

## HABILITATION A DIRIGER DES RECHERCHES

Etudes géométrique, cinématique et dynamique  
du système musculo-squelettique.  
Applications cliniques et ergonomiques

Présentée le 15 juillet 1999

devant l'Université Claude Bernard – Lyon I

par M<sup>lle</sup> Laurence CHEZE

### Composition du jury :

<b>M. ALLARD P. :</b>	Professeur des Universités (Ecole Polytechnique de Montréal : Québec)	.....	Rapporteur
<b>M. CARRET J-P. :</b>	Professeur des Universités (Université Lyon I), Chirurgien orthopédiste (Hôpital Edouard Herriot)	.....	Examineur
<b>M. GENCE J-N. :</b>	Professeur des Universités (Université Lyon I), Directeur de l'UFR de Mécanique	.....	Examineur
<b>M. LAVASTE F. :</b>	Professeur des Universités (ENSAM Paris), Directeur du Laboratoire de Biomécanique	.....	Rapporteur
<b>M. RAKOTOMANANA L. :</b>	Maître d'Enseignement et de Recherches (Ecole Polytechnique Fédérale de Lausanne : Suisse)	.....	Rapporteur
<b>M. VERRIEST J-P. :</b>	Directeur de Recherches (INRETS Bron), Directeur du Laboratoire de Biomécanique et Mécanique des chocs	.....	Examineur

# SOMMAIRE

<b><u>Introduction</u></b>	<b>p.1</b>
<b><u>Partie I :</u></b> <b>Etudes biomécaniques en vue d'applications cliniques</b>	<b>p.3</b>
<b><u>1. Analyse structurelle du rachis scoliotique</u></b>	
1.1/ Contexte scientifique	p.3
1.2/ Méthodologie	p.5
1.3/ Résultats	p.6
1.4/ Organisation du travail	p.7
<b><u>2. Analyse cinématique et dynamique de la marche</u></b>	
2.1/ Contexte scientifique	p.8
2.2/ Expérimentation	p.11
2.3/ Cinématique	p.18
2.4/ Dynamique	p.34
2.5/ Applications cliniques	p.43
2.6/ Organisation du travail	p.46
<b><u>Partie II :</u></b> <b>Etudes biomécaniques en vue d'applications ergonomiques</b>	<b>p.48</b>
<b><u>1. Modèle robotique du corps humain : simulation de mouvements</u></b>	
1.1/ Contexte scientifique	p.49
1.2/ Détermination expérimentale des axes et des centres fonctionnels ..	p.51
1.3/ Modèle du membre inférieur	p.52
1.4/ Modèle du membre supérieur	p.55
1.5/ Modèle du dos	p.58
1.6/ Organisation du travail	p.63
<b><u>2. Modèle mécanique du thorax: simulation du comportement en cas de choc</u></b>	
2.1/ Contexte scientifique	p.66
2.2/ Démarche proposée	p.67
2.3/ Organisation du travail	p.69
<b><u>Conclusions et perspectives</u></b>	<b>p.70</b>
<b><u>Bibliographie</u></b>	<b>p.73</b>
<u>Annexe I :</u>	Curriculum Vitae détaillé
<u>Annexe II :</u>	Liste des publications et encadrements
<u>Annexe III :</u>	Articles représentatifs des différents thèmes de recherche

## Introduction

La *biomécanique* peut être définie comme l'application des connaissances mécaniques à l'analyse d'un système très complexe et évolutif : le corps humain. Il s'agit d'une activité pluridisciplinaire, visant essentiellement à adapter les méthodes et les outils, développés dans d'autres domaines de recherche, à l'étude des êtres vivants.

Le *Laboratoire de Biomécanique du Mouvement* (équipe d'accueil 1891) dirigé par le Pr. J. DIMNET, a privilégié deux axes de recherche. Le premier regroupe les études en vue d'applications cliniques qui nécessitent une description très fine d'un individu particulier, dans le but de comprendre les mécanismes mis en jeu pour réaliser une tâche donnée, ou la dégradation de ces mécanismes lors de l'évolution d'une pathologie. Le second concerne les études en vue d'applications ergonomiques où le problème consiste à représenter une « classe d'individus » de façon assez réaliste, dans le but de remplacer les essais utilisant des mannequins physiques onéreux par des simulations numériques.

