de tension provoquée expérimentale. La pente de la relation, c'est à dire le rapport de ces deux grandeurs, représente la compliance du muscle et son inverse, la raideur. La relation tension – extension est une caractéristique de la composante élastique série.

Le muscle au repos

Le muscle au repos exerce une légère tension élastique même après une dénervation. Celle-ci se manifeste par un raccourcissement de 10 à 20 % lors de la section des tendons, le muscle atteignant alors sa longueur d'équilibre. A cette longueur et aux longueurs inférieures, les muscles n'exercent aucune tension appréciable. Une force très faible suffit pour les allonger, ils restent à la longueur où ils ont été amenés lorsque la force externe cesse d'être appliquée.

D'un point de vue mécanique, il s'agit d'un comportement plastique lié à la structure du sarcomère. En effet, le comportement plastique est celui d'un corps solide qui, après action d'une charge, présente une déformation permanente sans se rompre. On admet que ces déformations permanentes se produisent au-delà d'un seuil de contrainte appelé seuil de plasticité ou limite d'élasticité. Le comportement plastique est un comportement indépendant du temps, mais il dépend de l'histoire mécanique du matériau. Contrairement au comportement élastique, il n'y a donc plus de relation entre contrainte et déformation.

Par contre, à partir des environs de la longueur de repos, le muscle inactivé est le siège d'une tension permanente. Plus la force appliquée est importante, plus l'extension l'est. La relation tension–extension n'est pas linéaire. Le muscle au repos se comporte comme un élément élastique mais non parfait, en effet lorsque la force augmente, la compliance diminue puis garde une valeur stable.

La tension de repos du muscle dépend d'une part de la longueur mais également de la vitesse du changement de cette dernière, (comportement viscoélastique) ainsi que de l'histoire antérieure du muscle (hystérésis élastique). Le comportement dynamique du muscle met en évidence ces propriétés (évolution de la longueur du muscle en fonction du temps).

Le muscle au repos peut être modélisé par une composante élastique, en parallèle avec une composante contractile (visqueuse), ces deux éléments étant en série avec une composante élastique.

Le muscle en contraction

Le muscle en contraction comporte une composante élastique faiblement amortie, en série avec une composante contractile. Ceci est basé sur le résultat d'expériences de détente élastique. La relation tension – extension, comme la relation contrainte - déformation n'est pas linéaire. Sa courbure varie selon le muscle considéré. La relation présente une allure analogue à celle obtenue pour le muscle inactivé, mais avec une compliance nettement plus faible dans le cas du muscle en contraction. Il résulte de cette non linéarité que la relation entre la compliance et la force est elle aussi non linéaire.

Il est important de noter que les propriétés non élastiques du muscle en contraction ne siègent pas dans les mêmes structures que celles du muscle au repos : elles sont localisées dans le tendon et aponévrose pour la partie passive, et dans les ponts d'actine-myosine pour la partie active. Pour évaluer ces propriétés sur le muscle entier, il est donc important de prendre en compte les propriétés intrinsèques du tendon et la portion de celui-ci dans la longueur totale du muscle, qui varie sensiblement d'un muscle à l'autre.

Les propriétés élastiques du muscle en contraction sont celles de la composante élastique série (CES), telle qu'elle est considérée dans le modèle de Hill. La raideur de la CES ainsi mesurée correspond : à celle des tendons et aponévroses (partie passive) et à celle des ponts actine-myosine (partie active).

Partie passive : La raideur du tendon

Les courbes « tension - étirement » ou « contrainte - déformation » ont une allure exponentielle indiquant une croissance de la raideur avec la force. La raideur du tendon est non linéaire, peu élevée pour de faibles étirements, c'est à dire inférieurs à 3%, elle augmente rapidement. Le phénomène d'hystérésis caractérise les propriétés visco-élastiques du tendon. La rupture a lieu pour des élongations de l'ordre de 10%. L'étirement des tendons permet de stocker de l'énergie potentielle qui sera restituée sous forme de travail mécanique lors du déchargement.

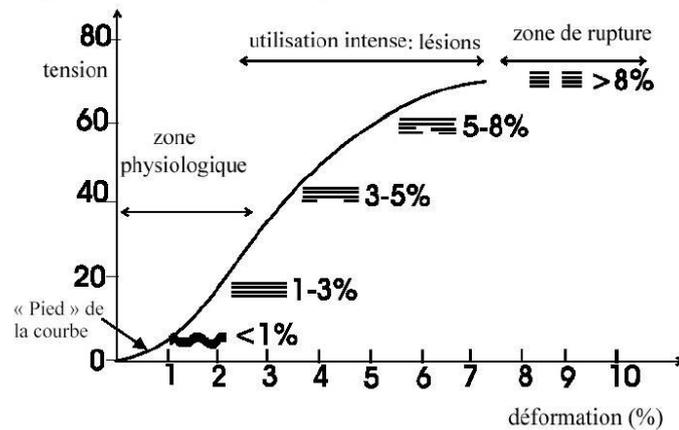


Figure 1.21 : Courbe tension-déformation du tendon depuis la zone « ondulée » jusqu'à la rupture totale.

Partie active : La raideur des ponts d'actine-myosine

La méthode de la détente rapide appliquée sur fibre isolée téτανisée permet de caractériser la raideur des ponts actine-myosine correspondant à la raideur active.

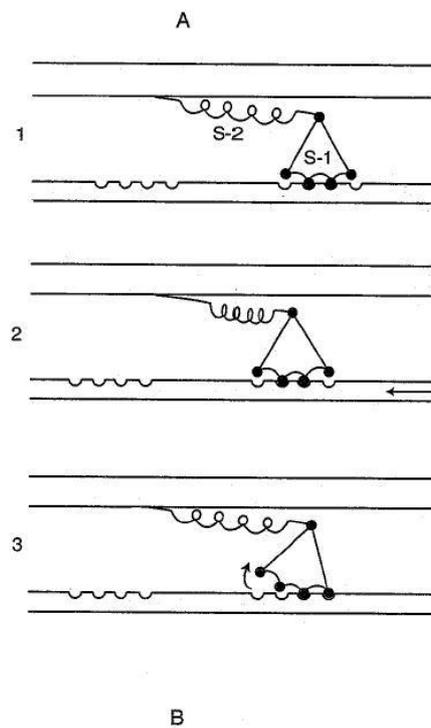


Figure 1.22 : Schématisation des ponts d'actine-myosine. 1 : Position moyenne du pont pendant la contraction téτανique isométrique. 2 : La variation de tension survenant pendant la détente est attribuée à l'élasticité de S2. 3 : La rotation vers l'avant de la tête de myosine, qui réétire S2, s'explique par la tendance naturelle du système à revenir au niveau d'énergie potentielle le plus bas.

Les ponts d'actine-myosine peuvent présenter trois états, le premier correspondant à la raideur rémanente qui nécessite les niveaux de calcium restant, le deuxième qui survient lors de l'activation

grâce à une augmentation de niveau de calcium avec production de force faible mais raideur importante et le troisième niveau est celui de la production de la force.

CHAPITRE 2

L'ÉTAT DE L'ART

Depuis toujours, l'observation du monde extérieur et des phénomènes naturels a mené les hommes à établir des théories permettant de les expliquer. Une des premières observations fut sans doute celle du ciel. Les questions étaient alors du type : Pourquoi est ce que le soleil se lève tous les jours ? Quand reviennent les saisons ? Les astres ont-ils une influence sur le destin des hommes ? Des questions qui semblent aujourd'hui simples et sans doute naïves mais qui, remises dans le contexte de l'époque, étaient très difficiles à élucider.

Au cours de l'antiquité, les théories se sont complexifiées mais elles étaient toujours fondées sur l'observation. Il faut attendre le XVI^{ème} siècle pour voire apparaître un tournant dans l'évolution des sciences et du raisonnement grâce à un scientifique d'exception, Galiléo Galilèi (1564-1642). Ce dernier fut l'un des fondateurs des mathématiques appliquées, de la physique et de l'astronomie. Ses travaux sont capitaux dans la perception et la compréhension que nous avons actuellement de la physique.

Au fil des siècles et de l'évolution des sciences, grâce à de nombreux et prestigieux scientifiques tel que Newton, Euler, Einstein, un nouvel outil est venu s'ajouter à l'observation, l'expérience et la théorie : la modélisation. Cette dernière est devenue incontournable depuis l'avènement de l'informatique.

Comme de nombreuses découvertes scientifiques, son importance s'est malheureusement développée avec la mise au point de la première bombe atomique à Los Alamos pendant la seconde guerre mondiale. Depuis, la modélisation s'est imposée comme un outil indispensable à la pratique de la science trouvant ainsi sa place entre l'observation, la théorie et l'expérience et interagissant avec elles.

I. La notion de modèle

Qui dit modélisation, dit modèle. Certaines questions sont donc à se poser au moment de sa mise en place : Qu'est ce qu'un modèle ? Que peut un modèle ? Quelles sont ses limites ? Pourquoi concevoir un modèle ?

Un modèle est, par définition, une simplification du monde dans lequel nous évoluons. Son but est d'isoler une classe de phénomènes et d'essayer d'en rendre compte à l'aide d'un certain nombre d'hypothèses et de règles. A ce titre, une théorie est une sorte de modèle.

Pour avoir une image simple d'un modèle, on peut le comparer à une sorte de filet ayant un certain maillage qui ne permet d'attraper qu'un certain type d'espèces et pas d'autres, trop petites pour ses mailles.

La théorie d'Isaac Newton (1642-1727) en est un très bel exemple. En 1687, Newton établit définitivement dans son ouvrage « *Philosophiae naturalis principia mathematica* », les lois de la Mécanique Classique. Celles-ci sont fondamentales dans notre monde scientifique actuel, mais ne permettent pas de rendre compte de façon satisfaisante de certains phénomènes. En effet, pour élaborer la mécanique, Newton admet que l'intervalle de temps Δt et l'intervalle de longueur Δl entre deux événements simultanés sont des invariants, c'est-à-dire des grandeurs qui ne dépendent pas de l'observateur.

A la fin du XIX^{ième} siècle, on se rend compte que les lois de la mécanique d'une part et de l'électromagnétisme (Maxwell, 1831-1879) d'autre part ne s'inscrivent pas dans le même cadre spatio-temporel. Les transformations de Galilée associées aux changements d'observateurs en translation uniforme les uns par rapport aux autres, laissent les équations de Newton invariantes, mais pas les équations mises en place par le physicien écossais James Maxwell.

En 1905, Albert Einstein introduit le postulat que la vitesse de la lumière dans le vide est une constante universelle et conclut que le concept de simultanéité n'est pas un concept absolu. Ce postulat l'oblige à rejeter les concepts Newtoniens de temps et d'espace absolus et à leur substituer celui d'espace-temps. Dans cette nouvelle approche de l'espace-temps, l'intervalle de temps et l'intervalle de longueur dépendent de l'observateur mais la vitesse de la lumière et la grandeur $\Delta s = c^2 \Delta t^2 - \Delta l^2$ sont invariants.

Par la suite, une théorie (ou modèle) sera dite non relativiste ou relativiste selon qu'elle considère Δt^2 et Δl^2 , ou Δs et c^2 , comme des invariants par rapport aux changements d'observateurs. Cet exemple met donc en évidence qu'aucun modèle ne peut rendre compte de la totalité du monde (Gruber et al. 1998).

Etant une simplification de la réalité, tout modèle a ses limites, c'est-à-dire son domaine de validité. Il est indispensable que l'utilisateur d'un modèle soit conscient de ses limites et qu'il reste critique vis-à-vis de ses résultats. En effet, il est important de ne pas oublier qu'en dehors des limites d'un modèle, ses résultats ne collent plus à la réalité et ne traduisent donc que les propriétés du modèle. De plus, on ne peut pas affirmer qu'un modèle soit vrai ou faux. C'est seulement un outil qui fournit des résultats plus ou moins valables dans un domaine plus ou moins étendu.

Un bon modèle doit être prédictif, c'est-à-dire qu'il doit permettre de prévoir, dans une certaine mesure, les résultats d'une expérience. Cette prédictibilité peut avoir un caractère qualitatif ou

quantitatif selon que le modèle se contente de prévoir un comportement ou qu'il permette de prédire la valeur de telle ou telle grandeur mesurable.

L'utilisation d'un modèle doit se faire en lien avec le phénomène observé. Le choix du modèle selon le problème doit se faire avec soin en fonction de son adéquation, la précision que l'on souhaite, la lourdeur des calculs et les moyens dont on dispose. Dans certains cas, il peut être intéressant d'utiliser différents modèles correspondant à différents points de vue. De plus, la comparaison des résultats fournis par différents modèles est souvent très instructive sur les modèles eux-mêmes et les phénomènes modélisés. Un autre point très important est le choix des valeurs des paramètres du modèle, c'est-à-dire les paramètres physiques et les conditions aux limites. La validité des résultats en dépendra fortement. Après utilisation d'un modèle, une comparaison théorie-expérience sera effectuée. Un désaccord entre les deux permet de mettre en cause la validité des paramètres introduits ou la validité même du modèle, mais peut être aussi la façon dont a été menée l'expérience.

Ces questions sont à se poser lors de la mise en place du modèle, pour s'assurer de répondre de façon pertinente au problème étudié. Les avancées théoriques et algorithmiques d'une part et la montée en puissance des ordinateurs rendent possible la mise en place de modèles de plus en plus complexes et globaux. Les développements d'algorithmes d'optimisation complexes permettent d'aller encore plus loin dans l'utilisation de la modélisation. Nous aborderons plus spécifiquement ce problème d'optimisation dans le paragraphe IV.2.3.

II. La modélisation en biomécanique du mouvement

La complexité des phénomènes relatifs au mouvement rend nécessaire d'intégrer les données expérimentales dans un cadre cohérent.

Le modèle général décrit par la suite est directement inspiré de la mécanique des systèmes de solides parfaits. Il contient des hypothèses simplificatrices sur le système musculo-squelettique essentielles afin d'appliquer les lois de la dynamique des systèmes. Les modèles biomécaniques ont pour but de représenter numériquement le comportement mécanique du corps humain. Ils permettent une description objective et précise des postures et des mouvements. Ils permettent également leur quantification. Enfin, ils donnent accès à l'estimation des variables qui sont difficilement mesurables telles que les forces de contact articulaires ou les tensions dans les tendons, mises en jeu globalement au niveau du corps dans son ensemble ou au niveau de telle ou telle articulation.

II.1 La modélisation cinématique

II.1.1 Position du problème

Le problème consiste à modéliser les articulations en considérant deux objectifs prioritaires : obtenir la précision maximale à partir des données disponibles, à savoir, la trajectoire des marqueurs et assurer la cohérence du modèle avec les concepts anatomiques pour permettre l'interprétation ultérieure des résultats en clinique.

La complexité des articulations humaines se traduit par la présence d'axes de rotation évolutifs au niveau du genou et de la cheville ainsi que par des glissements parfois importants (genou) ou encore par des couplages entre différents degrés de liberté (genou, cheville). Il est donc difficile de modéliser ces articulations par des articulations mécaniques simples: rotoïde, sphérique Certaines hypothèses simplificatrices ont été utilisées afin de rendre le problème moins complexe. Le corps humain est ainsi souvent modélisé comme une chaîne cinématique constituée de chaînons corporels rigides reliés par des articulations parfaites, possédant chacune entre un et trois degrés de liberté en rotation.

Classiquement, quatre concepts sont utilisés dans le domaine de la biomécanique : une approche mécanique basée sur la notion très générale de « vissage » (tout déplacement de solides peut en effet être décomposé en une rotation et une translation sur le même axe spatial), une approche robotique basée sur la notion de chaîne articulée, une approche clinique basée sur la notion de « séquence de rotations » (de type Euler) et une approche algébrique basée sur la notion de quaternion mise en place par Hamilton au début du siècle dernier.

L'intérêt du concept de vissage est d'une part qu'il regroupe les notions de rotation et de translation, et d'autre part l'unicité de la solution puisqu'à un déplacement donné correspond un seul axe de rotation-translation dans l'espace. Cependant, ce concept est très sensible au bruit de mesure ce qui peut nuire à la qualité des résultats et à leur interprétation ultérieure.

En ce qui concerne l'approche robotique, le formalisme le plus utilisé est la convention de Denavit-Hartenberg. Cette dernière utilise deux paramètres pour décrire la forme du chaînon (a et α) et deux autres décrivant sa position ou son orientation (t et Θ) par rapport au précédent dans la chaîne. Cette approche permet une implémentation informatique efficace mais elle implique la définition d'un modèle a priori.

L'approche clinique ne calcule que les valeurs angulaires, par une méthode de séquence de rotations élémentaires autour d'axes successifs. Contrairement à l'approche mécanique basée sur le vissage,

les angles dépendent de l'ordre choisi pour la séquence (Skalli et al. 1995), ce qui pose un problème évident de lisibilité des résultats et de comparaison entre différentes études cliniques. D'autre part, il existe des situations (configurations singulières) où cette méthode ne permet pas de calculer les valeurs angulaires : on parle de phénomènes de gimbal-lock.

L'approche algébrique repose sur un outil très puissant au sens mathématique et permet, contrairement aux séquences de rotations élémentaires classiquement utilisées pour les interprétations cliniques, de ne pas dépendre d'un ordre de séquence donné et de ne pas présenter non plus d'indéterminations liées aux phénomènes de gimbal-lock. De plus, cette algèbre est bien adaptée au langage de programmation Matlab (Dumas et al. 2004).

II.1.2 Choix du modèle cinématique

Le modèle que nous avons adopté pour pouvoir évaluer les mouvements du membre inférieur est le modèle « clinique » utilisant les séquences de rotations élémentaires. Ce modèle cinématique est en effet le plus approprié dans le cadre de notre travail, à savoir l'étude de la marche saine et pathologique menée avec des collaborateurs cliniciens. De plus, ce modèle est l'un des plus utilisés et développés dans le milieu de la biomécanique actuelle.

Les amplitudes articulaires tridimensionnelles ont donc été calculées à l'aide de la méthode des séquences élémentaires autour d'axes mobiles. La séquence de rotation choisie est celle recommandée par le groupe de travail de l'ISB (Wu et al. 2002) et de nombreux autres auteurs (Colloud 2003; Doriot et al. 2004; Cappozzo et al. 2005) afin d'éviter les phénomènes de gimbal lock. L'ordre est le suivant : flexion/extension, abduction/adduction puis rotation interne/rotation externe. Ceci permet la comparaison et discussion de nos résultats avec le reste de la communauté scientifique travaillant sur ce sujet.

II.2 La modélisation cinétique

II.2.1 Position du problème

Le but de la modélisation cinétique est d'associer aux mouvements les caractéristiques massiques et inertielle spécifiques à chaque segment corporel, à savoir :

- **La masse inertielle** qui est définie comme la somme des masses m_i des différents points matériels la composant.
- **Le centre d'inertie** ou centre de gravité ou centre de masse selon la littérature. Celui-ci est défini comme le barycentre des différents points matériels du solide affectés de leur masse respective m_i .

- **Les moments d'inertie** qui représentent la résistance à la mise en rotation ou à la modification du mouvement par rapport à un axe de rotation.
- **La matrice d'inertie** qui caractérise entièrement la répartition des masses dans un solide quelconque.

Ces éléments sont indispensables pour modéliser le corps humain sous la forme d'un système poly-articulé composé de segments rigides et indéformables, reliés entre eux par des articulations rotoïdes ou sphériques parfaites.

L'accès à ces données est obligatoire pour pouvoir effectuer une modélisation dynamique du mouvement, c'est-à-dire déterminer les torseurs inter-segmentaires équilibrant les actions mécaniques extérieures produites par le sujet. La validité de la modélisation dynamique sera largement dépendante des données cinétiques utilisées. Les erreurs et approximations introduites sur ces données seront amplement répercutées sur le calcul des forces et moments inter-segmentaires.

II.2.2 Choix du modèle cinétique

Le modèle que nous avons adopté pour pouvoir réaliser la modélisation dynamique du membre inférieur est celui développé par le Pr Zatsiorsky (Zatsiorsky et al. 1985). Ce modèle établit des relations entre l'anthropométrie du sujet (longueurs et circonférences des segments corporels) et les caractéristiques massiques et inertielles de chaque segment. De plus, des précisions ont été apportées par Floren Colloud (Colloud 2003) concernant la définition des segments suite à une discussion en janvier 2001 avec le Pr Zatsiorsky.