Ce mémoire présente une synthèse de mes activités de recherche au sein de ce laboratoire depuis 1990, regroupant mes travaux personnels et ceux réalisés dans le cadre de DEA ou de thèses que j'ai encadrés. Ce document est structuré selon deux parties principales :

La *première partie* décrit les études biomécaniques à vocation d'applications cliniques. Dans ce contexte, deux thèmes complémentaires sont traités. L'un utilise des données internes statiques (images radiographiques) pour décrire la structure géométrique et la déformation d'une colonne vertébrale pathologique, l'autre des données externes enregistrées au cours de la marche par un système d'analyse du mouvement opto-électronique. Le chapitre décrivant l'analyse de la marche présente les aspects expérimentaux, les aspects de modélisation cinématique et dynamique, et différentes applications dans le domaine clinique.

La *seconde partie* de ce mémoire concerne les études ayant pour objectif des applications de type ergonomique. Deux thèmes sont également abordés dans cette partie. Le premier consiste à simuler de façon réaliste des postures et des mouvements du corps humain. Ces travaux ont été réalisés dans le cadre d'un contrat financé par la DRET avec comme partenaire industriel la société DASSAULT AVIATION. Le second thème a trait à la simulation du comportement mécanique du thorax en cas de choc automobile, et s'inscrit

dans le cadre de collaborations avec le Laboratoire de Mécanique des Solides de l'INSA de Lyon et le Laboratoire de Biomécanique et de Sécurité des Usagers de l'INRETS.

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

Trois annexes complètent ce document :

L'*Annexe I* détaille mon Curriculum Vitae, et décrit plus particulièrement mes activités d'enseignement.

L'*Annexe II* correspond à la liste exhaustive de mes publications, ainsi que des encadrements de DEA et de thèses auxquels j'ai participé.

En *Annexe III* sont fournies trois publications, apportant des précisions sur certaines méthodes exposées très succinctement dans ce mémoire.

## **Partie I**

### **ETUDES BIOMECHANQUES EN VUE D'APPLICATIONS CLINIQUES**

Le principe est d'associer les réflexions de cliniciens et de mécaniciens. Le rôle des acteurs cliniques consiste à poser initialement le problème concret auquel ils sont confrontés dans leur pratique quotidienne, puis une fois la modélisation réalisée d'interpréter les résultats obtenus. Le rôle des mécaniciens est essentiellement de choisir, parmi les concepts physiques à leur disposition et les outils mathématiques leur permettant de les manipuler, ceux qu'il convient de mettre en œuvre pour résoudre le problème soulevé, et de tenter de les adapter à la modélisation du corps humain, système mécanique excessivement complexe.

Pour réussir cette coopération, les deux acteurs doivent en permanence dialoguer et se comprendre, ce qui implique le développement d'un langage commun. La modélisation a pour but ultime la compréhension des phénomènes : quels sont les éléments mis en jeu lors de la réalisation d'un mouvement, quel est le processus conduisant à telle ou telle pathologie ... Elle doit aussi permettre de dégager, parmi un très grand nombre de paramètres, ceux qui sont exploitables pour une utilisation en clinique.

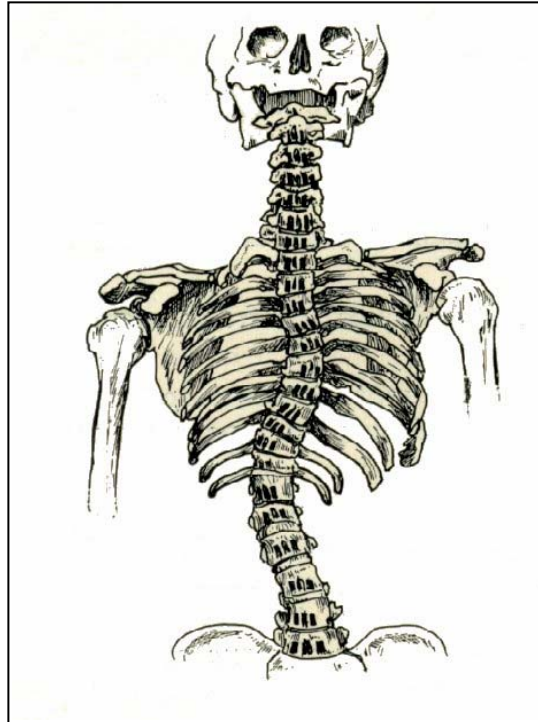
#### **1. ANALYSE STRUCTURELLE DU RACHIS SCOLIOTIQUE**

Le but est ici de répondre à un problème très spécifique posé par les cliniciens. La correction du rachis scoliotique nécessite une bonne appréhension de la forme de la colonne vertébrale dans l'espace : il faut donc développer un outil permettant une vision très schématique mais tridimensionnelle du rachis, respectant les observations cliniques. D'autre part, le choix stratégique du niveau d'intervention est parfois délicat : il faut donc aussi un outil capable de détecter, au moyen de critères simples et peu nombreux, la meilleure solution parmi celles envisageables. Enfin, il faut au clinicien un moyen de quantifier de manière objective son intervention, c'est-à-dire de mesurer le redressement de la colonne scoliotique obtenu.

##### **1.1/ Contexte scientifique**

Le rachis - ou colonne vertébrale - est constitué d'un empilement de vertèbres reliées entre elles par des articulations, des disques intervertébraux et des ligaments. Le rachis d'un sujet ne présentant aucune pathologie apparaît sur des clichés radiographiques

comme une droite sur la vue de face (plan frontal) et comme une ligne présentant des courbures inversées - lordose et cyphose - en vue de profil (plan sagittal). La scoliosie est une pathologie qui se manifeste par des déformations du rachis dans l'espace à trois dimensions. Cette déformation spatiale est classiquement quantifiée en clinique par des mesures angulaires sur le cliché radiographique représentant sa projection dans le plan frontal [Cobb, 1948] (Figure 1.1).



**Figure 1.1** : Rachis scoliotique vu dans le plan frontal

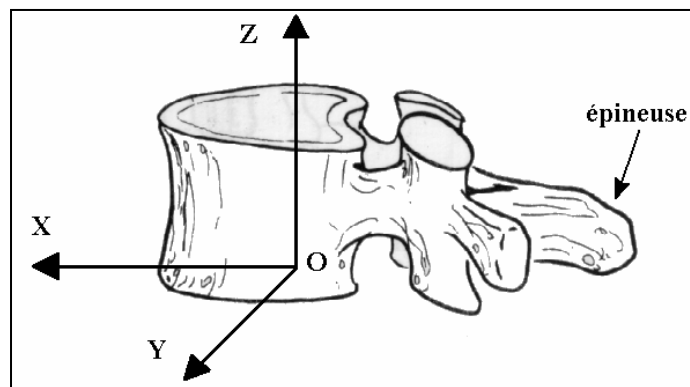
L'analyse tridimensionnelle du rachis scoliotique s'est développée selon deux axes principaux. Le premier est une approche analytique où la position spatiale de chacune des vertèbres constitutives du rachis est mesurée par un traitement de plus en plus élaboré d'images radiographiques prises sous deux incidences différentes [Suh, 1974 – Guingand, 1982 – Dansereau et al., 1988 – Descrimes, 1995]. Le second s'appuie sur la reconstruction spatiale de la ligne neutre du rachis dans sa globalité. Dans un rachis sain, le plan sagittal contient l'ensemble des plans de symétrie de chaque vertèbre. Dans le cas de scolioses de petite et moyenne amplitude, tout se passe comme si le plan sagittal contenant les plans de symétrie des vertèbres tournait globalement autour d'un axe vertical. Il existe alors une incidence radiographique où le rachis montre ses courbures maximales alors que dans la direction perpendiculaire, il est pratiquement rectiligne. Le plan contenant la ligne neutre du rachis est alors appelé plan d'élection [Du Pelloux et al., 1965].

## 1.2/ Méthodologie

Pour l'étude des scolioses de grande amplitude, nous avons généralisé cette notion de plan d'élection, en recherchant les régions du rachis où l'ensemble des plans de symétrie des vertèbres de la zone appartiennent sensiblement à un même plan (appelé plan régional). De brusques discontinuités ont ainsi été mises en évidence entre des régions assez homogènes. Cette analyse de la structure géométrique du rachis scoliotique est nécessaire pour optimiser la correction de sa forme, puisque les moyens d'action chirurgicaux font intervenir des actions localisées au niveau de la pose de matériel.

Les principales étapes de la modélisation sont les suivantes [10, 15, 18, 24]:

- **Affectation d'un référentiel local à chaque vertèbre** (Figure 1.2). L'axe Z coïncide avec l'axe de révolution du corps vertébral, pouvant grossièrement être assimilé à un cône tronqué sur sa partie postérieure. L'origine est le point de cet axe appartenant au plateau vertébral inférieur. L'axe X, dirigé vers l'avant, appartient au plan de symétrie de la vertèbre (contenant l'épineuse) et l'axe Y complète le trièdre direct.