II.3 La modélisation dynamique de la marche

II.3.1 Position du problème

L'analyse dynamique du mouvement consiste à appliquer les théorèmes de Newton-Euler sur chaque segment corporel supposé rigide. Il apparaît que de nombreuses modélisations de mouvements multi-articulaires sont réalisées dans un plan particulier. En effet, pour l'étude des mouvements de la marche, du pédalage, de la course ou du saut, le plan sagittal est privilégié dans les modèles existants (Davy et al. 1987; Koopman et al. 1995). Cette simplification s'explique par le fait que, pour beaucoup d'articulations, le mouvement de flexion-extension est le plus important et contribue donc de façon significative aux performances motrices. De plus, le fait de travailler dans un plan diminue de façon très importante le temps de calcul par rapport aux modèles tridimensionnels.

Cependant, le choix d'un modèle 2D ou 3D dépend, comme pour tout modèle, de la question à laquelle on souhaite répondre (Alkjaer et al. 2001).

Les études faites dans le domaine montrent qu'un modèle plan est parfaitement adapté et suffisant pour étudier les mouvements de flexion-extension du genou et les forces mises en jeu pendant le cycle de la marche normale (Mena et al. 1981; Zheng et al. 1998).

Par contre, si l'on souhaite connaître les mouvements dans les trois plans du bassin ou de la hanche, ou encore se rendre compte d'une majoration des amplitudes des degrés de liberté en abduction ou rotation chez les sujets pathologiques, alors un modèle 2D ne répondra pas à ces questions. Seul un modèle 3D pourra le faire.

Selon les quantités connues et inconnues, on distingue le modèle dynamique direct et inverse.

II.3.2 Technique par dynamique directe

L'utilisation d'un modèle dynamique direct suppose connues les actions mécaniques motrices. Les masses, inerties et centres de gravité des segments corporels sont estimés en utilisant des tables ou des équations de régression et différentes mesures anthropométriques sur le sujet. L'application des théorèmes de Newton-Euler permet alors de prédire le mouvement, c'est-à-dire les positions, vitesses et accélérations des différents segments corporels. La démarche est ici de simuler les conséquences engendrées par les actions mécaniques, c'est-à-dire le mouvement de la chaîne cinématique.

Toutefois, les forces développées par les différents muscles (correspondant aux actions motrices) ne sont pas mesurables à l'heure actuelle. De nombreuses études ont donc été réalisées afin de simuler et comprendre la coordination musculaire d'une tâche motrice précise telle que le saut, la course, la marche (Pandy et al. 1991; Zajac 1993; Zajac et al. 2002; Zajac et al. 2003) à partir de l'activation musculaire et non de la force musculaire. Les données d'entrée du modèle sont issues d'enregistrements EMG, c'est-à-dire de l'excitation musculaire. L'utilisation de ces données expérimentales est néanmoins très difficile et la cause de sources d'erreurs importantes dans les résultats.

II.3.3 Technique par dynamique inverse

Le modèle dynamique inverse, quant à lui, permet de calculer les actions mécaniques inter-segmentaires (c'est-à-dire les forces et moments qui transitent par chaque articulation, de manière globale). La démarche de l'expérimentateur est alors d'identifier les causes de ce mouvement, c'est à dire les actions mécaniques exercées sur chacun des maillons de la chaîne cinématique étudiée. Sa mise en œuvre nécessite trois types de mesures:

- Des données anthropométriques vont permettre d'estimer les caractéristiques massiques et inertielles des différents segments corporels.

- Des données vidéographiques (obtenues le plus souvent par un système d'analyse du mouvement) vont fournir les trajectoires de points anatomiques, permettant de calculer les positions et orientations de chaque segment corporel, puis d'en déduire (par dérivation) leurs vitesses et accélérations linéaires et angulaires.
- Des données dynamométriques quantifient les actions mécaniques extérieures sur le système (par exemple l'action du sol sur le pied, mesurée par une plate-forme de forces, dans le cas de l'analyse de la marche ou de la course).

Il suffit alors d'écrire à chaque instant l'égalité entre le torseur des actions mécaniques extérieures et le torseur dynamique du système, c'est-à-dire le Principe Fondamental de la Dynamique. En pratique, les données expérimentales recueillies étant échantillonnées, on réduit un problème de dynamique à un problème de quasi-statique à chaque instant du mouvement. En 1939, Elftman est le premier à décrire exhaustivement cette technique et à l'appliquer à la marche (Zatsiorsky 2001).

Depuis, cette approche a été largement utilisée dans le domaine de l'orthopédie (ostéotomie, arthrose, ligaments, prothèse) où les moments articulaires nets de sujets pathologiques sont comparés aux moments articulaires nets de sujets sains (Brand et al. 1994; Andriacchi et al. 1997; Lindenfeld et al. 1997; Baliunas et al. 2002). Le domaine de l'ergonomie et du sport utilisent eux aussi largement cette méthode (van Ingen Schenau et al. 1990; Gregersen et al. 2003).

II.3.4 Choix du modèle dynamique

La méthode adoptée pour pouvoir réaliser la modélisation dynamique du membre inférieur au cours de la marche est celle de la dynamique inverse, mise en place au laboratoire au cours de ces dernières années (Cheze 2000; Doriot et al. 2004).

Cette technique consiste à appliquer le théorème de Newton (ou théorème de la résultante dynamique), puis le théorème d'Euler (ou théorème du moment dynamique) successivement à chacun des segments de la chaîne articulée à partir de l'extrémité en appui. Nous déterminons ainsi les forces et moments inter-segmentaires nets induits au niveau de chaque articulation pour équilibrer les actions mécaniques extérieures (gravité, forces d'inerties, réactions aux points d'appui) (Siegler et al. 1997; Doriot et al. 2004; Dumas et al. 2004).

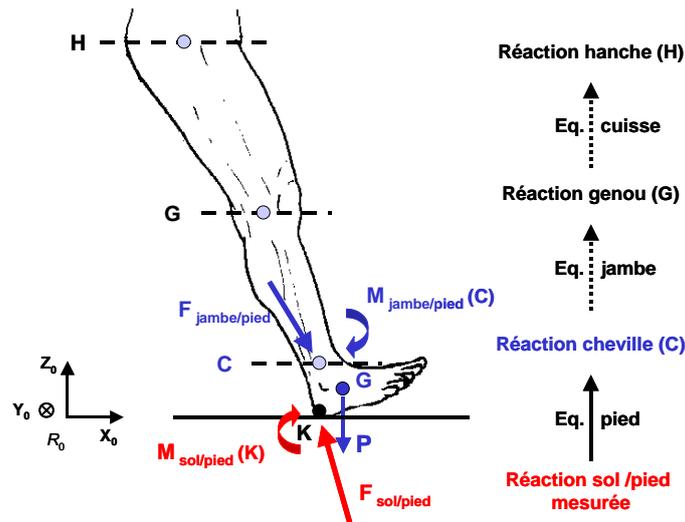


Figure 2.1 : Modélisation par dynamique inverse du membre inférieur lors de la phase d'appui monopodal de la marche. Le torseur des actions mécaniques extérieures réduit au point de contact K est connu par la mesure. Les propriétés cinétiques des segments (pied, jambe, cuisse) sont estimées à partir de tables anthropométriques. Les actions mécaniques inter-segmentaires à chaque articulation (H : hanche, G : genou et C : cheville) sont calculées par une stratégie montante initialisée au segment pied (vue extérieure – plan sagittal).

La mise en œuvre informatique est réalisée à partir d'une formulation très synthétique des théorèmes de Newton-Euler introduite par (Legnani G. 1996a; Legnani G. 1996b). Ce formalisme permet l'emploi de la théorie des opérateurs homogènes T pour la modélisation dynamique d'un système poly-articulé. La transcription de ce formalisme sous la forme d'un algorithme s'avère très performante par son adéquation avec les langages informatiques disponibles actuellement.

III. Un deuxième niveau de modélisation : La modélisation musculo-squelettique

Ce deuxième niveau de modélisation est sans doute l'un des challenges les plus passionnants de la biomécanique actuelle. De grandes équipes de recherche travaillent depuis de nombreuses années dans ce domaine, apportant beaucoup de renseignements sur l'interaction entre le système neuromusculaire et le système musculo-squelettique. C'est pourquoi une étude bibliographique approfondie a été effectuée afin d'avoir une idée précise des modèles existants et de leur complexité, aussi bien d'un point de vue théorique que pratique.

Le but premier d'un modèle musculo-squelettique est de comprendre la coordination musculaire. Plusieurs modèles ont été développés. Les plus simples, utilisés pour étudier la marche, sont basés sur la notion de pendule inverse (Cavagna et al. 1976; Pandy 2003). Ces modèles ne décrivent que les transferts d'énergie cinétique et potentielle qui ont lieu pendant la marche naturelle de l'homme. Ils présentent l'avantage d'avoir peu de variables ce qui permet de mieux comprendre les relations de cause à effet. Cependant, ces modèles ne peuvent pas nous apprendre comment les muscles coopèrent pour produire un déplacement régulier du centre de masse du corps humain. Pour atteindre

cet objectif, des modèles plus complexes, prenant en compte un nombre de paramètres beaucoup plus important, ont été développés.

D'une façon générale, les structures contribuant à la raideur d'une articulation, telles que les cartilages, ménisques, et capsule, ne sont pas incluses dans les modèles multi-articulaires utilisés pour étudier le mouvement car elles n'altèrent pas la force transmise par l'articulation.

Les ligaments, quant à eux, peuvent être représentés sous la forme d'un couple articulaire passif dont l'amplitude augmente de façon exponentielle avec l'amplitude articulaire (Mommersteeg et al. 1996). Cependant, très peu d'études ont calculé les forces ligamentaires au cours de la marche et celles qui l'ont fait présentent des résultats très disparates.

La modélisation musculo-squelettique inclut plusieurs « sous modèles », que nous allons aborder successivement :

- La modélisation de la géométrie des muscles.
- La modélisation de l'activité musculo-tendineuse.
- La modélisation du couplage excitation-contraction musculaire.

III.1 La modélisation de la géométrie musculaire

Une représentation précise du système musculo-squelettique du membre inférieur est indispensable afin de prédire les forces musculaires mises en jeu au cours de la marche. Quelle que soit la méthode utilisée et le modèle mathématique choisi afin de prédire les forces musculaires, l'étape initiale, très importante, est la mise en place d'un protocole expérimental afin d'évaluer avec précision les données cinématiques des segments corporels concernés (Pierrynowski et al. 1985a; Pierrynowski et al. 1985b) ainsi que les bras de levier de chaque muscle étudié (Seireg et al. 1973; Seireg et al. 1975; Crowninshield et al. 1978; Crowninshield et al. 1981; Dostal et al. 1981; Mansour et al. 1986).

Le modèle musculo-squelettique doit définir la ligne d'action de chaque muscle au voisinage de l'articulation qu'il croise. De nombreux modèles ont été proposés dans la littérature. Néanmoins, la détermination d'un modèle adapté à la morphologie du sujet étudié n'est pas évidente.

Les premiers modèles définissant les lignes d'action des muscles croisant l'articulation de la hanche ont été établis par Jensen (Jensen et al. 1975) puis par Dostal et Andrews (1981) (Dostal et al. 1981). Ces modèles ne prenaient pas en compte les muscles dits bi-articulaires or, au niveau du membre inférieur, ces derniers sont essentiels au cours de la locomotion.

En 1984 Röhrle (Rohrle et al. 1984) puis Seireg et Arvikar en 1989, ont publié des représentations schématiques des lignes d'action de l'ensemble des muscles du membre inférieur. A la même période, Frigo et Pedotti publièrent un modèle 2D pour 11 muscles locomoteurs dont 5 muscles bi-articulaires. En 1985, Pierrynowski et Morrison (Pierrynowski et al. 1985a; Pierrynowski et al. 1985b) estimèrent les origines et insertions de 47 muscles du membre inférieur. Cependant, comme pour les

études précédentes, les données précises de ces modèles ne sont pas explicitement fournies dans les publications disponibles.

Les deux modèles les plus souvent utilisés sont ceux de Brand et de White (Brand et al. 1982; White et al. 1989). Dans l'étude de Brand (Brand et al. 1982), tous les muscles étudiés ont été disséqués à partir de trois spécimens de cadavres frais variant en taille et sexe (1.63m femme, 1.72m homme, et 1.83m homme).

Dans l'étude de White, les insertions et origines des muscles croisant les articulations de la hanche, du genou et de la cheville sont mesurées à partir d'os secs: 6 os du pelvis, 9 os du fémur et de la jambe, un os du pied et un cadavre de pied disséqué.

En 1990, Yamaguchi et al. synthétisent (Yamaguchi et al. 1990), dans l'appendice du livre de Winter et Woo, toutes les coordonnées tridimensionnelles des origines et insertions des muscles du membre supérieur et inférieur disponibles dans la littérature.

Cependant, les différences entre les modèles proposés dans la littérature depuis quelques années ne sont pas négligeables. Les modèles développés récemment prennent en compte les déviations des muscles au niveau de certaines pièces osseuses (Delp et al. 1990; Pierrynowski 1995; Pedersen et al. 1997; Kepple et al. 1998) et suggèrent l'adaptation du modèle au sujet étudié.

Tous les modèles multi-articulaires du mouvement considèrent que les tendons et les muscles s'insèrent au niveau de points uniques sur les os (Crowninshield et al. 1981; Hatze et al. 1981; Patriarco et al. 1981; Davy et al. 1987; Zajac et al. 1989; Hoy et al. 1990). Quand un muscle s'insère de façon très large sur l'os, il est habituel de le séparer en deux ou trois faisceaux.

Deux méthodes sont généralement utilisées afin de modéliser la géométrie des muscles : les lignes droites ou les lignes « centroïdes ».

La méthode dite des lignes droites consiste à représenter le chemin du muscle par une ligne droite joignant les centres des sites d'attache du muscle (Jensen et al. 1975; Hoy et al. 1990; Pierrynowski 1995). Cette méthode est facile à implémenter. Cependant, quand un muscle enveloppe un os ou un autre muscle, cette simplification entraîne des résultats dénués de sens.

La méthode dite des lignes centroïdes consiste à représenter le muscle par une ligne passant à travers le point central de chaque section du muscle (Jensen et al. 1975). Cette dernière méthode représente la ligne d'action du muscle avec plus de précision mais elle reste difficile à appliquer. En effet, même si l'on obtenait les localisations des centres des sections musculaires pour une position donnée du corps, il est pratiquement impossible de déterminer comment la géométrie du muscle évolue avec le mouvement. Une façon de régler le problème est d'introduire des points d'attache effectifs ou des « via points » en des localisations spécifiques le long de la ligne d'action. Avec cette approche, la ligne d'action du muscle est définie en utilisant soit des segments « ligne droite », soit une combinaison de lignes droites et de courbes entre chaque ensemble de points (Brand et al. 1982; Delp et al. 1990).

III.2 La modélisation du couple excitation - contraction musculaire : la dynamique d'activation.

Cette modélisation est rendue possible grâce à la prise en compte d'une nouvelle donnée expérimentale: l'électromyographie. En effet, ces dernières années, l'étude de l'activité électrique des muscles a suscité un engouement important dans le domaine de la biomécanique du mouvement. Afin de déterminer l'activité électrique d'un muscle, deux techniques peuvent être utilisées.

La première technique consiste en l'enregistrement global de l'EMG c'est-à-dire l'enregistrement de l'activité électrique des muscles de surface. Pour cela, des électrodes cutanées sont fixées au voisinage des points moteurs des muscles étudiés. Cette technique ne permet d'acquérir que l'activité des muscles superficiels mais elle est représentative de l'ensemble des fibres musculaires impliquées dans la contraction (Bouisset et al. 1995).

La deuxième technique consiste en l'enregistrement élémentaire de l'EMG, c'est-à-dire des potentiels d'action d'unités motrices spécifiques. Pour cela, des électrodes intramusculaires sont insérées dans le muscle ou la fibre musculaire. L'EMG élémentaire est le reflet très localisé de l'activité d'un nombre réduit d'unités motrices. Par rapport à la détection de surface, la détection intramusculaire présente l'avantage de permettre l'étude de muscles profonds. Cependant, cette technique invasive pose le problème de l'implantation des électrodes en sous cutané, ce qui peut être douloureux et gênant dans le mouvement.

Suite à ces enregistrements, la question la plus importante est de savoir s'il existe une relation entre l'intensité de la stimulation et l'activation musculaire. Pour cela, il est nécessaire de bien connaître la signification du signal EMG.

La première relation à connaître est celle entre l'EMG global et l'excitation. L'électromyographie est un signal électrique complexe provenant de la sommation des potentiels d'action émis par toutes les fibres musculaires innervées par la même fibre nerveuse, c'est-à-dire par la même unité motrice. La fibre musculaire se contracte suite à une dépolarisation de son enveloppe membranaire qui se propage de proche en proche (voir chapitre 1.II.1.2). Le potentiel d'action est donc le signal de son excitation. L'enregistrement puis le traitement des données EMG permettent alors de déterminer si un muscle est actif ou inactif au cours du mouvement étudié (Allison et al. 2005).

La seconde relation à connaître est le lien entre l'EMG global et les grandeurs biomécaniques de la contraction. L'EMG permet de quantifier l'activité musculaire et par ce biais d'approcher la tension du muscle. Cependant, l'approximation de la tension musculaire par l'EMG ne peut se faire que sous certaines conditions bien précises. Tout d'abord, la quantité d'EMG n'est proportionnelle à la tension exercée dans le muscle que lorsque celui-ci garde une longueur constante (contraction isométrique). En effet, il est nécessaire pour que cette simplification soit valable que la composante élastique parallèle (C.E.P) du modèle de Hill (1951) ne soit pas sollicitée et qu'aucun phénomène de fatigue n'apparaisse (voir Annexe 1).

La relation qui existe entre l'EMG et l'activation musculaire est maintenant bien décrite dans la littérature. Deux approches reviennent souvent. La première calcule l'activation musculaire à partir de l'enregistrement des données EMG (Lloyd et al. 1996; Manal et al. 2003) contrairement à la deuxième méthode qui calcule l'activation musculaire à partir de l'excitation musculaire $u(t)$ prédite par un algorithme d'optimisation paramétré (Pandy et al. 1992).

La première approche, mise en place par Buchanan et al. (Manal et al. 2003), utilise l'EMG en donnée d'entrée d'une équation différentielle.

Pour cela, le signal brut de l'EMG doit être traité avant de calculer l'activation musculaire. D'une façon générale, les données EMG sont rectifiées, filtrées puis normalisées par les valeurs maximales de chaque muscle. Ce procédé transforme le signal brut (pour le muscle i) en un signal appelé $e_i(t)$ (Lloyd et al. 2003; Manal et al. 2003). Ce signal est ensuite transformé, pour chaque muscle, en une variable intermédiaire appelée $u_i(t)$. Cette transformation se fait grâce à un filtre récursif (Thelen et al. 1994; Lloyd et al. 1996) de type :

$$u_i(t) = \alpha e_i(t-d) - \beta_1 u_i(t-1) - \beta_2 u_i(t-2)$$

où α correspond au gain du muscle i , d correspond au délai électromécanique, β_1 et β_2 correspondent aux coefficients récursifs du muscle i .

L'étape suivante consiste à transformer le signal $u_i(t)$ en un signal $a_i(t)$ qui correspond à l'activation du muscle i par la relation:

$$a_i(t) = \frac{(e^{A_i \cdot u_i(t)} - 1)}{(e^{A_i} - 1)}$$

où A_i est un facteur non linéaire compris entre $[-3, 0]$. La forme de l'activation musculaire sera gouvernée par la valeur de A_i .

La deuxième méthode a été établie par Pandy et al. (Pandy et al. 1992). Elle n'utilise pas de données EMG brutes en entrée du modèle mais repose sur une technique d'optimisation « paramétrée ». Cette méthode a été mise en place afin de résoudre les techniques de contrôle optimal. Nous rappellerons que ces techniques ont pour but de contourner les problèmes liés à la redondance mécanique du système musculosquelettique (le nombre de muscles croisant les articulations étant supérieurs aux degrés de libertés définissant le mouvement) au même titre que les techniques d'optimisation statique que nous verrons plus tard. L'avantage majeur d'utiliser une méthode de contrôle optimale est qu'elle permet de prendre en compte simultanément la relation excitation – contraction du muscle et la dynamique musculotendineuse.