**Figure 1.2 :** Vertèbre affectée de son repère

- **Reconstruction spatiale de la ligne neutre du rachis.** Les principes de reconstruction de points dans l'espace à partir de deux images prises sous deux incidences différentes, appliqués à la radiographie par **Suh [1974]**, sont utilisés pour calculer les coordonnées tridimensionnelles de points appartenant à la ligne neutre (contenant les axes Z). La courbe spatiale reliant ces points est lissée par morceaux, afin de respecter les discontinuités repérées par le clinicien sur les clichés de face ou de profil.
- **Localisation des axes de révolution de chaque vertèbre.** Sur la ligne neutre, la position de chaque vertèbre est optimisée car les limites entre vertèbres ne sont pas identifiables sur les clichés de scolioses très déformées. Pour cela, nous minimisons un critère fonction de la hauteur de la vertèbre considérée (évaluée à partir d'un modèle de répartition adimensionnel) et de l'angle entre l'axe vertébral courant et l'axe vertébral moyen. La localisation de l'axe de révolution vertébrale fixe alors 5 des degrés de liberté de la vertèbre.

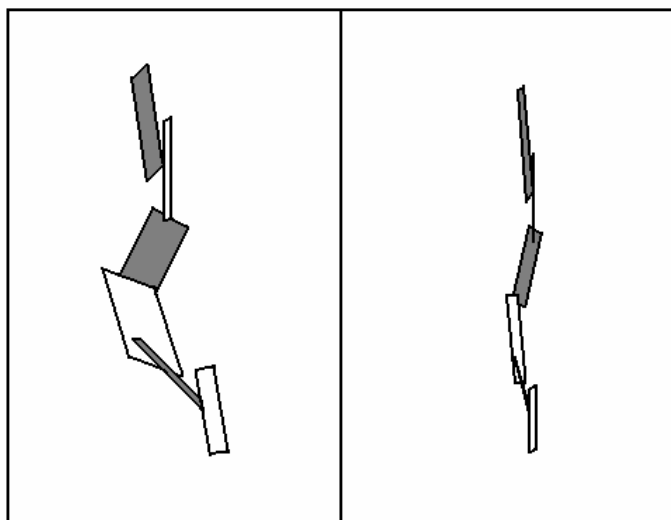
- **Détermination de la rotation axiale de chaque vertèbre.** La ligne joignant les apophyses épineuses est déterminée par un lissage continu s'appuyant sur quelques points reconstruits dans l'espace à partir de leurs projections. La rotation axiale (6<sup>ème</sup> degré de liberté) de chaque vertèbre est obtenue en faisant tourner celle-ci autour de son axe Z jusqu'à ce que son épineuse soit la plus proche possible de la ligne des épineuses.
- **Structuration du rachis scoliotique en plans régionaux.** Chaque vertèbre étant entièrement localisée dans l'espace, nous déterminons le plan régional représentant la meilleure adéquation de l'ensemble des plans de symétrie des vertèbres d'une zone prédéfinie par le clinicien (ce choix sera validé ou infirmé par le calcul). Pour cela, nous minimisons le moment d'inertie résultant de l'ensemble des vertèbres par rapport au plan régional. Deux indices numériques sont alors retenus pour décrire la structure du rachis. Le premier correspond au coefficient d'adéquation moyen de chaque plan régional, le second à un indice de discontinuité (linéaire et angulaire) entre deux plans successifs.

### **1.3/ Résultats**

Un programme spécifique a été développé pour aider les cliniciens à préparer (par une analyse de l'état pré-opératoire) puis à valider (par une analyse de l'état post-opératoire) leur correction du rachis scoliotique. Il a été mis en place et testé sur une trentaine de cas grâce à une étroite collaboration avec les Docteurs **P. Roussouly** et **V. Fièvre** ; chirurgiens orthopédistes du Centre de Réadaptation Fonctionnelle A. Bonjean (Les Massues) [8, 9, 12, 19, 23]. La démarche d'utilisation est la suivante :

- La première étape consiste à *réaliser les clichés de face et profil du patient*, en utilisant une salle de radiographie conventionnelle, équipée d'un plateau tournant permettant de radiographier le sujet immobile sous deux incidences distinctes.
- La seconde étape concerne *l'acquisition des points utiles sur les deux clichés* (points de la ligne neutre du rachis + quelques points sur la ligne joignant les épineuses), à l'aide d'une tablette à digitaliser. La position de la source de rayons X étant connue, les coordonnées 3D de ces points sont calculées [Djordjalian, 1991].
- La troisième étape consiste pour le clinicien à *tester une ou plusieurs stratégies de découpage du rachis en régions*, le programme lui fournissant pour chacune des solutions un faible nombre de paramètres : le coefficient moyen d'adéquation pour chaque plan régional et les indices de discontinuité entre deux plans successifs. Parmi toutes les situations envisagées, le clinicien retient alors celle qui minimise les coefficients d'adéquation et qui maximalise les indices de discontinuité.
- Des *visualisations simples* donnent une représentation schématique de la structure choisie et aident le chirurgien à appréhender la géométrie tridimensionnelle de la colonne. La même démarche est reprise sur le dossier du patient après opération afin de quantifier le résultat du traitement (Figure 1.3).