Cependant, les techniques de contrôle optimales sont très dures à résoudre car elles sont caractérisées par des dynamiques squelettique et musculotendineuse non linéaires, des dimensions importantes, des contraintes insolites et des fonctions de contrôles (l'excitation musculaire) qui sont ni de types « tout ou rien », ni linéaires. Une solution alternative a donc été proposée afin de résoudre

ces problèmes : les techniques d'optimisation « paramétrées ». L'idée est que l'historique du pattern peut être paramétrée en utilisant un jeu de points nodaux à partir desquels la fonction de contrôle est reconstruite par simple interpolation linéaire. De cette façon, le problème de contrôle optimal est alors remanié en un problème d'optimisation paramétré dans lequel les systèmes d'équation différentielle sont intégrés par rapport au temps et les points nodaux sont les variables optimisées.

Les patterns d'excitation de chaque muscle sont donc paramétrés en utilisant un jeu de 15 points nodaux à partir desquels une fonction de contrôle $u(t)$ est construite par interpolation linéaire (Pandy et al. 1992). Les points nodaux représentant les excitations musculaires (pouvant varier de manière continue entre zéro et un, excitation maximale), ainsi que les niveaux d'activation initiale de chaque muscle, servent de contrôle dans le problème dynamique. Pour chaque muscle m , nous avons donc l'excitation u_m^i pour le $i^{\text{ème}}$ point nodal et le niveau d'activation du muscle m , $a_o(0)$, à l'instant $t=0$, qui sont donnés. Une équation différentielle du premier ordre relie alors l'activation et l'excitation musculaire :

$$\dot{a} = \frac{(u^2 - ua)}{\tau_1} + \frac{(u - a)}{\tau_2}$$

Les constantes de croissance et de décroissance du signal, τ_1 et τ_2 , sont de 22ms et 200ms respectivement.

III.3 La modélisation de l'activité musculo-tendineuse

De nombreux modèles de la contraction musculaire ont été développés. Leur caractéristique est d'être composé d'un certain nombre d'éléments assemblés de manière à simuler les propriétés d'un système biologique complexe, sans forcément être représentatif de chacune des structures anatomiques. En 1988, Winters et Stark (Winters et al. 1988; Winters et al. 1988) ont dissocié ces modèles en trois catégories : les systèmes de simples ressorts, les modèles du type Hill et ceux du type Huxley (voir Annexe1).

Les modèles du type Huxley sont dits « biophysiques » et s'intéressent principalement aux interactions actine-myosine (crossbridge). Ces modèles sont utilisés exclusivement par des biophysiciens et des biochimistes qui cherchent à comprendre les mécanismes de la contraction au niveau moléculaire et à interpréter les résultats d'essais mécaniques, thermodynamiques et biochimiques portant sur les muscles.

Les modèles macroscopiques du type A.V Hill, utilisés principalement par les bio-ingénieurs, permettent quant à eux une compréhension de la coordination du mouvement dans des systèmes multi-musculaires.

Après une étude des avantages et inconvénients de chaque modèle, il ressort que les modèles de type « Hill » sont les plus utilisés pour l'analyse des mouvements humains. Chapman (1985), Hatze

(1981), Zajac (1989), Hoy (1990), Delp (1990), Pandy et Anderson (2000) (Hatze et al. 1981; Chapman 1985; Zajac 1989; Delp et al. 1990; Hoy et al. 1990; Pandy et al. 2000) ont fourni de très bonnes synthèses sur les modèles rhéologiques basés sur le concept de Hill. Ils ont montré, à travers leurs travaux, que les modèles mécaniques des muscles doivent comprendre un élément contractile (CE), un élément élastique série (SEE) et un élément élastique parallèle (PE). Les modèles complets du muscle comportent donc trois composantes qui prennent en compte les relations force-longueur et force-vélocité des tissus, et sont contrôlés par l'activation du muscle :

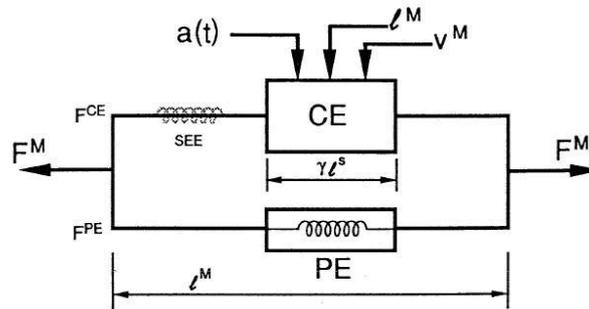


Figure 2.2 : Modèle de Hill du tissu musculaire. L'élément contractile CE est entouré par les éléments élastiques passifs (SEE) et (PE) qui modélisent les tissus conjonctifs. La force musculaire F^M est la somme de la force passive F^{PE} et de la force active F^{CE} . La force F^{CE} dépend de la longueur de la fibre musculaire l^M , de la vélocité v^M et de l'état de l'activation des fibres musculaires $a(t)$.

- **Un élément contractile (CE)**, qui prend en compte deux types d'informations différentes: la dynamique d'activation (expliquée au chapitre 5.IV) et la dynamique de contraction. La dynamique de contraction regroupe les propriétés fondamentales de l'élément contractile à savoir les relations force-longueur et force-vélocité.
- **Un élément élastique en série (SEE)** qui assure la liaison entre la composante contractile et la périphérie. Cet élément est essentiellement un élément de transmission de la force contractile et représente l'élasticité du muscle et non celle du tendon. L'élasticité du muscle et du tendon sont différenciées car l'on peut comparer les énergies stockées dans les ponts d'unions et dans le tendon.
- **Un élément élastique en parallèle (PE)** qui représente les structures passives du muscle c'est-à-dire sa tension de repos. Cet élément correspond aux tissus conjonctifs constituant et entourant le muscle et peut être représenté par un modèle viscoélastique classique de type Maxwell, Voigt ou Kelvin (Purslow 1989). Il a été montré dans la bibliographie que dans le cas des muscles squelettiques, cette force développée est insignifiante sauf pour les longueurs extrêmes. Pour un mouvement courant comme celui de la marche, la longueur d'un muscle est voisine de sa longueur au repos. C'est pourquoi, dans la majorité des cas, cet élément est négligé.

Le modèle de Hill a évolué au cours de ces années. Cette complexification a pour but de prendre en compte certains paramètres ignorés par Hill, tels que l'angle de pennation du muscle ou la partie

passive de la composante élastique qui réside principalement dans les structures tendineuses, la partie active étant localisée au niveau des ponts actine-myosine (Huxley et al. 1971). La mise en place de ces modèles mécaniques du muscle squelettique et leur évolution sont expliquées en Annexe 1.

Cinq paramètres sont nécessaires à la mise en place de ces modèles rhéologiques :

- La force musculaire isométrique (F_o^m)
- La longueur optimale de la fibre (l_{om})
- La longueur du tendon à partir de laquelle le tendon engendre une force (l_{st})
- L'angle de pennation qui correspond à l'angle entre le tendon et la direction des fibres musculaires (α).
- La vitesse intrinsèque du muscle (V_{max})

Les quatre premiers paramètres sont obtenus à partir de dissection de cadavres (Zajac 1989) (Yamaguchi et al. 1990; Klein Breteler et al. 1999). (V_{max}) est considérée comme indépendante des muscles dans la plupart des modèles. Par exemple, pour les mouvements de saut (Pandy et al. 1990; Anderson et al. 1999), le cyclisme (Raasch et al. 1997; Neptune et al. 2000) et la marche (Anderson et al. 2001), la valeur de (V_{max}) est 10 m.s^{-1} pour l'ensemble des muscles. Très peu d'auteurs ont étudié l'influence de (V_{max}) sur les solutions obtenues.

Comme nous l'avons vu dans les rappels anatomiques, le tendon et le muscle sont indissociables. Les propriétés du tendon sont caractérisées par la courbe contrainte - déformation comportant une région non - linéaire pour les petites déformations et une région linéaire pour les déformations importantes (Zajac et al. 1989). La résistance du tendon à l'étirement augmente de façon curvilinéaire et dépend de la vitesse de l'étirement. La région linéaire commence à partir d'une déformation d'environ 2%, d'une contrainte de 16Mpa et un module d'élasticité d'environ 1,2 GPa. La rupture se produit pour une déformation d'environ 10%.

Un modèle générique peut alors être développé à partir de la courbe adimensionnelle contrainte – déformation. Généralement, la modélisation du fonctionnement du tendon est basé sur trois hypothèses : le tendon est élastique (Zajac 1989; Delp et al. 1990; Hoy et al. 1990), la courbe contrainte – déformation est indépendante du type de tendon et la déformation due à la force isométrique active maximale (F_o^m) est indépendante du muscle. Ces simplifications peuvent surestimer l'énergie de tension totale stockée dans le tendon mais l'effet sur la performance de l'ensemble muscle - tendon n'est pas significative car la force développée par le tendon dans la région non linéaire de la courbe force – longueur est négligeable. Cependant, dans le modèle rhéologique, la valeur de (l_{st}) peut avoir une influence très importante.

En effet, le paramètre (l_{st}) est très difficile à mesurer et ses changements de valeur ont une influence non négligeable sur l'amplitude du pic de force développée par l'ensemble muscle – tendon mais aussi sur l'angle articulaire auquel apparaît le pic de force (Zajac 1989; Delp et al. 1990).

Le modèle rhéologique de l'ensemble muscle – tendon est décrit par une équation différentielle non linéaire reliant la force (F_{mt}), la longueur (l_{mt}), la vitesse (V_{mt}) musculo-tendineuse et l'activation du muscle (a_m) du type :

$$\dot{F}^{MT} = f(F_{mt}, l_{mt}, V_{mt}, a_m); 0 \leq a_m \leq 1$$

Les valeurs des paramètres de cette équation différentielle sont données à un même instant initial. Ainsi, l'équation peut être numériquement intégrée afin de calculer les forces musculo-tendineuses à chaque instant du mouvement réalisé.

IV. Méthode de détermination des forces musculaires et des réactions articulaires

Deux méthodes sont envisageables afin d'estimer les forces musculaires. La première est dite directe, la seconde est dite indirecte.

IV.1 Méthode directe

Le problème majeur des méthodes directes de calcul des forces musculaires est leur validation. Le critère de validation le plus utilisé à ce jour est la plus ou moins bonne concordance entre l'évolution des forces musculaires calculées et les activités musculaires enregistrées expérimentalement. Néanmoins, cette validation est principalement qualitative (Herzog et al. 1991).

Certains chercheurs (Komi 1990; Herzog et al. 1991; Meyer et al. 2004) ont proposé la mesure directe, in vivo, de ces forces. Pour cela, un capteur est placé par intervention chirurgicale sur le tendon du muscle étudié. Cette technique a été appliquée de manière intensive sur des animaux depuis les années 70 jusqu'à l'heure actuelle (Walmsley et al. 1978; Herzog et al. 1991; Jinha et al. 2006) et plus récemment, elle a également été utilisée sur des sujets humains (Komi 1987; Dennerlein et al. 1998; Kursu et al. 2005). D'autres auteurs valident la réaction articulaire calculée à partir des forces musculaires grâce à des prothèses de hanche instrumentées (Lu et al. 1999).

Les travaux de Komi concernent plus particulièrement la mesure in vivo des forces du tendon d'Achille au cours de la marche, la course et le saut. Le choix du tendon d'Achille a été guidé par des considérations de simplicité de l'intervention chirurgicale et d'implantation du matériel. D'après Komi, la précision et les applications de cette méthode sont bien supérieures à celles des méthodes

indirectes. Cependant, ces expérimentations restent lourdes à mettre en place. Elles sont donc difficilement envisageables pour chaque mouvement, chaque articulation et chaque pathologie. De plus, les techniques de mesure *in vivo* ne permettent pas de mesurer les forces exercées entre les surfaces articulaires. Il est également important de préciser que cette méthode soulève des problèmes éthiques et moraux importants, c'est pourquoi les méthodes indirectes sont généralement utilisées.

La mesure directe de la force exercée par un muscle à l'aide de capteurs placés sur le tendon ne peut être qu'exceptionnelle, surtout chez l'homme. On est donc amené à essayer d'estimer la force musculaire par des moyens dits indirects.

IV.2 Méthode indirecte

Les méthodes indirectes comportent quatre grandes classes. La première concerne les techniques dites réductionnistes visant à lever l'indétermination du problème. La seconde concerne toutes les applications de l'électromyographie, tandis que les deux autres concernent les théories de l'optimisation. Actuellement, les méthodes d'optimisation sont les plus utilisées et présentent chacune des avantages et des inconvénients.

D'une façon générale, en biomécanique, une articulation peut être considérée comme un système indéterminé. En effet, le corps humain dispose de beaucoup plus de structures musculaires et/ou ligaments qu'il ne faut pour mobiliser ou équilibrer chaque degré de liberté articulaire. Cette redondance ne permet donc pas le calcul immédiat des forces musculaires individuelles (Collins et al. 1995). Selon les objectifs et applications envisagés, deux types de solutions sont retenus pour résoudre les problèmes d'indétermination : des techniques réductionnistes ou des techniques d'optimisation.

IV.2.1 La méthode réductionniste

Cette méthode consiste à réduire, par le biais d'hypothèses simplificatrices, le nombre de forces inconnues agissant sur l'articulation étudiée afin de rendre le problème déterminé (Komistek et al. 1998; Lu et al. 1999; Komistek et al. 2005). Cette méthode a été utilisée pour étudier la mécanique de la hanche, du genou (Morrison 1970) et de la cheville (Procter et al. 1982) au cours de la marche. Dans ces études, l'électromyographie était utilisée afin de guider les chercheurs dans le choix des groupes musculaires actifs à chaque instant du cycle de marche pour limiter les solutions.

Cependant, cette méthode simple à mettre en place est vite limitée. Tout d'abord, en étudiant les articulations de façon isolée, l'action de certains muscles bi-articulaires tels que le rectus femoris ou le gastrocnemius, ne peuvent pas être prises en compte dans le calcul. Ensuite, la co-activation des muscles antagonistes est négligée afin de simplifier l'analyse, ce qui a pour conséquence de sous-estimer systématiquement les réactions articulaires de contact.

IV.2.2 L'électromyographie

La relation qui existe entre l'EMG et la tension du muscle est bien décrite dans la littérature et est généralement considérée comme linéaire (Buchanan et al. 1993). La méthode dite des coefficients permet, à partir des enregistrements simultanés des données EMG et des moments articulaires, de déterminer des coefficients multiplicateurs du signal EMG. Ces derniers sont ensuite utilisés afin d'obtenir la tension des muscles étudiés (Buchanan et al. 1993). Cette méthode est séduisante car, mis à part le calcul des bras de levier, elle ne demande pas de modélisation du système. Le problème majeur de cette technique est qu'elle nécessite l'enregistrement de l'EMG de tous les muscles croisant l'articulation. De plus, cette méthode ne fonctionne que sur une articulation isolée en ne considérant que des muscles mono-articulaires, d'où la limitation de son application à seulement quelques systèmes musculo-squelettiques tels que le poignet (Buchanan et al. 1993).

La tension musculaire peut également être estimée à partir de l'enregistrement EMG en identifiant le niveau d'activation du muscle et ses caractéristiques anthropométriques (Cholewicki et al. 1994). Cette procédure permet ainsi d'estimer la tension musculaire sans calibration EMG/Tension, à partir seulement de l'enregistrement d'un EMG maximal au préalable. Contrairement à la méthode des coefficients, il n'est pas nécessaire d'enregistrer les données EMG de tous les muscles pour obtenir une tension. Cependant, cette technique demande de connaître les facteurs anthropométriques (la contrainte musculaire maximale admissible et la section de coupe physiologique de chaque muscle : PSCA) dont la pertinence est discutable (Friederich et al. 1990).

Quelle que soit la méthode utilisée, il apparaît que l'utilisation de l'EMG comme seul paramètre d'entrée pour déterminer la tension développée par un muscle ne donne pas des résultats satisfaisants d'un point de vue mécanique. En effet, ces solutions ne répondent pas aux contraintes d'équilibre des articulations (Gagnon et al. 2001; Brown et al. 2005). En dépit de l'intérêt de ces relations, on est obligé de constater qu'il n'y a pas de relation générale simple entre la valeur instantanée du signal EMG et la tension développée par un muscle. Ceci est aussi lié au fait que le signal EMG est particulièrement difficile à enregistrer : la résistance de contact entre la peau et l'électrode doit être minimisée, la localisation des électrodes sur le muscle doit se faire de façon précise ... L'intensité du signal EMG dépend ainsi de multiples facteurs techniques, du muscle considéré, du sujet, et varie d'un examen à l'autre.

IV.2.3 Méthodes d'optimisation

Ce domaine des mathématiques est relativement récent, du moins dans son fonctionnement moderne. En effet, la notion de programmation linéaire ainsi que la théorie et les méthodes traitant de problèmes d'optimisation avec contraintes du type inégalité n'ont été mises en forme qu'à partir de la deuxième moitié du XX^{ème} siècle.

L'optimisation vient après un travail de modélisation mathématique du problème étudié, parfois délicat. L'optimisation met en évidence des *variables d'état ou paramètres*, des *contraintes* sur ces paramètres, et un *critère à optimiser*. Le problème à résoudre peut souvent s'exprimer comme un problème d'optimisation : on définit une fonction objectif, ou fonction coût (voire plusieurs), que l'on cherche à minimiser ou à maximiser par rapport à tous les paramètres concernés. La définition du problème est souvent complétée par la donnée de contraintes : tous les paramètres des solutions retenues doivent respecter ces contraintes, faute de quoi ces solutions ne sont pas réalisables.

Un problème d'optimisation se présente généralement sous la forme suivante :

Soit $f(x)$ une fonction à minimiser sous les contraintes:

$$\left\{ \begin{array}{l} \min_x f(x) \\ \text{tel que,} \\ g_i(x) \leq 0, i = 1, \dots, m, \\ h_j(x) = 0, j = 1, \dots, p, \\ x \in S \subset R^n, \end{array} \right. \quad (1)$$

où f est la fonction (scalaire) à minimiser, appelée fonction coût ou fonction objectif, x représente le vecteur des variables d'optimisation, g_i sont les contraintes d'inégalité, h_i sont les contraintes d'égalité, et S est l'espace des variables ou espace de recherche. S indique quels types de variables sont considérés : réelles, entières, mixtes (réelles et entières dans un même problème), discrètes, continues, bornées

Un point x_A est un point admissible si $x_A \in S$ et si les contraintes d'optimisation sont satisfaites. La solution de (1) est l'ensemble des optima $\{x^*\}$.

x^* est un minimum global de f si et seulement si $f(x^*) \leq f(x) \quad \forall x \in S$, et x^* est un minimum local de f si et seulement si $f(x^*) \leq f(x) \quad \forall x \in S / \|x - x^*\| \leq \varepsilon, \varepsilon > 0$.

La figure ci-dessous présente un exemple d'une fonction à une variable, avec des minima locaux et un minimum global. Parmi les minima locaux, celui qui possède la plus petite valeur de f est le minimum global.

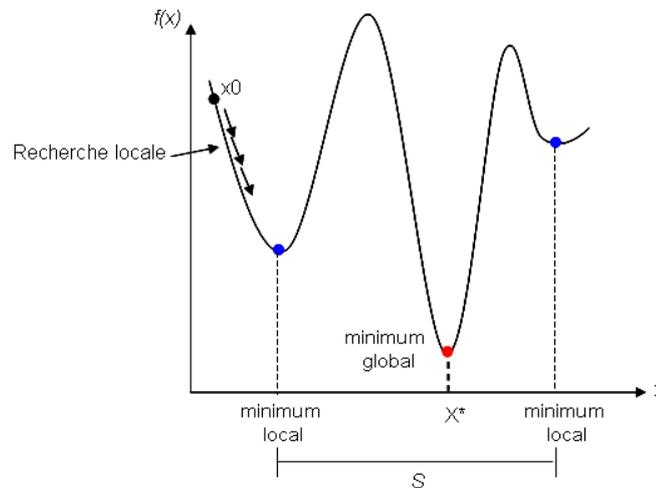


Figure 2.3 : Minima locaux et minimum global d'une fonction à une variable

On appelle méthode (ou algorithme) locale celle qui converge vers un minimum local. Les recherches locales partent usuellement d'un point initial x_0 avec un pas initial ρ_0 . Ces paramètres vont conditionner la descente d'une des vallées de la fonction (voir figure 2.3). De nombreuses méthodes locales existent. Les plus anciennes et les plus utilisées sont les méthodes où la direction de descente est déduite des dérivées de la fonction à savoir, la méthode de la plus forte pente, la méthode de Newton, les méthodes de gradient conjugué, les méthodes quasi-Newtoniennes (Culioli 1994). Les méthodes globales quant à elles, ont pour objectif d'atteindre un ou plusieurs optima globaux. Typiquement, le coût informatique d'une optimisation est conditionné par le nombre d'évaluations de la fonction objectif. Par exemple, si l'on veut optimiser un système mécanique modélisé par éléments finis, le temps de calcul sera principalement la somme des temps des simulations réalisées par l'optimisateur.

Les techniques pour résoudre les problèmes d'optimisation mathématique dépendent de la nature de la fonction objectif et de la nature des contraintes. Les grandes techniques sont généralement :

- La programmation linéaire qui est employée dans les cas où les égalités et inégalités sont linéaires.
- La programmation quadratique qui permet à la fonction objectif d'avoir des termes quadratiques et de prendre en compte des égalités et inégalités linéaires.
- La programmation non-linéaire qui étudie le cas général dans lequel l'objectif ou les contraintes ou les deux contiennent des parties non linéaires.

Il n'existe pas un algorithme optimal valable pour tous les problèmes et la plupart des méthodes possèdent des paramètres à régler. Le choix de la méthode à utiliser et le réglage des paramètres restent liés au problème à optimiser.

Suite à cet exposé des concepts de base à connaître sur les méthodes d'optimisation, nous allons présenter de manière plus détaillée les deux grandes techniques d'optimisation utilisées actuellement afin de calculer les forces musculaires mises en jeu au cours de la marche.

IV.2.4 Optimisation dynamique directe ou Simulation dynamique.

La méthode d'optimisation dynamique dite dynamique directe est une méthode largement utilisée actuellement afin de prédire comment le système neuro-musculosquelettique agit pour générer le mouvement étudié.

Cette méthode demande, outre la description de plusieurs sous modèles que nous avons vu précédemment tel que le modèle musculo-squelettique, la formulation mathématique du but recherché lors du mouvement.

Les algorithmes d'optimisation dynamique utilisent des descriptions mathématiques afin de déterminer des variables de contrôle (excitations neurales) qui minimisent un critère de performance défini. Contrairement aux algorithmes d'optimisation statique, ils ne sont appliqués qu'une seule fois pour toute la durée du mouvement simulé.

L'optimisation dynamique directe est la méthode la plus appropriée pour la compréhension des stratégies neuromotrices et dans la simulation des systèmes neuromusculaires (Yamaguchi et al. 1989). Elle peut également être utilisée dans l'évaluation des causes des mouvements pathologiques (Riley et al. 1998) ou dans le design des prothèses (Piazza et al. 2001). La détermination de l'excitation des muscles qui produisent un mouvement souhaité est aussi l'un des challenges majeurs de cette méthode d'optimisation directe et plus particulièrement l'utilisation de l'optimisation dynamique afin de déterminer un ensemble d'excitations musculaires générant le mouvement le plus proche des résultats expérimentaux (Davy et al. 1987; Yamaguchi et al. 1990; Yamaguchi et al. 1995; Neptune et al. 1998; Kaplan et al. 2001). Elle est donc très largement employée (Hatze 1977; Zajac et al. 1989; Hoy et al. 1990; Shelburne et al. 1997; Neptune et al. 2000; Pandey et al. 2000; Anderson et al. 2001; Manal et al. 2002; Zajac 2002; Garner et al. 2003; Thelen et al. 2003; Anderson et al. 2004; Goldberg et al. 2004; Neptune et al. 2004; Thelen et al. 2005).

La méthode de dynamique directe doit également vérifier un certain nombre de contraintes basées sur les coordonnées généralisées du modèle, sur la vitesse et l'activation des muscles étudiés en minimisant un critère de performance. Le critère de performance choisi est souvent ambigu comme par exemple :

- La minimisation de la somme des activités électriques des muscles (Willinger 1988; Kromer 1993).
- La minimisation de l'effort total musculaire (Davy et al. 1987).
- La minimisation de l'énergie du métabolisme par unité de distance parcourue (Hatze 1977; Davy et al. 1987; Anderson et al. 2001).

Il comprend la plupart du temps des sous critères d'ordre cinématique (durée du mouvement, limite dans l'espace), neuromusculaire (excitations neuronales, dissipation d'énergie, contraintes musculaires) ou mécanique (contraintes osseuses ou cartilagineuses, moments de flexion..).

L'un des problèmes majeurs de cette méthode réside dans le choix du critère de performance qui dépend étroitement du mouvement à accomplir. En effet, il semble évident que les stratégies d'un coureur de marathon et d'un sauteur en hauteur puissent être très différentes.

De plus, cette méthode coûte très cher d'un point de vue informatique et temps de calcul. Généralement, l'optimisation dynamique demande d'intégrer, un très grand nombre de fois, les équations d'état du modèle afin de converger vers une solution (Neptune et al. 1999; Anderson et al. 2001). Ceci peut mettre plusieurs jours, semaines ou même mois avant de résoudre un système aussi complexe. Malgré certaines simplifications apportées afin de réduire le nombre de variables incluses dans le problème d'optimisation telles que, réduire le nombre des muscles (Davy et al. 1987; Yamaguchi et al. 1989) ou bien simplifier le signal de contrôle du muscle (Neptune et al. 1998), le problème reste toujours très lourd à résoudre.

Trois techniques ont été décrites dans la littérature afin de réduire le coût informatique de cette méthode d'optimisation directe.

La première technique a été mise en place en 1995 par Yamaguchi (Yamaguchi et al. 1995). Elle est basée sur une méthode pseudo-inverse pour calculer les forces musculaires générant les accélérations articulaires à chaque instant de la simulation dynamique. Cependant, cette approche ne peut pas prendre en compte les propriétés dynamiques des muscles et nécessite l'utilisation d'une fonction d'optimisation spécifique pour résoudre le problème de redondance musculaire.

La seconde technique a été établie en 2001 par Kaplan et Heegaard (Kaplan et al. 2001). Une technique d'optimisation du second ordre basée sur la discrétisation des équations d'état du modèle a été utilisée. Même si cette technique améliore de façon importante le temps de calcul, elle reste difficile à mettre en place de par la complexité symbolique des formules utilisées pour les dérivées premières et secondes des équations d'état du modèle.

La troisième et dernière technique a été mise en place par Thelen en 2003 (Thelen et al. 2003). Cette méthode hybride est une extension de l'algorithme contrôlant les moments (Lewis et al. 1993) qui est

utilisé pour guider les trajectoires cinématiques du modèle dynamique direct à chaque instant, vers le jeu des données cinématiques expérimentales. Une fois ce jeu de données cinématiques «souhaitées » calculé, l'algorithme du contrôle musculaire, basé sur une méthode d'optimisation statique, est utilisé afin de prédire les activations musculaires mises en jeu au cours du mouvement. Le problème d'optimisation statique utilise comme critère la minimisation de la somme des activations musculaires au carré sous les contraintes cinématiques et cinétiques définies à partir des données expérimentales. A partir des données d'activation musculaire, l'excitation musculaire est calculée. Ces données sont ensuite introduites dans le problème de dynamique direct afin de simuler les données cinématiques et cinétiques du mouvement étudié. Cette technique améliore de façon très importante le temps de calcul de l'optimisation dynamique grâce à l'utilisation de l'optimisation statique dans le calcul des excitations musculaires et grâce au « guidage » des données cinématiques et cinétiques souhaitées vers les données expérimentales enregistrées. La précision de ce nouvel algorithme permet une simulation et une analyse du mouvement tout à fait pertinent. Cependant, certaines limites sont à retenir. Tout d'abord, les forces musculaires nécessaires pour produire le jeu d'accélération souhaité doivent être calculées à chaque instant, mais un délai entre les excitations musculaires et les actions musculaires existe. Ce délai entraîne une source d'erreur entre l'effort mesuré et l'effort simulé. De plus, la programmation du contrôle musculaire n'est pas une méthode d'optimisation dynamique mais seulement un critère de performance qui peut être évalué à chaque instant, tel que la somme au carré des tensions musculaires. La programmation du contrôle musculaire ne peut donc pas être utilisée afin d'optimiser les mesures globales de performance comme l'énergie métabolique dépensée au cours d'un mouvement. Et enfin, il est important de noter que la précision des résultats obtenus par cette méthode dépend aussi de la précision des données cinématiques introduites dans la simulation dynamique.

IV.2.5 Optimisation statique ou Méthode de dynamique inverse

Contrairement à la méthode de la dynamique directe, la dynamique inverse utilise en données d'entrée du modèle le mouvement du corps (positions, vitesses, accélérations) et les forces extérieures appliquées au système étudié (Crowinshield et al. 1981; Happee 1994; Koopman et al. 1995; Glitsch et al. 1997; Alkjaer et al. 2001; Cahouet et al. 2002; Pierce et al. 2005).

De plus, la différence majeure entre ces deux techniques d'optimisation, outre les données d'entrée du modèle, est que la technique d'optimisation dynamique résout un unique problème d'optimisation pour un cycle complet du mouvement tandis que l'optimisation statique résout différents problèmes d'optimisation, à chaque instant, pour minimiser ou maximiser une fonction coût donnée (Pandy 2003). Ceci est la différence critique entre ces deux techniques et c'est aussi pour cette raison que les solutions obtenues par l'optimisation dynamique sont plus coûteuses au niveau informatique.

Comme tout problème d'optimisation, une fonction coût doit être définie dans la mise en place de l'algorithme. Le problème dans la définition de cette fonction est le même que pour les critères de

performance définis dans l'optimisation dynamique, à savoir l'ambiguïté quant à la représentativité de la réalité et la dispersion.

Parmi les fonctions existantes, inspirées du fonctionnement biologique du « système humain », les plus utilisées dans la littérature sont :

- La somme des forces musculaires (Gignoux et al. 1993; Glitsch et al. 1997)
- La somme des moments musculaires par rapport aux axes articulaires (Seireg et al. 1973; Willinger 1988; Glitsch et al. 1997)
- Une combinaison linéaire forces et moments (Seireg et al. 1975)
- Les puissances développées
- La fatigue musculaire (Prilutsky et al. 2000)
- L'amplitude de la réaction de contact articulaire (Loizeaux 1999)
- La tension du muscle présentant le rapport entre tension et PCSA le plus important, c'est-à-dire le muscle présentant la contrainte musculaire la plus grande, dite procédure du « Minmax ». Cette technique fournit des résultats cohérents pour l'articulation du coude et l'articulation distale des doigts (Fowler et al. 2000; Rasmussen et al. 2001).
- La somme des carrés des forces musculaires (Gignoux et al. 1993; Happee 1994; Glitsch et al. 1997)
- La somme des contraintes musculaires ou la somme des carrés ou des cubes des contraintes musculaires, définies par $\Sigma(F_i/PCSA_i)^p$ où F_i est la force développée par le muscle, $PCSA_i$ la section physiologique du muscle et où p a une valeur comprise entre 1 et 100 selon les auteurs (Davy et al. 1987; Karlsson et al. 1992; Glitsch et al. 1997; Pedersen et al. 1997; Anderson et al. 2001)

Il ressort de la littérature que l'utilisation des critères linéaires ne donne pas des résultats satisfaisants. En effet, ces derniers privilégient l'activité du muscle ayant une section physiologique (PCSA) ou une force maximale importante (Dul et al. 1984; Challis et al. 1993; Challis 1997). Les critères non linéaires ne présentent pas cet inconvénient et semblent donc plus adaptés. Le dernier critère cité dans la liste ci-dessus est le plus souvent utilisé à l'heure actuelle. Il fournit des résultats satisfaisants, en particulier pour les articulations présentant un seul degré de liberté.

Il est important de noter que les résultats obtenus par les deux derniers critères sont très proches (Karlsson et al. 1992).

L'optimisation statique a également d'autres inconvénients. Tout d'abord, la validité des résultats dépend de la précision des données d'entrée issues de l'analyse du mouvement, plus spécifiquement

pour les positions, vitesses et accélérations. L'erreur au niveau des vitesses et accélérations, obtenues par dérivation de la position (Ladin et al. 1989), entraîne également des erreurs sur les moments musculaires et donc, dans l'estimation des forces musculaires (Patriarco et al. 1981; Manal et al. 2002). Deuxièmement, il est difficile d'inclure dans la formulation de l'optimisation statique les propriétés physiologiques des muscles. Enfin, cette technique peut difficilement apporter des informations sur la stratégie neuromotrice, car le critère de performance est appliqué à chaque instant, sans prendre en compte le but de la tâche motrice.

La question que l'on peut donc se poser suite à cette étude bibliographique est : Est-ce que les résultats issus de l'optimisation statique et dynamique lors de l'étude d'un même mouvement sont compatibles ?

D'après l'étude d'Anderson et Pandy en 2001 (Anderson et al. 2001), la réponse semble être oui. En effet, ils montrent que la physiologie ainsi que les propriétés force-longueur-vitesse des muscles, influent peu sur la solution statique, indiquant que la précision des forces musculaires obtenue par optimisation statique dépend principalement de la valeur et de la précision des couples articulaires.

En conclusion, il semble que la question la plus pertinente à se poser soit : Quelle méthode doit-on utiliser? La réponse, et donc le choix de la méthode, dépendent bien sûr du but de la modélisation envisagée.

Les méthodes d'optimisation statique et dynamique peuvent donc être vues comme des approches complémentaires. L'une fournit une méthode simple et peu coûteuse d'un point de vue temps de calcul informatique afin d'évaluer les forces musculaires et les réactions articulaires au cours de mouvements simples tels que la marche. L'autre offre une solution alternative afin de prédire et de comprendre certaines tâches motrices au cours desquelles l'activation dynamique joue un rôle important (la course, les sprints cyclistes, le saut) (Pandy et al. 1990; Martin et al. 2000) grâce à une méthode puissante bien que coûteuse.

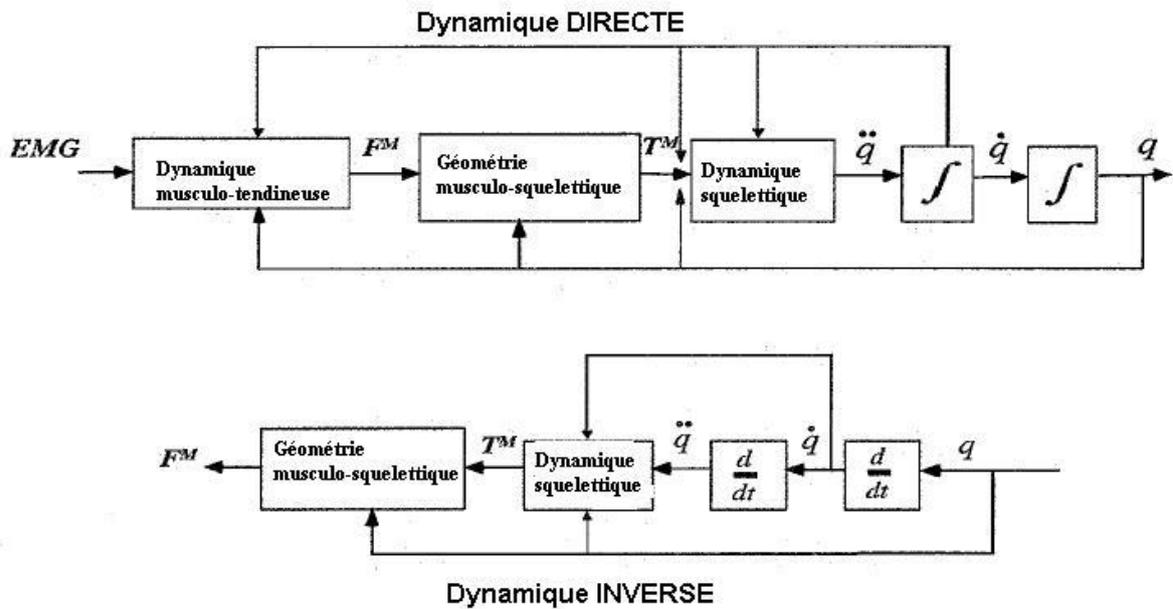


Figure 2.5 : Comparaison entre les deux techniques d'optimisation les plus utilisées afin de déterminer les forces musculaires. Celle du haut représente le technique dite de dynamique directe permettant de simuler un mouvement, celle du bas représente la technique dite de dynamique inverse permettant de calculer les forces musculaires mise en jeu pour réaliser un mouvement.

IV.2.6 Les méthodes mixtes : EMG et Optimisation

Deux méthodes sont à citer en plus des techniques d'optimisation dynamique et statique : les techniques dites mixtes c'est-à-dire « l'EMG assistée » et « l'EMG assistée par optimisation » (Cholewicki et al. 1994; Gagnon et al. 2001; Amarantini et al. 2004).

Ces méthodes mixtes sont peu répandues dans la littérature, pourtant elles permettent d'établir une relation entre les estimations basées sur l'EMG et les efforts externes mesurés en incluant la mesure EMG dans le critère d'optimisation.

La première méthode consiste à modifier les estimations obtenues par EMG (méthode des coefficients) de manière à ce qu'elles coïncident avec les efforts mécaniques mesurés (force ou moment externe). Afin d'obtenir cette correspondance, les valeurs obtenues par EMG sont pondérées par un coefficient commun à tous les muscles. Ce coefficient est calculé à l'aide d'une régression des moindres carrés entre les prédictions EMG et les moments mesurés lors d'une montée en force progressive. La solution est donc un compromis entre les mesures mécaniques et les valeurs obtenues à partir de l'EMG. La méthode établit ainsi une différence minimale entre les données mécaniques mesurées c'est-à-dire les moments, et les estimations.

La deuxième méthode consiste à pondérer chaque valeur estimée par l'EMG par un ou plusieurs coefficients de pondération indépendants pour chaque muscle. Les coefficients sont évalués en utilisant la contrainte que les résultats obtenus par EMG soient similaires aux efforts externes

mesurés. Ainsi, les tensions estimées coïncident avec les efforts externes mesurés au cours de l'expérience. Cette méthode fournit des solutions cohérentes d'un point de vue mécanique.

Cependant, certaines réserves sont à prendre en compte. En effet, comme nous l'avons déjà signalé, la fiabilité de l'EMG est contestable et peut être une source d'erreurs dans les résultats obtenus. Les auteurs utilisant ce genre de méthodes ne tiennent pas compte ou négligent ces limites. De plus, ces procédures d'optimisation n'intègrent pas dans le critère une fonction prédisant le patron de distribution des forces dans les muscles comme celles citées dans les parties « optimisation dynamique ». Pour que le muscle soit pris en compte dans le modèle, il faut qu'une information EMG lui corresponde. Ceci oblige donc le chercheur à enregistrer les données EMG de tous les muscles intervenant dans le mouvement, d'où une certaine lourdeur dans le protocole expérimental mis en place (Gagnon et al. 2001). De plus, l'enregistrement de certains muscles trop profonds, requiert l'utilisation d'EMG intra-musculaire complexifiant davantage l'expérimentation. Certains auteurs émettent diverses recommandations afin de simplifier le protocole expérimental des méthodes mixtes. Ainsi, des hypothèses sur l'état d'activation de certains muscles à partir des enregistrements EMG de muscles représentatifs sont élaborées. Ceci permet d'alléger le protocole expérimental en considérant que les patrons d'activation des muscles non-enregistrés correspondent à ceux des muscles cibles enregistrés (Cholewicki et al. 1994). Ces hypothèses d'activation peuvent bien entendu engendrer des approximations néfastes car elles ne sont pas généralisables d'un système biomécanique à l'autre et souffrent d'une absence de vérifications expérimentales.