**Figure 1.3 :** Dossier pre et post-opératoire : schéma des plans régionaux en vue frontale

#### **1.4/ Organisation du travail**

Ce travail constitue la suite d'une thèse soutenue au laboratoire [Djorjdjalian, 1991], et avait pour but de fournir un outil d'aide au geste chirurgical, adapté aux scolioses de grande amplitude.

L'étude décrite ci-dessus représente ma contribution personnelle à ce travail. La validation clinique a été réalisée sur trente dossiers de patients scoliotiques, par l'analyse systématique de la structure de leur rachis avant et après intervention chirurgicale. La « mesure » de la qualité de la réduction, résultats fournis par le programme, a été comparée avec l'examen clinique du dossier par des spécialistes **P. Roussouly** et **V. Fièrè** [8, 9, 12, 18].

Par la suite, le programme a été repris dans le cadre d'une thèse [Roy, 1995] en vue d'apporter les évolutions suivantes :

- amélioration de la reconstruction tridimensionnelle des points acquis sur les clichés radiographiques,
- automatisation de la structuration en plans régionaux,
- corrélation entre l'hétérogénéité de la structure géométrique et les discontinuités observées sur les mobilités intervertébrales chez un patient scoliotique entre deux positions (assise et debout). Les mobilités ont été calculées en utilisant des méthodes de description des déplacements finis, que j'ai mises en place pendant ma thèse dans le cadre de l'étude cinématique de la marche [Chèze, 1993].

## **2. ANALYSE CINEMATIQUE ET DYNAMIQUE DE LA MARCHÉ**

Les articulations du membre inférieur sont le siège de fréquentes pathologies invalidantes. Elles peuvent être d'origine traumatique (lésions du genou ou de la cheville) ou consécutives à une détérioration progressive des cartilages (arthrose de la hanche ou du genou). La gravité de ces pathologies justifie que l'on développe des actions de prévention (ergonomie des postes de travail) ou de réparation (implantation de prothèses) qui doivent être soutenues par de solides études biomécaniques.

Par rapport aux systèmes mécaniques classiques, une difficulté particulière résulte du mode de fonctionnement des articulations (maintien des parties mobiles en contact par la tension de ligaments, mise en mouvement par le jeu de nombreux muscles), et de l'accessibilité des données expérimentales nécessaires à la modélisation. Des procédés non invasifs ont été développés ces dernières années, permettant la mesure simultanée de plusieurs types de signaux : déplacements des segments corporels dans l'espace, actions de contact pied/sol et taux d'activité électrique dans les muscles.

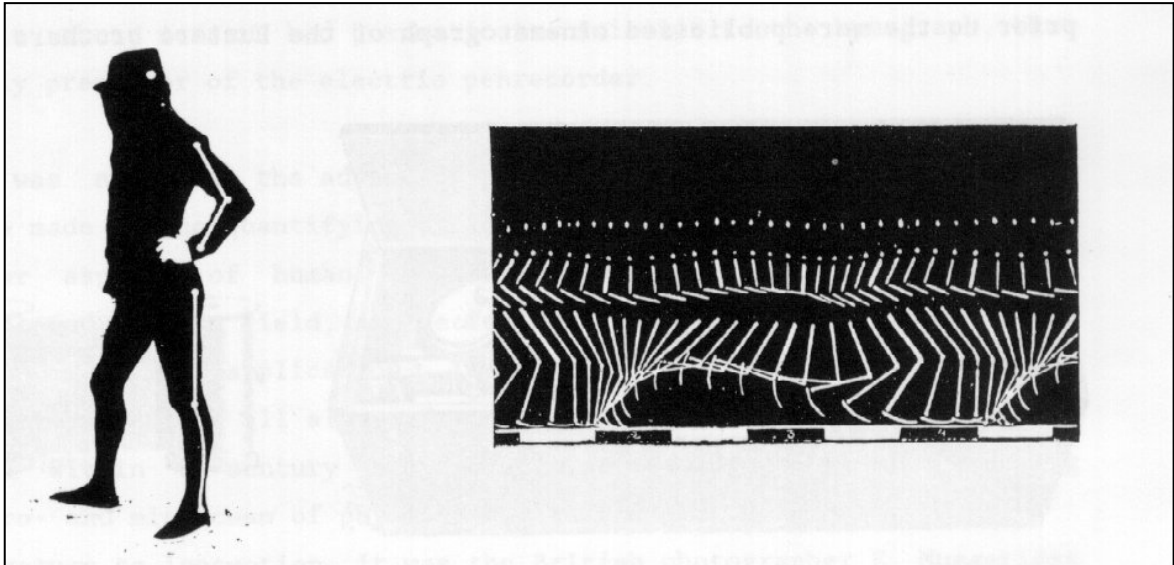
C'est sur l'utilisation d'un tel système d'analyse du mouvement, le système « Motion Analysis », que sont fondées les études qui suivent. Le système Motion Analysis fournit les trajectoires tridimensionnelles de marqueurs cutanés fixés sur les segments corporels avec une bonne précision. A partir de ces données, les déplacements du squelette sous-jacent peuvent être estimés en éliminant les erreurs de mesure dues essentiellement aux mouvements parasites entre marqueurs cutanés et points anatomiques. Des enregistrements des actions de contact sol/pied, synchronisés avec les enregistrements de mouvement, sont réalisés au moyen d'une plateforme dynamométrique « AMTI ». Ces deux informations simultanées donnent accès aux torseurs d'actions mécaniques intersegmentaires, c'est-à-dire aux actions nécessaires au niveau de chaque articulation pour équilibrer les actions extérieures (gravité, forces d'inertie, réaction au sol).