Une méthode alternative a été proposée dans la thèse de Laurent Vigouroux (Vigouroux 2005). Cette méthode consiste à estimer les tensions musculaires à partir d'une procédure d'optimisation classique, l'optimisation statique, et de restreindre les solutions possibles à l'aide des informations apportées par les enregistrements EMG réalisés au cours de l'expérimentation. Cette approche permet d'utiliser seulement un nombre restreint d'enregistrement EMG, au minimum un seul, au maximum tous les muscles croisant l'articulation, pour réduire le nombre de solutions possibles.

Les données EMG sont incluses dans la procédure d'optimisation numérique sous forme d'une contrainte inégalité supplémentaire. Contrairement aux méthodes mixtes présentées précédemment, la procédure proposée par Vigouroux n'intègre pas l'EMG dans le critère d'optimisation lui-même mais sous forme d'une contrainte supplémentaire. De plus, afin de tenir compte des sources d'erreurs liées aux enregistrements EMG, un coefficient de pondération est calculé, traduisant cette marge d'erreur possible. Cette nouvelle contrainte d'inégalité introduite dans la procédure d'optimisation permet de guider la solution vers un espace restreint où certaines forces musculaires doivent appartenir à un intervalle de valeurs défini à partir des activités EMG enregistrées. Il est à noter que dans le cadre de sa thèse, L.Vigouroux a travaillé uniquement sur des positions statiques, donc en conditions isométriques pour lesquelles une relation directe pouvait être établie entre le signal EMG et la force développée par le muscle.

Cette nouvelle méthode combine donc les avantages des procédures d'optimisation classiques, permettant de sélectionner une solution mécaniquement viable, avec les avantages des méthodes

basées sur la mesure EMG, sélectionnant la solution qui correspond au mieux à l'activité musculaire. Il est important de préciser que contrairement aux méthodes mixtes, cette procédure n'alourdit pas le protocole expérimental de façon excessive et reste facilement réalisable. Toutefois, si l'on souhaite appliquer cette méthode dans le cas de l'étude de mouvements comme la marche, il faut pouvoir établir une relation satisfaisante entre le signal EMG enregistré et la force développée par le muscle en dehors des conditions isométriques.

IV.2.7 Le choix de la méthode pour la détermination des forces musculaires.

Il semble donc, outre les méthodes de résolution dites directes, que trois méthodes d'optimisation permettent de calculer les forces musculaires mises en jeu au cours d'une tâche motrice donnée.

La première repose sur les techniques d'optimisation dynamique, bien adaptées pour prédire la façon dont le système neuro-musculo-squelettique agit pour générer un mouvement. La seconde repose sur les techniques d'optimisation statique, rapides et simples pour prédire les forces musculaires mises en jeu au cours du mouvement, et donc les actions de contact articulaires. La troisième repose sur la programmation du contrôle musculaire combinant la vitesse et la simplicité de l'optimisation statique avec les bénéfices de l'optimisation dynamique (Thelen et al. 2003).

Malgré de nombreuses critiques sur les techniques d'optimisation statique, ces dernières restent les plus utilisées afin de prédire les forces musculaires individuelles (Li et al. 1999; Prilutsky et al. 2000; Pandy 2001; Chao 2003) et ce depuis une trentaine d'années (Seireg et al. 1973; Penrod et al. 1974; Crowninshield et al. 1981; Dul et al. 1984; Tsirakos et al. 1997; Li et al. 1999; Rasmussen et al. 2001; Rehbinder et al. 2001).

Pour l'étude de la marche, il apparaît que les techniques d'optimisation statique soient très bien adaptées. C'est pourquoi nous avons retenu celles-ci pour calculer les forces musculaires mises en jeu au cours de la phase d'appui de la marche. Les données d'entrée de notre modèle seront enregistrées au cours de l'analyse du mouvement. Plusieurs critères de minimisation seront testés, parmi lesquels la somme des tensions musculaires au carré (Yamaguchi et al. 1995). Nous introduirons également, de manière originale à partir du modèle de Hill, le signal EMG dans les contraintes du problème d'optimisation. Ce modèle sera présenté avec précision dans le chapitre 5.

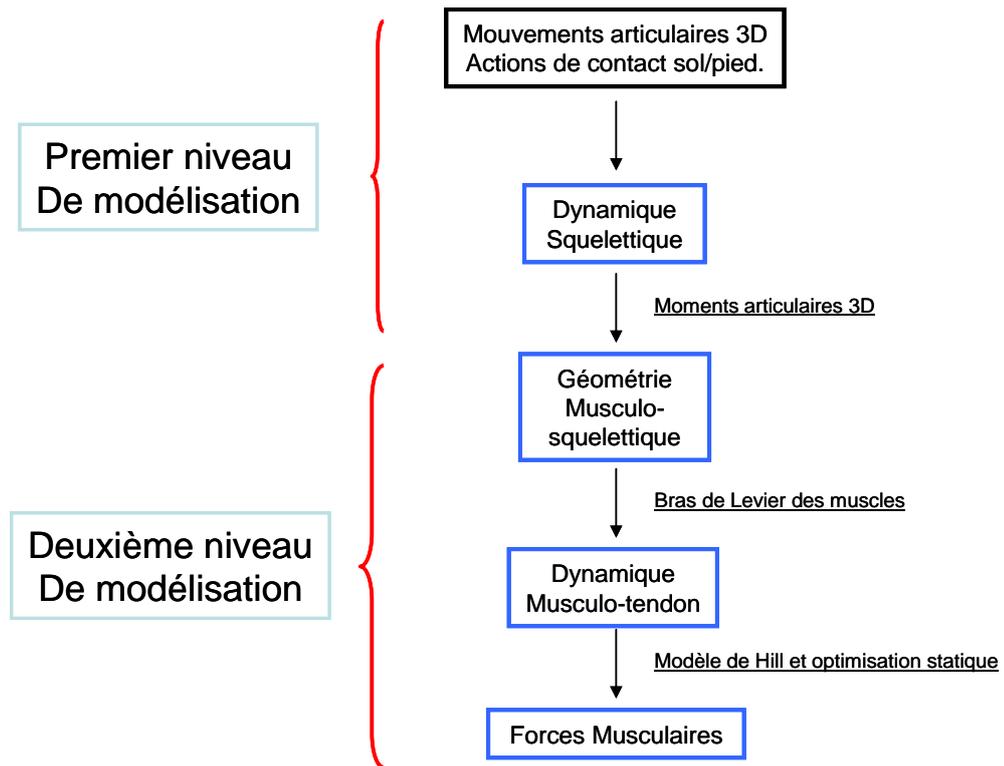


Figure 2.6 : Organigramme présentant les différents niveaux de modélisation nécessaires afin de calculer les forces musculaires mises en jeu au niveau du membre inférieur pendant la phase d'appui de la marche. Musculo-tendineuse, Premier niveau de modélisation, Deuxième niveau de modélisation.

CHAPITRE 3

PROTOCOLE EXPÉRIMENTAL

I. L'analyse du mouvement

I.1 Historique

L'étude, la compréhension et la capture du mouvement a depuis toujours fasciné l'homme. On retrouve cet intérêt à travers les siècles, comme par exemple sur les vases grecs représentant les différents styles de courses réalisées par les athlètes de l'époque. Cette fascination est sans doute liée au fait que le corps humain reste une machine difficile à imiter de par sa perfection et sa complexité. Pendant deux mille ans, la mécanique humaine et animale était décrite de façon qualitative. Le XVII^{ème} siècle marque un tournant décisif dans l'analyse de la mécanique qui devient quantitative. C'est Johannes Borelli (1608-1679), un savant italien, qui fait ce pont entre le monde qualitatif et quantitatif. Ses travaux sur la locomotion humaine et animale sont le point de départ de l'analyse du mouvement. En effet, son ouvrage : *De Motu Animalum* (1680) marque sans doute le début de la biomécanique fondamentale. Il s'appuie sur les théories de Galilée, en posant comme hypothèse que le corps humain est soumis aux mêmes lois que celles des objets inanimés. Cependant, il faudra attendre les travaux d'Isaac Newton (1642-1727) fixant les bases de la Mécanique Générale, ainsi que le développement ultérieur des outils mathématiques appropriés, pour être capable de résoudre les problèmes posés par les systèmes de solides articulés, auxquels le corps humain est assimilable.

La validation des différentes théories élaborées sur le mouvement du corps humain ou animal par de grands noms de la science tels que Aristote, Newton, De Vinci, Euler et bien d'autres, est marquée par l'apparition de la photographie.

Les premiers travaux scientifiques dans le domaine de l'analyse du mouvement ont été réalisés par le physiologiste Etienne-Jules Marey (1830-1904) et l'ingénieur Demeny (1893). Ces deux scientifiques ont mis en place l'un des premier laboratoire de recherche moderne spécialisé dans l'acquisition du mouvement. Leurs travaux consistaient en une représentation des positions instantanées d'animaux et d'hommes en mouvement au moyen d'un chronophotographe. Par exemple, ils utilisèrent un costume noir avec des lignes blanches pour mieux interpréter et quantifier les séquences de la marche et introduisirent la notion de *segments corporels rigides* à la base des études actuelles.

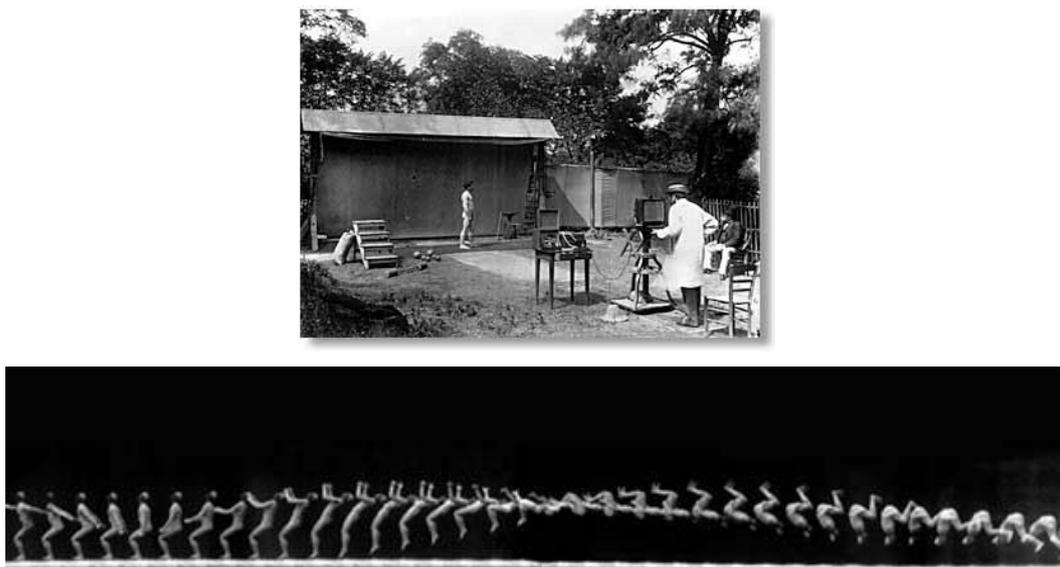


Figure 3.1 : Le saut périlleux arrière d'après Étienne-Jules Marey enregistré sous la forme d'un film chronophotographique celluloïd.

A la même époque, l'américain Edward Muybridge, photographe de profession, fournit les premières expérimentations qualitatives dans le champ de l'analyse du mouvement. Il réalisa plus de 20 000 photographies sur le mouvement humain et sur celui des animaux. De plus, il fut le premier à décomposer un mouvement. En effet, à l'aide de plusieurs appareils photographiques alignés le long d'une piste de course (zoopraxiscope), il démontra que le cheval au galop lève ses quatre fers en même temps pendant la phase dite de suspension.

A la fin du XIX^{ème} siècle, deux scientifiques allemands, Braune et Fisher, marquent un tournant essentiel dans la biomécanique dite moderne. En effet, ce sont les premiers à proposer une méthodologie mettant en relation les causes du mouvement, les actions mécaniques internes, avec leurs conséquences, la cinématique de la chaîne articulée sur laquelle sont exercées ces actions mécaniques lors de la phase d'oscillation d'un exercice de marche. Braune et Fisher peuvent donc être considérés comme les premiers scientifiques à avoir développé un modèle dynamique inverse complet de la marche, prenant en compte les masses et inerties des segments.

Cependant ces études restent qualitatives, faute d'instruments de mesure et de techniques suffisamment performants. Elles ne permettent pas encore d'établir des relations entre les mouvements et les forces musculaires qui sont générées pour pouvoir les réaliser.

Plus tard, on passe de la représentation du mouvement à son étude cinématique, grâce au développement des techniques cinématographiques. Actuellement, les systèmes de mesure les plus performants pour ce type d'études sont les systèmes d'analyse du mouvement opto-électroniques, utilisant des marqueurs actifs ou passifs permettant de suivre les trajectoires de segments corporels dans l'espace.

Grâce aux développements technologiques, la biomécanique connaît à l'heure actuelle un champ d'application beaucoup plus important, touchant ainsi à la chirurgie assistée par ordinateur, l'ergonomie, l'industrie du cinéma....

II. Le matériel utilisé

L'analyse du mouvement a pour but de fournir un certain nombre d'informations quantitatives sur l'organisation du système musculo-squelettique lors du déroulement d'une tâche motrice donnée. Plus particulièrement, les informations recherchées sont : le mouvement du centre de masse global; le mouvement relatif entre les segments adjacents, c'est-à-dire la cinématique articulaire; les forces échangées avec l'environnement; la charge résultante transmise entre deux segments corporels adjacents, ou encore les charges transmises par les tissus corporels tels que les muscles, les tendons, les ligaments et les os ; et enfin, la variation de l'énergie mécanique ainsi que le travail musculaire. La représentation 3D réaliste du système musculo-squelettique au cours du mouvement est également un objectif important. Les informations citées ci-dessus découlent d'un modèle mathématique précis et spécifique du système musculo-squelettique, appliqué à des données expérimentales.

Les systèmes d'analyse du mouvement deviennent incontournables dans les études du mouvement tant au niveau industriel (conception de prothèses, ergonomie..), qu'au niveau sportif (analyse et optimisation du geste). On retrouve bien entendu une large utilisation de ces systèmes dans le domaine médical. En effet, ils permettent de juger de façon objective et de quantifier les dysfonctionnements de l'appareil musculo-squelettique, de comprendre les mécanismes pathologiques sous-jacents, d'évaluer les méthodes thérapeutiques de correction et d'apporter une rééducation plus efficace et mieux adaptée aux besoins du patient. Les exemples d'applications sont nombreux, on retrouve un grand nombre d'études chez l'adulte comme sur les traumatismes crâniens, les pathologies héréditaires, les arthroses, les amputations, les prothèses ... mais également chez les enfants avec l'étude des scoliozes, des malformations congénitales, des myopathies ...

Habituellement, les données expérimentales recueillies au cours d'une analyse de mouvement classique sont les suivantes. Tout d'abord, les positions instantanées des marqueurs collés directement sur la peau du sujet en des points anatomiques précis sont enregistrées soit à l'aide d'un système stéréogrammétrique, soit à l'aide de la vidéographie conventionnelle ou à l'aide de systèmes optoélectroniques. Ensuite, les forces extérieures sont mesurées grâce à des dynamomètres, tels qu'une plateforme de forces. De plus, l'activité électrique des muscles de surface peut être enregistrée grâce à un système d'électromyographie. Enfin, l'énergie métabolique peut être également évaluée indirectement grâce à une mesure de calorimétrie. Les données anthropométriques, quant à elles, sont mesurées directement sur le sujet à l'aide d'un mètre, de bandes calibrées ou de techniques plus performantes telles que les scanners 3D.

Le but de ce chapitre est de présenter les aspects techniques et pratiques des procédures expérimentales liées à l'analyse du mouvement. Dans un premier temps, nous allons présenter les systèmes d'analyse du mouvement qui permettent l'enregistrement non invasif de la position instantanée des marqueurs en 3D dans un volume défini. Puis nous décrivons le problème lié au protocole expérimental et aux étapes à suivre afin de réaliser un enregistrement précis et reproductible. Suite à cela, nous aborderons la notion très importante de sources d'erreurs et nous verrons comment réduire ou corriger ces dernières afin d'améliorer les résultats.

II.1 Les différents types de systèmes d'analyse du mouvement

Les méthodes dites de stéréogrammétrie (détermination de la position spatiale d'un objet à partir de deux de ses vues planes), dont les applications couvrent des domaines variés, sont utilisées pour la reconstruction tridimensionnelle des positions de marqueurs à partir d'enregistrements d'images planes par des systèmes basés sur la photographie, la radiographie ou la vidéo. Comme nous l'avons vu, la photogrammétrie a été développée à la fin du XIX^{ème} siècle à partir des études menées par le photographe américain Muybridge qui fut le premier à décomposer un mouvement. Avec l'apparition d'ordinateurs de plus en plus performants, les scientifiques ont progressivement mis en place des modèles possédant des propriétés semblables à celle de la vision biologique : la théorie dite de la vision par ordinateur (Horaud et al.).

Schématiquement, les systèmes d'analyse du mouvement peuvent être classés en trois grandes catégories.

Les systèmes les plus simples (ex. Peak Performance) sont constitués de deux caméras vidéographiques (analogiques ou numériques) qui enregistrent le sujet en mouvement sous deux incidences (généralement face et profil). Les avantages majeurs de ces systèmes sont incontestablement un protocole expérimental très simple et peu contraignant (aucun marqueur n'est fixé sur le sujet) ainsi que la possibilité d'enregistrer de grands champs, y compris en extérieur. Par contre, la digitalisation manuelle des points utiles sur les images vidéo conduit à un traitement des données long et fastidieux, et la précision des trajectoires reconstruites est assez faible. Ces systèmes sont donc adaptés à des analyses du mouvement globales, et particulièrement à l'enregistrement des athlètes lors d'une compétition compte tenu du dispositif très léger.

La deuxième catégorie regroupe les systèmes utilisant des marqueurs actifs, qui peuvent être soit des diodes émettant des signaux infra-rouges (ex. Selspot), soit des émetteurs de signaux ultra-sons (ex. Zebris) ou encore magnétiques (ex. Flock of Bird). Les avantages de ces systèmes sont une identification automatique des marqueurs (grâce au multiplexage du signal dans le temps) et une excellente précision des trajectoires spatiales. Les systèmes les plus récents sont capables de fournir

ces trajectoires en temps réel. Toutefois, un compromis doit être fait entre la fréquence d'échantillonnage et le nombre de marqueurs utilisés. Mais surtout, les marqueurs disposés sur le sujet sont reliés par des fils à une source d'alimentation, ce qui limite les mouvements possibles à analyser tant sur la distance parcourue que sur la complexité du geste.

La dernière catégorie de systèmes utilise des marqueurs passifs : sphères de plastique recouvertes de matériau rétro réfléchissant (c'est-à-dire renvoyant les rayons lumineux dans la direction incidente). Ces systèmes travaillent soit en lumière infra-rouge (ex. Vicon, Elite), soit en lumière rouge (ex. Motion Analysis). Contrairement aux systèmes précédents, le sujet peut ici se déplacer librement dans le champ de vision des caméras. D'autre part, l'intervention de l'opérateur est relativement limitée si le protocole expérimental est correctement établi : l'opérateur identifie chaque marqueur sur une seule vue (image d'une caméra ou directement sur la vue 3D) puis contrôle et corrige éventuellement le suivi des trajectoires au cours du mouvement. La précision des trajectoires est très bonne, dans un volume assez large (plusieurs m³) pour les systèmes équipés d'une procédure de calibrage dynamique.

Les images vidéo présentent plusieurs avantages par rapport aux autres techniques en termes de conception, de coût et de distorsion de l'image. C'est pourquoi de nos jours les systèmes optoélectroniques basés sur la vidéo sont les plus populaires dans le domaine de l'analyse du mouvement.

Le laboratoire LBMH travaille depuis une quinzaine d'année avec le système d'analyse du mouvement américain, *Motion Analysis*. Jusqu'en avril 2004, le laboratoire possédait un ancien système d'analyse du mouvement, à savoir, un système *Hawk 6* caméras.

Depuis, il a fait l'acquisition du nouveau système d'enregistrement des données cinématiques proposé par *Motion Analysis*, le système numérique *Eagle*, 5 caméras. Ayant travaillé dans le cadre de ma thèse avec les deux systèmes, ils seront tous les deux présentés afin de mettre en avant leurs différences et améliorations.

II.2 Les principes de fonctionnement des systèmes optoélectroniques

Ces systèmes sont utilisés pour suivre et enregistrer la position 3D d'un ensemble de marqueurs rétro réfléchissants (passifs). Deux types de caméras sont utilisées pour cela: les caméras CCD (Charged-Couple Device) ou les caméras CMOS (Complementary Metal Oxide Semiconductor) pour les plus récentes. La technologie CCD a été inventée en 1975 et constitue la technologie de référence. Cependant dans les années 90, une nouvelle technologie est apparue : CMOS. Cette dernière est devenue une véritable alternative au CCD. Ces deux technologies sont basées sur l'exploitation du même phénomène physique : l'effet photoélectrique qui consiste à transformer la lumière récoltée en signaux électriques exploitables par une caméra. Les photoélectrons sont

collectés en général grâce à des photodiodes munies de grilles de stockage, chacune de ces diodes représentant un pixel.

A l'heure actuelle deux types de techniques sont principalement utilisés dans la reconstruction tridimensionnelle des marqueurs.

La première technique est basée sur une méthode de stéréogrammétrie de type D.L.T., Direct Linear Transformation, (Abdel-Aziz et al. 1971). Chaque caméra analogique est équipée d'un shutter électronique à fréquence réglable et de LEDs (Light Emitting Diodes) réparties régulièrement autour de l'objectif. Au cours de l'expérimentation, ces diodes émettent une lumière rouge. Grâce à la propriété rétro-réfléchissante du matériau de leur surface (Scotch Light), les marqueurs passifs collés sur la peau du sujet renvoient la lumière dans la direction du rayon incident lorsqu'ils sont situés dans le champ des caméras. Chaque caméra, dont l'objectif est muni d'un filtre rouge, capte ces signaux réfléchis sans être perturbée par l'éclairage ambiant de la pièce. Les marqueurs sont facilement identifiables après un seuillage adéquat de l'image sur un écran vidéo. Ils apparaissent sous forme de taches lumineuses sensiblement circulaires. Ces taches sont alors numérisées par une carte analogique digitale. Un logiciel détermine avec précision le centre du marqueur par reconnaissance de son contour et calcule la position du barycentre dans le repère image, en deux dimensions, de chaque caméra.

Jusqu'à il y a encore peu de temps, la D.L.T. était la technique de reconstruction tridimensionnelle la plus utilisée par les systèmes d'analyse du mouvement (Allard et al. 1995).

Elle repose sur deux équations de base :

$$\begin{cases} u + \Delta u = \frac{L_1 X + L_2 Y + L_3 Z + L_4}{L_9 X + L_{10} Y + L_{11} Z + 1} \\ v + \Delta v = \frac{L_5 X + L_6 Y + L_7 Z + L_8}{L_9 X + L_{10} Y + L_{11} Z + 1} \end{cases}$$

- où :
- u, v sont les coordonnées images du point (centre du marqueur),
 - $\Delta u, \Delta v$ sont des termes de correction correspondant aux distorsions des lentilles,
 - X, Y, Z sont les coordonnées du point dans l'espace à trois dimensions,
 - $L_1, L_2... L_{11}$ sont les paramètres D.L.T., constantes représentant les caractéristiques de chaque caméra (position, orientation, distance focale...).

Ce système d'équations conditionne le déroulement de toutes les campagnes de mesure. Ainsi, la phase de calibrage est indispensable pour définir les paramètres DLT de chaque caméra (Fioretti et al. 1985; Tsai 1987; Weng et al. 1992). Toutefois, les méthodes basées sur la reconnaissance des paramètres D.L.T sont longues, fastidieuses et peuvent perdre de leur précision selon la taille du volume étudié. C'est pourquoi des approches alternatives ont été développées telles que celles basées sur les algorithmes génétiques (Ji et al. 2001) ou celles basées sur les techniques d'autocalibrage (Woltring 1980). Nous indiquerons que l'ancien système *Motion Analysis* reposait sur cette technologie.

Récemment, une deuxième technique de reconstruction des marqueurs a été développée. Cette méthode est basée sur le principe de la géométrie épipolaire utilisée par Dapena et al. (Dapena et al. 1982). Par la suite, cette technique a été développée par les spécialistes de la vision par ordinateur (Faugeras 1993). Cette nouvelle technologie utilise des caméras numériques temps réel et fournit, tout comme la précédente, les positions tridimensionnelles des marqueurs passifs positionnés sur des points anatomiques précis. Cependant, la technique de reconstruction géométrique tridimensionnelle des marqueurs n'est pas la même.

Le principe consiste à calculer, à partir d'un certain nombre de vues d'une même scène, une description géométrique tridimensionnelle de celle-ci. Pour cela trois étapes sont à suivre. La première étape est de détecter et de localiser précisément l'objet sur l'image de la caméra. La seconde étape consiste à mettre en correspondance les vues de plusieurs caméras. La dernière étape, enfin, permet de calculer la position 3D d'un point à partir de ses projections dans deux ou plus, images et de la connaissance de la géométrie des caméras.

La première étape consiste donc en la détection et la localisation de l'objet sur l'image de la caméra. Pour cela, le targetting (marqueurs réfléchissants positionnés sur l'objet) et les opérateurs subpixels permettent d'améliorer la rapidité, la précision ainsi que la résolution spatiale de cette première étape. Dans le cas des systèmes temps réel, la rapidité du calcul est prépondérante. Les opérateurs calculant le centroïde, c'est-à-dire le barycentre des marqueurs en termes de niveau de gris, sont les plus performants avec une résolution de $1/20^{\text{ème}}$ à $1/50^{\text{ème}}$ de pixel.

La seconde étape consiste en la mise en correspondance des coordonnées bidimensionnelles d'un même point sur les images de plusieurs caméras afin de déterminer ses coordonnées tridimensionnelles. La question est donc : comment un point de la scène est projeté sur un pixel dans l'image ? Le modèle de caméra le plus utilisé actuellement est le modèle sténopé qui permet de modéliser la projection perspective.

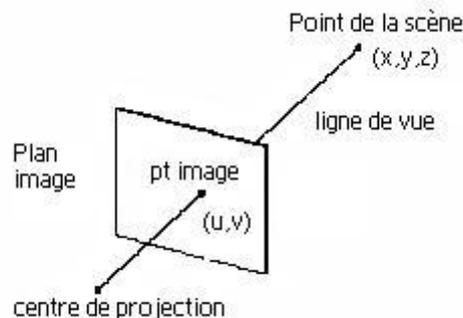


Figure 3.2: Modèle sténopé d'une caméra permettant la projection perspective.

Le plan image, correspondant à la surface photosensible (i.e le capteur CCD), et le centre optique (ou point focal) représentent une caméra. Un point de la scène est donc projeté suivant la droite le reliant au centre optique : la ligne de vue. Le point image se trouve alors à l'intersection de cette droite avec le plan image. Ces différents éléments géométriques sont représentés à l'aide des coordonnées projectives. En géométrie projective, un point d'un espace tridimensionnel est représenté par quatre

coordonnées homogènes définies à un facteur multiplicatif près. L'opération de projection peut donc être représentée par une matrice :

$$\begin{pmatrix} \varpi.u \\ \varpi.v \\ \varpi \end{pmatrix} = \begin{bmatrix} m_{1,1} & m_{1,2} & m_{1,3} & m_{1,4} \\ m_{2,1} & m_{2,2} & m_{2,3} & m_{2,4} \\ m_{3,1} & m_{3,2} & m_{3,3} & m_{3,4} \end{bmatrix} \begin{bmatrix} x \\ y \\ z \\ 1 \end{bmatrix}$$

où ω est un facteur multiplicatif.

La matrice de projection d'une caméra prend en compte deux types d'informations : la géométrie externe et interne des caméras. La première correspondant à la position et l'orientation de la caméra par rapport à la scène, la seconde étant les propriétés indépendantes du positionnement c'est à dire, la distance focale, la taille des pixels ... Ces géométries associées à une caméra permettent de calculer pour chaque point image, la ligne de vue sur laquelle se trouve le point de la scène correspondant. Tout comme pour la technique D.LT., la phase de calibrage permet, grâce à un objet de géométrie connue filmé par l'ensemble des caméras, d'identifier chaque élément de la matrice de projection.

La localisation du point dans la scène 3D nécessite plusieurs images du même point afin de combiner les différentes lignes de vue correspondantes. Le problème de correspondance entre les différentes images du même point de la scène se pose donc.

Pour expliquer le problème de correspondance, considérons la géométrie de deux images.

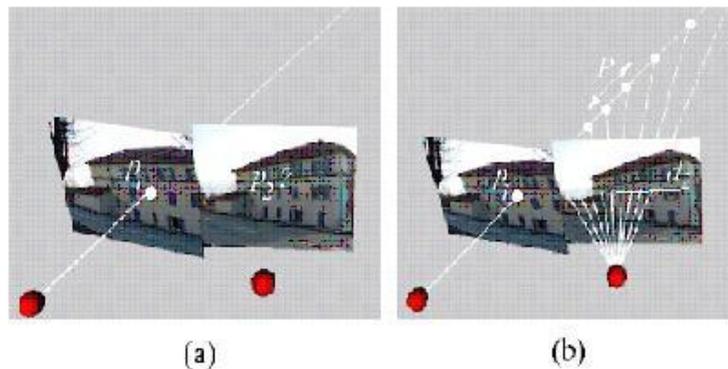


Figure 3.3: Vue d'une même image par deux caméras différentes. (a) P1 et la ligne de vue de la caméra 1. P se trouve donc sur cette ligne de vue mais on ne sait pas où précisément. (b) projection de la ligne de vue de la caméra 1 sur le plan image de la caméra 2 : droite d2. Cette droite est la droite épipolaire. Sur cette droite, un seul point P2 correspond avec l'image du marqueur. Si il y a ambiguïté (i.e. plusieurs points repérés sur la même droite d2), des informations issues d'une troisième caméra permettront de trancher.

Soit p_1 un point dans la première image, qui est la projection d'un point P de la scène, dont la position est inconnue. La géométrie interne et externe de la caméra 1 (donc son modèle), nous donne la ligne de vue de p_1 . P se trouve donc sur cette ligne de vue. Puis, les projections des points de la ligne de vue sur la deuxième image constituent une droite d_2 dans la deuxième image. Cette droite est appelée droite épipolaire de p_1 dans la deuxième image. La recherche de la correspondance de p_1 peut donc

se limiter à la droite d_2 . Cette relation géométrique entre des points correspondants dans deux images, est appelée la géométrie épipolaire. Sur cette droite, un seul point correspond a priori avec l'image d'un marqueur, qui est nécessairement le correspondant recherché. Si il y a ambiguïté, des informations supplémentaires sont alors apportés par une troisième caméra qui permet de trancher. Nous faisons remarquer que cette méthode est plus rapide qu'une recherche exhaustive dans toute l'image.

Une fois cette étape terminée, la position tridimensionnelle du point de la scène est calculée par triangulation. Nous savons donc que la position du point dans la scène est alors à l'intersection des lignes de vue de deux caméras issues de deux points correspondants.

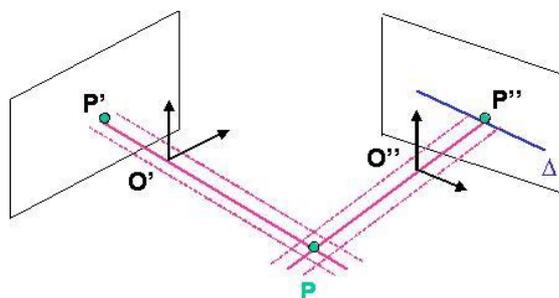


Figure 3.4: Calcul de la position 3D d'un point grâce à la méthode de triangulation.

En raison du bruit présent dans les données (imprécision au niveau de l'extraction des points, de la géométrie des caméras..), il n'y a pas d'intersection exacte. La solution consiste donc à chercher le point qui minimise la distance aux lignes de vue.

Plus de détails sur les principes permettant la détection des marqueurs et leur identification peuvent être trouvés dans les articles de (Furnee 1997; Bontrager 1998; Medved 2001).

II.3 Protocole expérimental mis en place pour l'étude de la marche saine et pathologique.

Quel que soit le type de mouvement étudié, le déroulement d'une campagne de mesure en analyse du mouvement nécessite de respecter plusieurs étapes afin d'obtenir des mesures précises, reproductibles et interprétables.

Ces étapes sont au nombre de cinq, à savoir : une première étape au cours de laquelle les caméras sont positionnées en fonction du volume étudié, une seconde étape au cours de laquelle le système est calibré afin de définir les paramètres géométriques des caméras, une troisième étape pendant laquelle les marqueurs sont collés sur la peau du sujet selon le mouvement étudié et le modèle utilisé, puis une quatrième étape permet l'enregistrement du mouvement et enfin la dernière étape correspond au calcul des trajectoires tridimensionnelles des marqueurs.

Au cours de ce travail de thèse, plusieurs applications autour de la marche ont été étudiées. Un protocole précis a donc été mis en place afin d'enregistrer de façon rigoureuse au moins un cycle de marche. Les différentes étapes nécessaires au bon déroulement d'une campagne d'enregistrement vont être présentées.

II.4 Positionnement des caméras en fonction du volume étudié

Cette étape nécessite de bien définir le volume utile à mesurer selon le mouvement étudié qui ici se restreint à la marche.

Il est bon de noter que la sensibilité de l'optique est l'un des inconvénients les plus importants de cette technique (contrairement aux systèmes magnétiques). Ceci est lié aux contraintes de visibilité des marqueurs. Ces inconvénients sont partiellement résolus grâce à l'utilisation de plusieurs caméras au cours d'un enregistrement.

En effet, pour une analyse du mouvement correcte, chaque marqueur doit être visible, à tout moment, par au moins deux caméras afin de pouvoir reconstruire sa position tridimensionnelle. Il faut prendre soin d'écartier les caméras d'un angle spatial d'au moins 25 degrés, de manière à faciliter cette reconstruction. La reconstruction tridimensionnelle des marqueurs pourra néanmoins être perturbée par le fait que ces derniers puissent être cachés au cours du mouvement par le balancement des bras, les aides à la marche, les rotations des sujets (Furnee 1997).

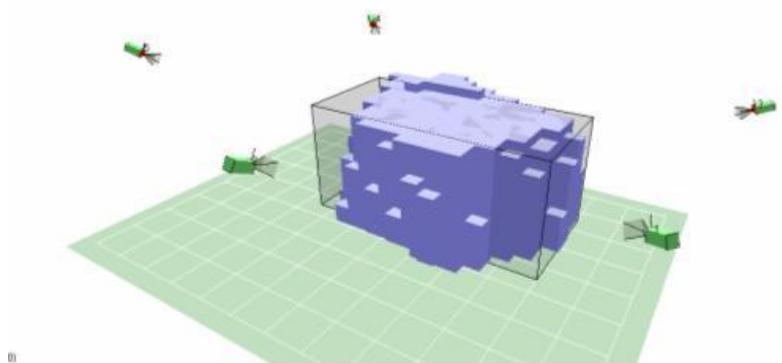


Figure 3.5: Visualisation du volume de travail dans le cas d'une étude de la marche grâce au système MOTION ANALYSIS temps réel. Le volume grisé représente le volume théorique dans lequel on souhaite travailler. En bleu, est représenté le volume réel vu par l'ensemble des 5 caméras.

Pour l'étude de la marche, la configuration retenue est celle schématisée sur la figure suivante.

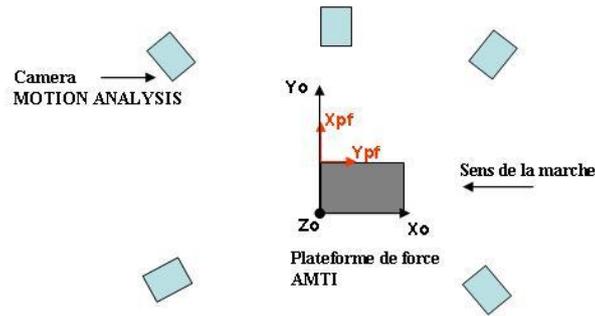


Figure 3.6: Représentation schématique du placement des cinq caméras autour de la plateforme de force AMTI et de l'outil (l'équerre) de calibration statique. Ce dernier sert à déterminer le référentiel fixe $R_0 = (OX_0Y_0Z_0)$ dans lequel sont exprimées les coordonnées tridimensionnelles des marqueurs cutanés (vue supérieure - plan horizontal) Phase de calibrage

Le calibrage est une étape indispensable et essentielle pour toutes méthodes de reconstruction. En effet, cette étape permet de définir les paramètres de la matrice de projection de chaque caméra. L'un des objectifs du calibrage est de diminuer les sources d'erreurs liées au système. Les constructeurs de ce type de systèmes ont élaboré un ensemble d'expériences et de tests afin de mettre au point des algorithmes de correction incorporés dans la procédure de calibrage proposée aux utilisateurs.

Le calibrage consiste à utiliser un objet dont la géométrie est connue. A partir d'une seule image de cet objet, la géométrie complète de la caméra peut alors être estimée, à savoir sa géométrie interne et son positionnement relatif à l'objet.

En pratique, une équerre munie de quatre mires réfléchissantes est placée au centre du volume. Ses dimensions, très précisément connues, permettent au système une première estimation de la géométrie des caméras.

La position de l'objet de calibrage est également utilisée pour affecter un référentiel fixe au laboratoire. Les résultats du traitement, fournis par le système *Motion Analysis*, sont exprimés dans ce référentiel. La précision des coordonnées tridimensionnelles obtenues dans un volume restreint autour de l'équerre est d'environ un millimètre.



Figure 3.7: Objet de calibrage permettant de déterminer les paramètres de la matrice de projection de chaque caméra et d'attribuer un référentiel fixe $R_0 = (OX_0Y_0Z_0)$ dans lequel les coordonnées des marqueurs sont exprimées

Par contre, cette précision se détériore très vite dès que les marqueurs sortent de ce volume. Pour affiner cette première estimation, un calibrage dynamique est rajouté (Zhang 1995; Cerveri et al. 1998; Borghese et al. 2001). Il consiste, après la phase de calibrage précédente, à déplacer dans tout le volume utile une tige munie de trois marqueurs dont les dimensions sont parfaitement connues. Cette information supplémentaire permet d'agrandir très largement le volume de travail et d'homogénéiser la précision des calculs dans celui-ci. La précision d'un millimètre est alors obtenue dans un volume beaucoup plus important.

Pour que cette précision reste constante tout au long de l'expérimentation, il est nécessaire que les caméras ne soient absolument pas touchées après cette phase de calibrage. Un déplacement de l'une d'entre elles a pour conséquence d'affecter les paramètres de projection de sa matrice. La reconstruction tridimensionnelle qui en découle serait alors erronée. En pratique, pour nous assurer de cette précision, nous avons systématiquement accompli ces opérations de calibrage statique et dynamique avant chaque demi-journée d'expérimentation.

II.5 Placement des marqueurs sur le sujet

II.5.1 Les principes généraux à suivre

L'un des objectifs principal de l'analyse du mouvement est la reconstruction des mouvements des segments corporels à partir des images photogrammétriques afin de modéliser les articulations en considérant deux objectifs prioritaires : obtenir la précision maximale à partir des données disponibles (trajectoires des marqueurs) et assurer la cohérence du modèle avec les concepts anatomiques pour permettre l'interprétation ultérieure des résultats en clinique.

Les marqueurs cutanés placés sur le sujet sont supposés suivre les mouvements du système squelettique. La disposition des marqueurs sur le sujet doit être définie avec soin. Elle dépend principalement de quatre critères:

- L'enregistrement lors de l'essai. Les marqueurs doivent être vus par un minimum de deux caméras tout au long du mouvement.
- La reproductibilité de la mesure. Les marqueurs doivent être placés sur des endroits facilement identifiables sur tous les sujets, c'est-à-dire, dans la mesure du possible, au voisinage des reliefs osseux. Cet emplacement présente également l'avantage de limiter l'influence des masses molles sur la mesure de la position du marqueur (Cappozzo et al. 1995; Manal et al. 2000). Ces dernières correspondent aux masses musculaires et adipeuses interposées entre la peau et l'os.