Par contre, les efforts musculaires nécessaires à la réalisation des mouvements ne sont pas accessibles à la mesure. En effet, la mise en jeu de chaque degré de liberté articulaire résulte de contractions simultanées de plusieurs muscles, ayant des rôles agonistes et antagonistes, mono ou bi-articulaires. Cette redondance de la motorisation implique une modélisation pour déterminer quels muscles agissent, et avec quelle force. En effet, la résultante des forces exercées par les différents muscles traversant une articulation donne lieu à une compression du cartilage qui se superpose à celle que provoque la tension des ligaments. La connaissance de cette compression articulaire est extrêmement utile pour préciser les sollicitations auxquelles est exposée l'articulation lors de la réalisation d'une tâche donnée, ou encore comprendre le mécanisme de dégradation des cartilages ...

### **2.1/ Contexte scientifique**

Les premiers travaux scientifiques concernant l'analyse du mouvement ont été réalisés par **Marey [1873]** et **Muybridge [1887]**. Ils consistent en une représentation des positions instantanées d'animaux et d'hommes en mouvement au moyen d'un

chronophotographie. Ces études restent qualitatives, faute d'instruments de mesure suffisamment performants, mais introduisent déjà la notion de « segments corporels rigides » à la base des études actuelles (Figure 1.4).



**Figure 1.4** : Matérialisation des segments corporels par des lignes blanches sur habit noir d'après Etienne Jules Marey (1830-1904)

Plus tard, on passe de la représentation du mouvement à son étude cinématique, grâce au développement des techniques cinématographiques [Murray et al., 1964]. 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 pour suivre les trajectoires de segments corporels dans l'espace [55].

Les systèmes opto-électroniques fournissent les trajectoires spatiales de marqueurs cutanés fixés sur les segments corporels avec une bonne précision. Comment utiliser ces données pour accéder à la cinématique des articulations reliant les structures osseuses sous-jacentes ? La réponse à cette question passe par plusieurs étapes, dont certaines sont encore des problèmes ouverts à l'heure actuelle.

- 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. Or, les trajectoires mesurées par les systèmes sont celles de marqueurs individuels fixés sur la peau. Plusieurs études montrent l'existence de déplacements relatifs importants entre les marqueurs cutanés et les points anatomiques correspondants [Andriacchi, 1987 – Angeloni et al., 1992, Cappozzo et al., 1993]. Une solution consiste à placer les marqueurs sur des tiges directement implantées dans les os [Lafortune et al., 1992], démarche très controversée sur le plan de l'éthique. D'autres équipes ont proposé des

solutions partielles à ce problème, en utilisant des méthodes non invasives [Söderkvist et al., 1993 - Chèze et al., 1995a - Lucchetti et al., 1998 - Lu et al., 1998a].

- Dans un deuxième temps, il faut sélectionner parmi les nombreuses méthodes connues en mécanique pour décrire le déplacement d'un solide dans l'espace, celle qui semble la mieux adaptée aux données dont on dispose, à savoir : des trajectoires de points, non continues à cause de l'échantillonnage de la mesure inhérente aux systèmes d'analyse du mouvement, et bruitées par rapport au déplacement réel de la structure osseuse. Faut-il utiliser des concepts de cinématique instantanée [Woltring, 1986], ou plutôt de déplacements finis [Panjabi et al., 1981 - Woltring et al., 1983 - Dimnet et al., 1984] ? Faut-il privilégier des notions de séquences de rotations élémentaires [Chao, 1980 - Grood et al., 1983] ou des concepts plus globaux tels que les axes de vissage [Woltring et al., 1983 - Spoor, 1984 - Chèze et al., 1998] ? Faut-il enfin raisonner en termes de déplacements relatifs de deux segments adjacents entre deux positions successives ou plutôt en termes de déplacements entre deux segments successifs de la chaîne articulée à chaque instant [Chèze, 1998] ?

Pour aborder la modélisation dynamique inverse, il faut avoir des informations supplémentaires concernant le champ des forces appliquées sur le système et ses quantités d'accélération afin de calculer les efforts intersegmentaires. 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. 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 de plateformes dynamométriques dont les signaux sont synchronisés en temps avec les données de déplacement sur la plupart des systèmes d'analyse du mouvement opto-électroniques. Enfin, les quantités d'accélération font intervenir les masses et opérateurs d'inertie de chaque segment corporel ainsi que leurs accélérations linéaires et angulaires. Les caractéristiques massiques et inertielles des différents segments corporels font l'objet d'une littérature abondante. Dempster [1955] et Clauser et al. [1969] ont fourni une importante base de données en mesurant les masses, les positions des centres de gravité et les dimensions de chaque segment sur un large échantillon de pièces anatomiques. Ces mesures ont été utilisées pour déterminer des lois permettant de calculer les caractéristiques d'un sujet quelconque à partir d'un nombre limité de mesures anthropométriques (taille, poids ...) [Hinrichs, 1985 et 1990]. D'autres auteurs [Zatsiorsky et al., 1983] ont établi le même type d'équations de régression à partir de mesures réalisées sur un échantillon de 100 hommes vivants. Enfin, les accélérations de points particuliers peuvent être mesurées directement par des accéléromètres mono ou tri-axes [Chao, 1980] ou encore être déduites des lois de déplacement en temps [Fioretti et al., 1993].

A partir de cet ensemble de données, la méthode de Newton-Euler (ou théorèmes généraux de la mécanique) est la plus largement utilisée pour calculer les forces et moments équilibrant les actions mécaniques extérieures entre deux segments successifs (torseur de forces intersegmentaires). Généralement, la démarche consiste à isoler chaque

segment corporel, en commençant par le pied en appui au sol sur lequel les actions extérieures sont mesurées [**Cappozzo, 1984 - Winter, 1984**]. La difficulté se situe dans la décomposition de ce torseur de forces intersegmentaires en ses différentes composantes : forces musculaires et ligamentaires, réactions au niveau des contacts articulaires ... à cause du degré élevé de redondance mécanique de l'appareil locomoteur. En effet, **Crowninshield et al. [1981]** recensent 47 muscles du membre inférieur pouvant intervenir dans la marche. Les mesures directes des forces musculaires ne sont pas envisageables, sauf dans le cas particulier du tendon d'Achille très proéminent [**Komi et al., 1987**]. Deux grands types d'approches ont été proposés pour résoudre ce problème par des moyens non invasifs. L'un consiste à utiliser des principes d'optimisation pour minimiser une fonction coût [**Pedotti et al., 1978 - Crowninshield et al., 1978 – Pandy et al., 1998**] mais le choix de la fonction à minimiser est encore très largement controversé : somme des forces musculaires, somme des rapports entre force actuelle et force maximale de chaque muscle, somme des énergies développées ? L'autre approche consiste à se ramener à la résolution de tous les systèmes déterminés, en éliminant autant d'inconnues que nécessaire, puis à choisir parmi les solutions celles physiologiquement admissibles. Pour l'instant, cette approche a été testée dans le seul plan sagittal [**Lu et al., 1997**]. En ce qui concerne la validation des résultats, il s'agit essentiellement de vérifier que les activations des muscles obtenues par le modèle sont synchronisées avec les mesures électromyographiques [**Pedotti et al., 1986**]. Des études plus récentes permettent un autre type de validation, par la mesure directe de la réaction sur une prothèse de hanche instrumentée [**Bergmann et al., 1993 – Lu et al., 1998b**].

## 2.2/ Expérimentation

### • *Choix d'un système d'analyse du mouvement*

L'acquisition d'un système d'analyse du mouvement par le laboratoire a été décidée en 1992. Il a donc fallu prendre connaissance des différents systèmes proposés sur le marché afin de choisir celui qui convenait le mieux aux études envisagées. 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 ainsi que la possibilité d'enregistrer de grands champs, y compris en extérieur. Par contre, la digitalisation manuelle des images vidéo conduit à un traitement des données long et fastidieux, et la précision des trajectoires reconstruites est assez faible [38]. Ces systèmes sont donc adaptés à des analyses de 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-rouge (ex. Selspot), soit des émetteurs de signaux ultra-sons (ex. Zebris). 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 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 m<sup>3</sup>) pour les systèmes équipés de calibrage dynamique.