- L'attribution d'un repère lié à chaque segment corporel (Wu et al. 2002). Un minimum de trois marqueurs est nécessaire pour être à même de repérer la position et l'orientation de chaque segment corporel dans l'espace. Ces marqueurs doivent être le plus éloignés possible les uns des autres pour définir au mieux des directions et former des triangles le moins plat possible. Ces précautions contribuent à améliorer la précision des référentiels associés à chaque segment.
- La concordance avec les axes anatomiques (Wu et al. 1995; Wu et al. 2002). Les axes déterminés à partir de ces marqueurs doivent, dans la mesure du possible, coïncider avec les axes anatomiques facilitant ainsi l'interprétation clinique ultérieure des résultats. Par axes anatomiques, nous entendons les axes fonctionnels autour desquels ont lieu les mouvements de rotation articulaire (*i.e.* mouvements de flexion/extension, abduction/adduction, rotation interne/rotation externe).

II.5.2 Modélisation des segments du membre inférieur

La première simplification consiste à modéliser le corps humain en segments rigides reliés entre eux par des articulations plus ou moins complexes. Cette hypothèse permet d'utiliser les concepts de mécanique des corps rigides pour décrire la cinématique articulaire.

Le membre inférieur est donc modélisé en un système poly-articulé composé de quatre segments supposés indéformables, reliés entre eux par des articulations parfaites. Ces segments sont : le pied, la jambe, la cuisse et le bassin.

Il est à noter que les deux pieds ne sont pas pris en compte d'un point de vue dynamique dans notre modélisation, c'est-à-dire que leur masse est négligée devant celle des autres segments. En effet, Doriot (Doriot 2001) a montré que le segment pied peut être négligé lors d'une étude dynamique de la phase d'appui de la marche sans influence notable sur le calcul ultérieur des actions mécaniques inter-segmentaires.

Les positions retenues, en fonction de ces critères et de la spécificité de notre protocole expérimental, pour le placement des marqueurs sur le sujet lors des enregistrements statiques et dynamiques sont présentées dans la section suivante :

II.5.3 Localisation des marqueurs techniques et anatomiques

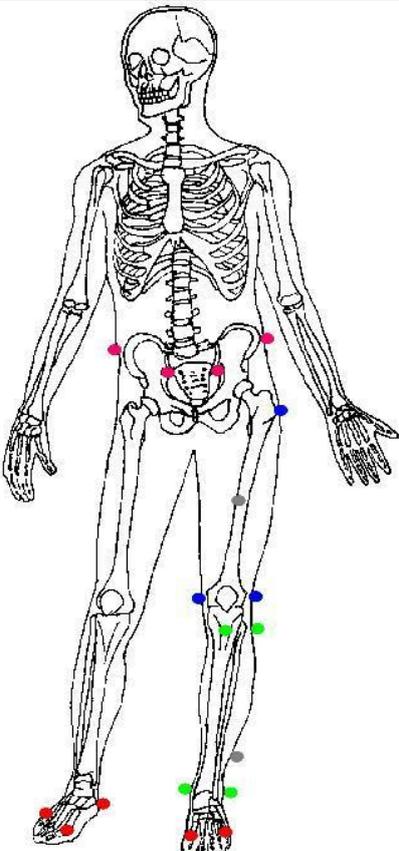
Lors des enregistrements dynamiques et statiques (tableau 3.1), les quatre segments sont repérés par des marqueurs cutanés comme illustré sur la figure du tableau 3.1.

Parmi ces marqueurs certains jouent un rôle de marqueurs dit techniques et d'autres dit anatomiques. Les marqueurs représentés en gris sur la figure ne sont pas utilisés dans la modélisation faite par la suite. Ils sont seulement utiles au logiciel de reconstruction tridimensionnelle EvaRT lors de la

construction de son modèle et donc de sa phase automatique de traitement des données enregistrées.

Les marqueurs spécifiques à chaque segment sont donc :

Tableau 3.1: Positionnement des marqueurs sur le sujet permettant par la suite la modélisation du membre inférieur en quatre segments : Pelvis, Cuisse, Jambe et Pied. Les référentiels liés à chaque segment sont décrits dans l'Annexe 2 de ce travail. Les marqueurs roses définissent le segment pelvis, les marqueurs bleu, le segment cuisse, les marqueurs verts, le segment jambe et enfin les marqueurs rouges le segment pied. Les marqueurs gris sont des marqueurs utilisés seulement par le logiciel EvaRT, ils ne sont pas utilisés dans la modélisation des segments.

Nom du segment modélisé	Nom des marqueurs	Position des marqueurs sur le sujet
Pelvis = Bassin	Epine iliaque antéro-supérieure (Droite et Gauche) [1,2]	
	Epine iliaque postéro-supérieure (Droite et Gauche) [3,4]	
Fémur = Cuisse	Grand trochanter [5]	
	Cuisse	
	Condyle latéral [6]	
	Condyle médial [7]	
Tibia = Jambe	Tubérosité tibiale antérieure [8]	
	Tête du Péroné	
	Jambe	
	Malléole interne [9]	
	Malléole externe [10]	
Pied	Calcaneum [11]	
	1 ^{er} Métatarse [12]	
	5 ^{ème} Métatarse [13]	

II.6 Acquisition des actions mécaniques extérieures

Dans le cas de la marche, les forces extérieures appliquées sur le corps sont de deux types : la force de pesanteur et les actions de contact entre le pied et le sol pendant la phase d'appui. En ce qui concerne la pesanteur, il est possible de mesurer la masse du sujet mais la position de son centre de gravité est inconnue et varie au cours des phases successives du mouvement. Pour ce qui est des actions de contact, leur mesure s'effectue au moyen d'une plateforme dynamométrique dont les

signaux sont synchronisés en temps avec les données de déplacement obtenues grâce au système d'analyse du mouvement opto-électronique.

La plateforme de force utilisée au cours de nos expériences est celle commercialisée par AMTI (Advanced Mechanical Technology). Ces caractéristiques sont celles du type OR6-5, et ses dimensions 454*508 mm. La mesure est réalisée à l'aide de quatre jauges de contraintes disposées à chaque coin de la plateforme. Un amplificateur/conditionneur de 6 canaux récupère les tensions de sortie qui, après amplification, sont transmises à l'ordinateur par l'intermédiaire d'un convertisseur analogique-digital. Ces signaux correspondent aux forces et aux moments mesurés au centre de la plateforme dynamométrique, définis dans un référentiel lié à celle-ci.

Lors des enregistrements dynamiques, les signaux optiques sont échantillonnés à la même fréquence que les signaux des capteurs de force, soit 100 Hz.

II.7 Acquisition de l'activité électrique des muscles de surface du membre inférieur

L'étude électromyographique correspond à l'enregistrement de l'activité électrique du système neuromusculaire ; plus précisément des potentiels propagés par les ou l'unité(s) motrice (s). Comme nous l'avons vu dans l'étude bibliographique, il existe deux méthodes d'enregistrement électromyographique : l'EMG élémentaire et l'EMG de surface. Dans notre protocole expérimental, l'EMG de surface a été utilisé.

Le système utilisé est le Muscle Tester ME3000P8 de Mega Electronics Ltd (voir figure 3.8). Ce système est composé d'une unité de mesure dans laquelle est insérée une carte mémoire 32 Mb permettant l'enregistrement des signaux de l'activité électrique des muscles analysés. Deux fils comportant 4 voies préamplifiées sont connectés à cette unité de mesure. Chaque voie est connectée à trois électrodes (2 actives et 1 neutre) de type Blue Sensor. A la fin de l'enregistrement, l'unité de mesure est reliée à un ordinateur, via un câble optique connecté à un port COM de la carte PCI de l'ordinateur sur lequel est installé le logiciel MegaWin (permettant l'extraction et la sauvegarde des données enregistrées lors de l'expérimentation).

Deux électrodes (positive et négative) et une neutre sont nécessaires par muscle étudié. Les électrodes positives et négatives sont placées au milieu du chef musculaire et en regard du muscle. La pose des électrodes se fait par palpations du groupe musculaire. Afin de diminuer l'impédance de la peau, cette dernière est nettoyée à l'aide d'un mélange d'alcool et d'acétone. L'électrode neutre se pose sur une aspérité osseuse sous cutanée.

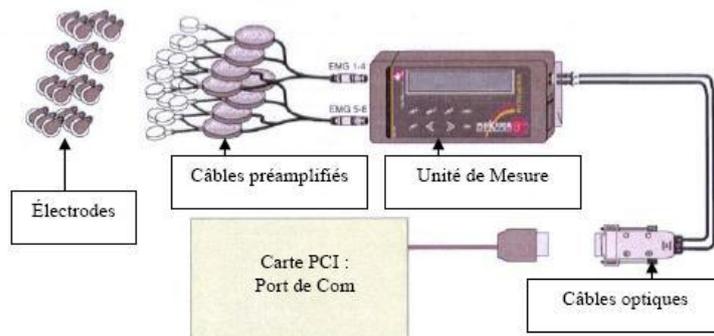


Figure 3.8: Système EMG3000P8 deMega Electronics Ltd.

II.8 Capture du mouvement

Pour les études concernant la marche saine ou pathologique, les enregistrements de « base » sont les mêmes quel que soit le type de marche étudié. En effet, comme nous le verrons dans les études cliniques utilisant notre modèle cinématique et dynamique, les marqueurs et mouvements nécessaires à notre modélisation ultérieure sont identiques.

Le sujet équipé de ses marqueurs est d'abord enregistré en position statique sur la plateforme de forces, puis au minimum cinq enregistrements successifs de marche sont réalisés. L'enregistrement statique a plusieurs objectifs : il sert de référence pour l'expression des résultats cinématiques (cette posture servant de position neutre) et pour celle des forces et moments intersegmentaires (exprimés en fonction du poids du sujet, mesuré par la plateforme), il sert également à définir la position de la plateforme de force dans le repère lié au calibrage (grâce à des marqueurs rétro réfléchissants disposés aux quatre coins de la plateforme). En ce qui concerne l'enregistrement de la marche, il faut que la phase d'appui sur la plateforme corresponde à un régime établi. Le sujet démarre donc le mouvement quelques pas avant d'entrer dans le champ des caméras et continue sur quelques pas après avoir traversé ce champ. Pour que le mouvement soit le plus naturel possible, le sujet marche à sa cadence habituelle et l'enregistrement n'est conservé que si la phase d'appui est correctement centrée sur la plateforme de forces. L'acquisition des données vidéo s'effectue à une fréquence d'échantillonnage de 100 Hz, celle des données de forces à une fréquence de 100 Hz.

Un enregistrement du mouvement de circumduction de la jambe est enfin enregistré. Il servira pour la détermination du centre de la hanche (Gutierrez 1996) expliqué ultérieurement.

II.9 Reconstruction tridimensionnelle des données

Les trajectoires tridimensionnelles des marqueurs cutanés sont calculées par le système en temps réel. Malgré la rigueur du protocole expérimental, les sources d'erreurs sont nombreuses.



Figure 3.9: Enregistrement d'un mouvement de marche avec un système dernière génération MOTION ANALYSIS.

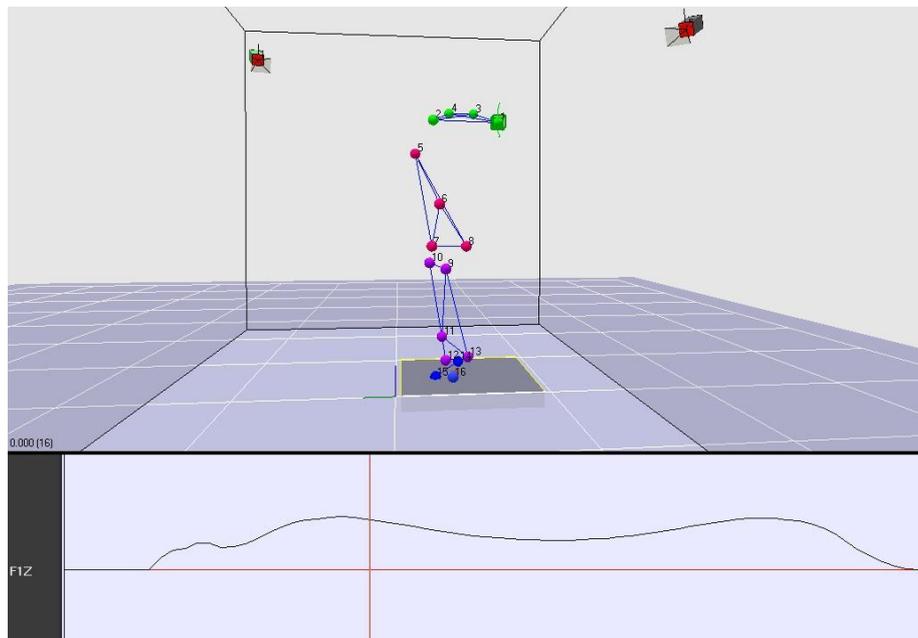


Figure 3.10: Reconstruction tridimensionnelle, mouvement présenté sur la figure précédente, avec le logiciel EvaRT.

III. Les sources d'erreurs

Au cours de l'enregistrement, différentes sources d'erreurs affectent les mesures photogrammétriques et donc les coordonnées 3D des marqueurs (Chiari et al. 2005). Les erreurs liées aux systèmes de mesures sont de deux types : les premières dites systématiques ou erreurs expérimentales et les secondes dites aléatoires ou erreurs instrumentales. Le type d'erreur est dans chaque cas associé aux limites de validité du modèle de mesure du système, aux imprécisions liées au calibrage (mauvaise estimation des paramètres du modèle) ou encore aux non linéarités que le calibrage ne

peut pas prendre en compte (modèle non adapté). A l'heure actuelle, un modèle de caméra valide ne doit pas négliger la sensibilité de l'optique et la distorsion de l'image (Woltring et al. 1990). La valeur de l'erreur expérimentale dépend de la taille du volume de travail, de la position des marqueurs dans ce volume, de la position des marqueurs sur le sujet et de la configuration des caméras (Gazzani 1993). L'erreur instrumentale, quant à elle, est liée au système de mesure, aux bruits électriques, aux oscillations des marqueurs, c'est-à-dire à la précision des algorithmes de calcul du centroïde des marqueurs, au procédé de digitalisation lui-même qui transforme les coordonnées des marqueurs en valeur numérique (Croce et al. 2000), à la distorsion du contour du marqueur, aux images des marqueurs partiellement masquées, à la confusion des marqueurs entre eux ou avec un signal « fantôme » (visualisation du strobe par une autre caméra) (Pedotti et al. 1995).

En général, les constructeurs signalent que la précision avec laquelle les marqueurs sont reconstruits à l'intérieur d'un certain volume de mesure est d'environ 1:3000 de la diagonale du volume calibré. Les précisions rapportées par Shortis (Shortis 1998) dans les études morphométriques sont de 1:5000 avec 4 caméras à 1:15000 avec 36 caméras. Schmid (Schmid 2001) indique que les dernières précisions enregistrées pour les systèmes d'analyse du mouvement sont de l'ordre de 0.009-1.77 %. Les valeurs rapportées ci-dessus sont largement acceptables pour l'étude du mouvement humain. Cependant, l'estimation de la précision avec laquelle la position du marqueur est enregistrée doit être prise en compte au cours de la routine mise en place au laboratoire (Croce et al. 2000). En effet, bien comprendre les limites des systèmes est essentiel pour réaliser des applications propres et pour mettre en place les modèles cinématiques segmentaires et articulaires qui en découlent (DeLuzio et al. 1993).

Différents tests (basés sur des mesures variées) ont été proposés dans la littérature afin de quantifier la précision des systèmes.

III.1 Mesure de l'erreur instrumentale

Une méthode classique afin d'évaluer l'erreur instrumentale consiste à enregistrer en statique ou en dynamique une barre rigide équipée d'au moins deux marqueurs. La distance entre les deux marqueurs est parfaitement connue. Cette distance est alors calculée à chaque instant par le système d'analyse du mouvement ainsi les déviations systématiques ou aléatoires peuvent être évaluées. Un ensemble de tests dynamiques basé sur la mesure de la distance relative entre les marqueurs est proposé dans la littérature (Morris et al. 1990; Cappozzo et al. 1993; Ehara et al. 1995; Cappello et al. 1997; Ehara et al. 1997; Everaert et al. 1999; Croce et al. 2000).

En 1999, Richards (Richards 1999) a comparé, à partir de tests normalisés, les réponses linéaires et angulaires délivrées par six systèmes tridimensionnels d'analyse du mouvement disponibles sur le marché (Table 3.2). Pour cela, il utilise un système (figure 3.11) générant un mouvement rotatif des marqueurs dans un volume de mesure calibré puis il analyse les capacités du système à reconstruire les coordonnées des marqueurs au cours du temps, à restituer une distance constante entre deux

marqueurs, à limiter les variations des coordonnées associées à un marqueur statique et à mesurer correctement le déplacement d'un marqueur à proximité d'un autre.

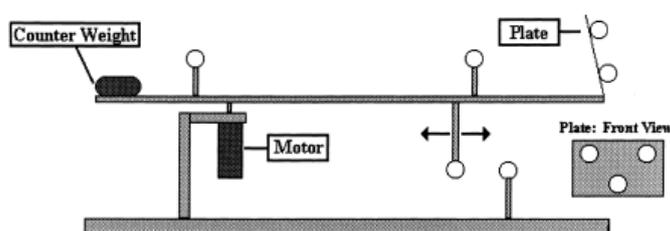


Figure 3.11: Système pour l'évaluation des erreurs de mesures de différents systèmes commercialisés

Richards J.G. (1999).

Table 3.2: Comparaison de mesures linéaires (en centimètre) et angulaires (en degré) fournies par six systèmes d'analyse du mouvement tridimensionnelle utilisant des marqueurs cutanés passifs lors de deux tests normalisés. Sont reportés la distance réelle (Réelle), la distance moyenne mesurée durant quatre secondes à 60 Hz (Mesurée), le bruit associé à cette mesure déterminé par la R.M.S. de la différence entre la distance moyenne mesurée et la distance mesurée à chaque image de l'enregistrement (Erreur R.M.S.) et l'erreur absolue maximale par rapport à la distance réelle calculée sur chaque image (Erreur max.). Sont également reportés les mêmes paramètres pour la mesure angulaire. L'ensemble des ces données sont une moyenne de 6 essais (modifié d'après Richards 1999).

Système (marqueurs passifs)	Distance (cm)				Angle (°)			
	Réelle	Mesurée	Erreur R.M.S.	Erreur max.	Réel	Mesuré	Erreur R.M.S.	Erreur max.
Ariel	9,0	9,015	0,151	0,494	95,80	95,104	2,109	5,062
Elite	9,0	9,159	0,446	1,613	95,80	95,148	4,287	14,309
Motion Analysis	9,0	9,057	0,149	0,599	95,80	95,798	1,761	6,284
Peak	9,0	9,076	0,177	0,582	95,80	96,500	3,772	12,666
Qualisy	9,0	9,004	0,221	1,276	95,80	94,389	4,498	19,256
Vicon	9,0	8,980	0,126	0,557	95,80	94,543	1,421	4,632

Il ressort de cette étude que quatre systèmes (*Ariel*, *Motion Analysis*, *Peak* et *Vicon*) permettent une reconstruction correcte des paramètres linéaires. Cependant, lorsque l'on considère les paramètres angulaires, seuls trois systèmes (*Ariel*, *Motion Analysis* et *Vicon*) fournissent des valeurs très proches de l'angle réel et peu bruitées. Il est intéressant de noter que l'erreur maximum calculée sur une durée de quatre secondes est supérieure à 12° pour les trois autres systèmes, elle est même proche de 20° pour l'un d'entre eux.

Le test proposé par Richards afin d'évaluer différents systèmes est original, robuste et permet de rassembler des informations complètes sur les systèmes de mesure. Toutefois, les valeurs fournies dans le tableau reflètent les caractéristiques des systèmes à l'époque de l'étude (1999), et certaines ont pu être améliorées depuis.

Une grande série de tests a été réalisée en 2002 au Japon, au cours de laquelle différents systèmes d'analyse du mouvement ont été évalués à travers des tâches bien spécifiques. Chaque compagnie participant à ce meeting avait à sa disposition un espace de 7m*7m dans lequel elle pouvait installer le nombre de caméras souhaité afin de réaliser les tests dans des conditions optimales. Un comité spécialisé a ensuite évalué les résultats obtenus par chacune d'entre elles.

La première tâche a pour but d'évaluer la précision linéaire entre deux marqueurs. Pour cela, un sujet tenant une barre équipée de marqueurs, se déplace dans l'espace calibré en respectant la séquence de marche imposée sur la figure 3.12.

La deuxième tâche a pour but d'évaluer la précision angulaire des systèmes grâce au déplacement d'un objet en forme d'équerre, équipée de trois marqueurs.

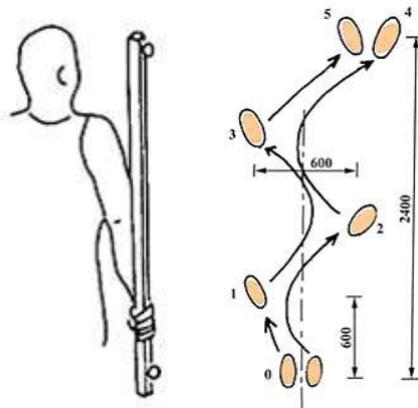


Figure 3.12: Représentation du sujet tenant la barre équipée de marqueurs et du parcours qu'il doit suivre au cours de la tâche 1.

Enfin, la dernière tâche a pour but de tester la reconstruction virtuelle des marqueurs A et D à partir de deux jeux de marqueurs collés sur des plaques triangulaires, elles-mêmes fixées à une barre figure 3.13. Le sujet se déplace comme précédemment. Dans chaque situation, les compagnies présentes sur le meeting enregistrent les coordonnées 3D des marqueurs et récupèrent les fichiers de sortie sous format ASCII. La précision linéaire et angulaire a été ensuite évaluée par le comité spécialisé. Les résultats des différents tests sont présentés dans les tableaux 3.3 et 3.4.

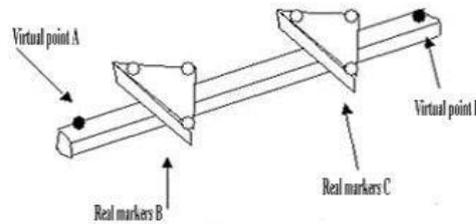


Figure 3.13: Représentation de l'objet utilisé afin d'évaluer la précision dans la reconstruction des marqueurs virtuels A et D à partir de deux autres jeux de marqueurs.

Table 3.3 : Comparaison de mesures linéaires (mm) et angulaires (°) fournies par huit systèmes d'analyse du mouvement tridimensionnelle utilisant des marqueurs cutanés passifs. Sont reportés la distance réelle (Réelle), la valeur enregistrée, la distance moyenne mesurée, le bruit associé à cette mesure déterminé par la R.M.S. de la différence entre la distance moyenne mesurée et la distance mesurée à chaque image de l'enregistrement (Erreur R.M.S.) et l'erreur absolue maximale par rapport à la distance réelle calculée sur chaque image (Erreur max.).

Systèmes d'analyse du mouvement	Distance (mm)						Angle (°)				
	Réelle	Mesurées	Moyenne	Ecart type.	Erreur RMS	Erreur max	Réel	Mesuré	Ecart type.	Erreur RMS	Erreur max
Frame-DIAS	900.0	900.0	896.61	3.81	3.59	1.87	90	90.65	0.48	0.68	1.90
Vicon	900.0	899.5	899.92	0.24	0.42	1.04	90	89.86	0.15	0.16	0.18
Visualeyez	900.0	899.0	890.31	1.54	8.69	-6.34	90	90.24	0.48	0.41	2.05
PhaseSpace	900.0	899.0	929.79	58.69	42.49	137.47	90	87.87	9.26	6.44	11.62
Peak Motus Real Time	900.0	900.5	905.18	1.02	4.68	7.90	90	89.48	0.40	0.56	0.92
Peak Motus Video	900.0	900.5	897.40	3.11	3.54	3.62	90	89.73	0.67	0.58	2.13
Motion Analysis Eagle	900.0	902.0	899.23	0.36	2.77	-1.74	90	90.52	0.13	0.52	0.85
ProReflex	900.0	899.0	901.32	0.75	2.32	4.21	90	89.68	0.24	0.33	0.22

Tout comme dans l'étude menée par Richards, il ressort de cette série de tests que les systèmes *Motion Analysis et Vicon* permettent une reconstruction précise des paramètres linéaires et angulaires. Cependant, d'autres caractéristiques sont à prendre en compte dans le choix de ce genre de système, telles que la précision lors de la reconstruction des marqueurs virtuels (table 3.4) et la rapidité du système (table 3.5) à reconstruire les coordonnées tridimensionnelles des marqueurs lors d'un enregistrement. En effet, ces deux paramètres sont importants dans la convivialité, la robustesse et la rapidité de tels systèmes.

Table 3.4: Evaluation de la précision (mm) dans le calcul des marqueurs virtuels.

Systèmes d'analyse du mouvement	Distance (mm)					
	Réelle	Mesurées	Moyenne	Ecart type.	Erreur RMS	Erreur max
Vicon	900.0	899.5	900.00	0.15	0.50	1.09
Visualeyez	900.0	899.0	888.89	3.28	10.11	-0.84
Peak Motus Real Time	900.0	900.0	901.83	1.00	1.83	4.90
Peak Motus Video	900.0	900.0	899.30	2.06	1.68	5.02
Motion Analysis – Eagle Digital système	900.0	900.0	899.23	0.35	0.77	0.28

Pour certaines tâches, le temps de reconstruction tridimensionnelle de l'ensemble des marqueurs par le système a été calculé. Ces données temporelles sont disponibles dans le tableau ci-dessous.

Table 3.5: Evaluation du temps nécessaire afin de reconstruire les marqueurs en 3D.

Systèmes d'analyse du mouvement	Temps de reconstruction 3D.	Commentaire
Frame-DIAS	33mn02s	Manuel
Vicon	1.94s	Auto
Visualeyez	0,1s	Auto
PhaseSpace	0,1s	Auto
Peak Motus Real Time	5.78s	Auto
Peak Motus Video	15,55s	Manuel
Motion Analysis – Eagle Digital système	0,1s	Auto
ProReflex	42s	Auto

Nous pouvons donc remarquer que les systèmes Motion Analysis et Vicon sont à nouveau les meilleurs mais que, seul le système Motion Analysis permet une reconstruction 3D des marqueurs en « vrai » temps réel (tableau 3.5). De plus, ce système de dernière génération présente de nouveaux avantages tels qu'une utilisation simple, une mise en place rapide grâce à son câblage simplifié et

donc une possibilité de transporter le système si l'on souhaite réaliser des enregistrements dans un autre lieu, voire en extérieur.

III.2 Erreurs dues à l'expérimentation

De notre point de vue, il est également nécessaire d'avoir une vision exhaustive des différentes sources d'erreur qui peuvent être introduites lors d'une campagne d'essai, afin de les minimiser au maximum.

Gorton (Gorton et al. 2001) a quantifié différents paramètres susceptibles d'influencer le calcul des amplitudes articulaires. Cette équipe de cliniciens américains a comparé les résultats cinématiques (Figure 3.14.) d'un même sujet, fournis par douze laboratoires d'analyse du mouvement équipés de systèmes tridimensionnels équivalents (dix systèmes *Vicon* et deux systèmes *Motion Analysis*). Dans chaque laboratoire, le sujet a effectué dix fois un test routinier de marche à allure normale. Les résultats fournis par les systèmes d'analyse du mouvement ont été validés à l'aide d'un gabarit du membre inférieur (*rod* sur la figure 3.14), pour lequel des résultats très similaires sont retrouvés par l'ensemble des équipes.

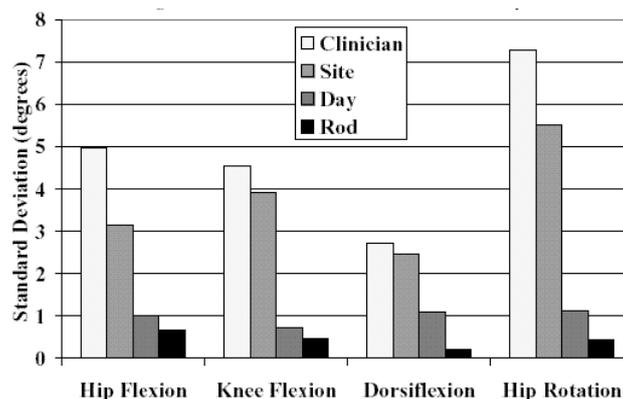


Figure 3.14 : Facteurs contribuant à la variabilité, pour un même sujet, du calcul de différents angles de la chaîne cinématique du membre inférieur lors de la phase d'appui d'un exercice de marche. Sont illustrés l'influence de l'équipe effectuant l'essai (clinician), du laboratoire (site), du jour de la mesure pour un même sujet et une même équipe (day) et de la validation des systèmes d'analyse du mouvement à l'aide d'un gabarit du membre inférieur (rod) (modifié d'après Gorton [2001]).

Cette étude montre que les paramètres cinématiques calculés sont fortement influencés par l'équipe qui effectue la campagne d'acquisition (*clinician* sur la figure 3.14.), et dans une moindre mesure par le laboratoire où le test se déroule (*site* sur la figure 3.14.). Il s'avère que ces résultats sont très peu sensibles lorsqu'une même équipe réalise la campagne de mesure pendant six jours consécutifs (*day* sur la figure 3.14.). En définitive, la comparaison des résultats publiés par différentes équipes est un exercice difficile, une grande partie des écarts observés pouvant être la conséquence des protocoles d'acquisition et/ou des techniques de calculs différents.

C'est pourquoi il semble préférable, au cours d'une campagne d'enregistrements que la même personne positionne les marqueurs sur les sujets.

III.3 Les sources d'erreurs liées à l'enregistrement des données électromyographiques

Plusieurs paramètres intrinsèques et extrinsèques peuvent influencer la mesure EMG (Pradon 2004). Les premiers correspondent aux facteurs anatomiques, physiologiques et biochimiques tels que : la composition de la fibre musculaire, le diamètre de la fibre musculaire (influence la vitesse de conduction des potentiels d'action constituant le signal), la profondeur et l'emplacement des fibres actives dans le muscle par rapport au placement des électrodes (influence les caractéristiques d'amplitude et de fréquence du signal enregistré), la quantité de tissu entre la surface de l'électrode et le muscle, le nombre d'unités motrices actives (influence l'amplitude du signal détecté).

Les seconds correspondent aux caractéristiques des électrodes mais aussi au placement de ces dernières sur la surface de la peau tels que : la distance entre les électrodes (influence la bande passante de la configuration différentielle de l'électrode), la position des électrodes sur la surface de la peau par rapport au muscle (influence la quantité d'interférences sur le signal détecté par l'électrode), la position des électrodes par rapport aux points moteurs dans le muscle (influence les caractéristiques d'amplitude et de fréquence du signal), l'orientation des électrodes par rapport aux fibres du muscle (influence la vitesse de conduction des potentiels d'action mesurés ainsi que l'amplitude et la fréquence du signal détecté), la forme et la surface des électrodes (influence le nombre d'unités motrices actives détectées).

IV. Traitements des données expérimentales

IV.1 Quelques solutions afin de limiter les sources d'erreurs

Les erreurs de mesure survenant au cours d'une analyse du mouvement sont donc de natures différentes mais dans tous les cas, elles viennent perturber l'analyse ultérieure des données. Plusieurs niveaux de corrections des trajectoires, en fonction de l'application et de l'utilisation des résultats envisagées, sont donc possibles.

La première méthode repose sur un procédé de filtrage classique dont la fréquence de coupure est adaptée à celle du mouvement. Il est bon de rappeler qu'en règle générale, les trois marqueurs cutanés placés sur un segment constituent un triangle qui, au cours du mouvement, se déforme sous l'effet des propriétés élastiques de la peau et des masses molles. De plus, le logiciel Motion Analysis EvaRT fournit les trajectoires de marqueurs appartenant à un même segment indépendamment les unes des autres. L'hypothèse introduite par l'utilisation implicite des lois de la *Mécanique Classique* (assimilation des segments corporels à des solides parfaits) n'est donc pas prise en compte par ce

logiciel lors de la reconstruction tridimensionnelle des coordonnées des marqueurs. En effet, l'élasticité de la peau intervient de façon fort différente sur chacun de ces marqueurs en fonction de sa localisation. L'amplitude des déplacements relatifs marqueur cutané / point anatomique osseux peut atteindre plusieurs centimètres. Malheureusement, le procédé de filtrage classique ne permet pas d'éliminer ces déplacements car leur fréquence est sensiblement identique à celle du mouvement analysé. Ainsi, il existe une incompatibilité entre la reconstruction isolée des marqueurs et la conservation de distances constantes entre les marqueurs au cours du temps qu'implique la description des mouvements articulaires entre segments corporels considérés rigides. Dès lors, il apparaît important d'éliminer, où tout du moins de limiter, les effets de ces mouvements relatifs sur l'estimation de la cinématique de la structure osseuse.

Certains auteurs (Viel 2000) éliminent ces phénomènes en fixant les marqueurs sur un support rigide attaché au segment corporel au moyen d'une bande élastique. Cette méthode présente les indéniables avantages d'être simple à mettre en œuvre et de faciliter l'enregistrement de chaque marqueur par deux caméras, en éloignant le marqueur par rapport au segment. Les constructeurs des systèmes d'analyse du mouvement (*e.g. Motion Analysis, Vicon*) proposent systématiquement cette technique dans les protocoles prédéfinis qu'ils fournissent avec leurs systèmes. Toutefois, de notre point de vue, son utilisation se doit d'être limitée. En effet, elle ne permet pas de diminuer les erreurs dues aux mouvements parasites des masses molles. Au contraire, elle engendre la mesure d'une perturbation supplémentaire liée au déplacement relatif du support rigide par rapport au segment corporel. De la sorte, l'influence des masses musculaires et adipeuses est amplifiée par l'augmentation de la distance entre les marqueurs et l'os.

Cette question peut être abordée différemment en utilisant, par exemple, des techniques issues de l'optimisation segmentaire. Ces méthodes consistent à corriger la position des marqueurs cutanés à l'aide d'algorithmes numériques. Généralement, les segments corporels sont considérés comme étant indépendants les uns des autres. Cette hypothèse permet de traiter chaque segment de façon distincte. Laub et Shiflett (Laub et al. 1982) proposent en 1982, une méthode basée sur l'algèbre linéaire et la théorie des perturbations. Cependant, cette technique est limitée à 3 marqueurs non colinéaires. En 1980, Spoor et Veldpaus (Spoor et al. 1980) sont les premiers à proposer une méthode utilisant le concept des moindres carrés. Cette technique a pour but de minimiser, à partir d'une situation servant de référence (correspondant à une position statique supposée non perturbée par des mouvements parasites), l'écart entre les déplacements réels de m marqueurs placés sur un segment et des déplacements compatibles avec le caractère rigide des segments (le nombre optimal de marqueurs dépend du segment considéré, un compromis entre informations supplémentaires et mauvais placement doit être trouvé). Cette méthode a été améliorée, affinée et expliquée au cours de ces dernières années dans de nombreux travaux de recherches (Spoor et al. 1980; Hanson et al. 1981; Arun et al. 1987; Soderkvist et al. 1993).

Une approche différente est introduite par l'équipe du Pr. O'Connor (Lu et al. 1999). Elle se distingue des précédentes car il s'agit d'une méthode d'optimisation globale du membre inférieur. Le principe de cette méthode repose sur un modèle a priori des articulations pour corriger simultanément les coordonnées des marqueurs de tous les segments par une méthode des moindres carrés. Différentes hypothèses sont nécessaires sur le nombre de degrés de liberté par articulation, sur la direction des axes articulaires et sur la position des centres articulaires. Cette méthode est intéressante afin de simuler des mouvements car elle élimine les phénomènes de dislocations des articulations et limite les phénomènes de propagation des erreurs tout au long de la chaîne cinématique. Cependant, on remarque peu d'amélioration au niveau des valeurs angulaires par rapport à l'optimisation segmentaire. De plus cette méthode ne permet pas de caractériser la cinématique d'une articulation complexe ou pathologique.

En ce qui nous concerne, nous utilisons pour résoudre ce problème, le procédé dénommé usuellement solidification, développé par Chèze (Cheze et al. 1995) au sein de notre laboratoire. Depuis 1993, ce procédé de solidification est systématiquement employé par les membres de notre laboratoire pour toutes les études comprenant des données issues du système *Motion Analysis*. Cette solution est présentée à la section suivante de ce paragraphe.

IV.2 Principe de la solidification

Le but de la solidification est de calculer le mouvement du solide qui est le plus compatible avec les trajectoires individuelles des marqueurs placés sur un même segment corporel. Elle consiste, à chacune des images de l'enregistrement optique, à substituer au triangle formé par les trois marqueurs cutanés un triangle rigide.

Pour ce faire, cette méthode se décompose en trois étapes successives qui sont :

- la détermination, parmi m marqueurs fixés sur un même segment corporel, des trois marqueurs qui représentent au mieux ce segment sous la forme d'un corps rigide,
- le calcul, par un procédé itératif, de la forme du triangle rigide à partir de la moyenne des triangles que forment ces trois marqueurs tout au long du mouvement, après élimination des images les plus déformées,
- l'ajustement de la position du triangle rigide aux marqueurs réels à chaque image par une technique de minimisation utilisant le concept des moindres carrés.

Cette technique de solidification apporte une amélioration de l'ordre de 25% sur les paramètres de rotation et de 20% sur les paramètres de translation (Cheze et al. 1995). Mais, basée sur des critères de non déformation des segments corporels, cette technique ne corrige que les déplacements relatifs des marqueurs fixés sur un même segment pouvant être grossièrement assimilés aux déformations

dues à l'élasticité de la peau. Elle est par contre inefficace pour corriger les mouvements de rotation globale de l'ensemble des trois marqueurs par rapport à l'os sous-jacent.

IV.3 Localisation du centre fonctionnel de la hanche

IV.3.1 Position du problème

Actuellement, le calcul du centre fonctionnel de la hanche apparaît être une démarche incontournable. En effet, le positionnement de ce centre articulaire a des répercussions non seulement sur le calcul du moment et des amplitudes articulaires à la hanche (Stagni et al. 2000), mais aussi sur ces calculs au niveau du genou. Les paramètres de la hanche étant ceux qui sont le plus affectés par la position choisie. Cependant, la littérature scientifique portant sur l'analyse du mouvement montre une très grande diversité à ce sujet (Wu et al. 2002).

Pour le groupe de travail de l'ISB, une estimation correcte du centre fonctionnel de la hanche doit être établie à l'aide de méthodes basées sur des données expérimentales spécifiques et individuelles (Wu et al. 2002).

Dans le cadre de son travail de thèse, C. Gutierrez (Gutierrez 1996) a développé une méthode fonctionnelle simple pour déterminer le centre de rotation d'une articulation pouvant être assimilée à une articulation sphérique, à partir d'un mouvement de circumduction. Cette méthode est très simple dans son principe mais aussi dans sa mise en œuvre par opposition à d'autres méthodes existantes (e.g. *sphere fitting* (Leardini et al. 1999; Stagni et al. 2000), *helical axis* ((Halvorsen et al. 1999)). Elle s'appuie sur un processus itératif qui nécessite un point de départ pour débiter les calculs.

IV.3.2 Principe de la localisation

La méthode développée par Gutierrez (Gutierrez 1996) pour déterminer le centre fonctionnel de rotation utilise une propriété du mouvement conique. Un mouvement de circumduction s'effectue dans les trois plans de l'espace. Ce mouvement peut facilement être caractérisé par le sommet d'un cône et une base de forme plus ou moins régulière.

Au cours du mouvement de circumduction, un point à la base du cône décrit complètement cette base. Aussi, ce point est mobile vis à vis du repère fixe, ses coordonnées varient au cours du temps. Au cours du même mouvement de circumduction, le point du sommet du cône reste, quant à lui, immobile par rapport au repère fixe, ses coordonnées sont donc des constantes.

Gutierrez suppose que le centre d'une articulation réalisant un mouvement de circumduction coïncide avec le sommet du cône décrit. Le sommet est donc le point dont les coordonnées restent constantes au cours du mouvement de circumduction lorsqu'elles sont exprimées dans le repère fixe. Le but de la méthode consiste donc à calculer le point dont le déplacement est minimal lors du mouvement relatif entre deux segments adjacents (cuisse et pelvis dans notre cas)