Pour être à même d'étudier des mouvements variés et éventuellement complexes, un système à marqueurs passifs a été retenu. Par la suite, une étude comparative a été réalisée pour tester la précision des données fournies par les différents systèmes de cette catégorie [Chèze, 1993]. Deux systèmes sont apparus de qualité équivalente : Le Vicon (Oxford Metrix, U.K.) et le Motion Analysis (Santa Rosa, California). Ce dernier a été finalement choisi et implanté sur le plateau technique du laboratoire

### • *Protocole expérimental*

La technique de reconstruction tridimensionnelle la plus utilisée par les systèmes d'analyse du mouvement [Allard et al., 1995], et notamment celui dont nous disposons (Motion Analysis), est la technique D.L.T. (Direct Linear Transformation) [Abdel-Aziz et al., 1971]. Elle repose sur deux équations de base :

$$\begin{cases} u + \Delta u = \frac{L_1 X + L_2 Y + L_3 Z + L_4}{L_9 X + L_{10} Y + L_{11} Z + 1} \\ v + \Delta v = \frac{L_5 X + L_6 Y + L_7 Z + L_8}{L_9 X + L_{10} Y + L_{11} Z + 1} \end{cases} \quad (1.1)$$

Où :

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

De ce système d'équations découle le déroulement d'une campagne de mesures : mise en place des caméras autour du volume étudié, phase de calibrage permettant de définir les paramètres  $L_i$  de chacune de ces caméras, mise en place des marqueurs sur le sujet et enfin phase d'enregistrement du sujet en mouvement.

- *Phase de calibrage :*

Cette étape préliminaire est indispensable pour définir les paramètres D.L.T. de chaque caméra utilisée. D'après le système (1.1), nous disposons de deux équations par point objet pour calculer 11 paramètres  $L_i$  inconnus. Un minimum de six points de contrôle est donc requis. En pratique, un parallélépipède rectangle est placé au centre du volume à étudier. Chacun de ses sommets est équipé d'un marqueur et ses dimensions sont très précisément connues (Figure 1.5). L'objet de calibrage est filmé par l'ensemble des caméras, puis les paramètres  $L_i$  calculés pour chacune d'entre elles.



**Figure 1.5 :** Objet de calibrage du système Motion Analysis

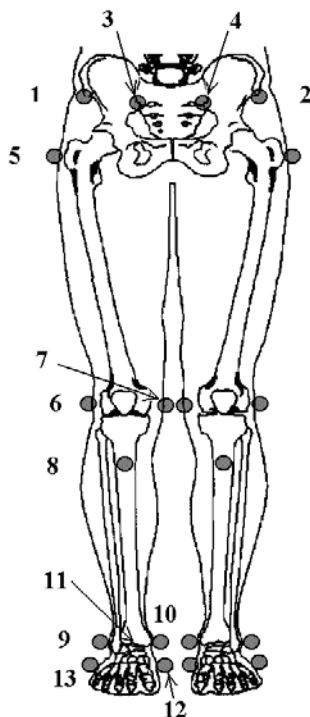
La précision des coordonnées 3D obtenues à l'intérieur du volume calibré est d'environ 1mm. Par contre, cette précision se détériore très vite dès que l'on s'en éloigne. Pour remédier à ce problème, les constructeurs ont ajouté récemment une possibilité de calibrage dynamique. Il consiste, après la phase de calibrage précédente, à déplacer dans tout le volume utile une tige munie de deux marqueurs dont la distance est parfaitement connue. Cette information supplémentaire est utilisée pour optimiser le calcul des

paramètres D.L.T., et la précision d'1 mm est alors obtenue dans un volume beaucoup plus important. Au contraire, lorsque le mouvement s'effectue dans un espace très restreint (ex. Analyse de la main [57]), un parallélépipède de plus petite dimension est utilisé afin de pouvoir rapprocher les caméras du champ d'étude.

Puisque les paramètres D.L.T. font entre autre référence à la position et à l'orientation de chaque caméra, il convient de ne plus toucher les caméras après cette phase de calibrage.

- *Phase de capture du mouvement :*

La disposition des marqueurs sur le sujet doit être définie avec soin, en respectant quelques contraintes. Pour assurer la reproductibilité de la mesure, les marqueurs doivent être placés sur des endroits facilement identifiables sur tous les sujets, c'est à dire sur des reliefs osseux (ce qui limite dans le même temps l'influence des masses molles). Un minimum de trois marqueurs est nécessaire pour être à même de repérer la position de chaque segment corporel dans l'espace. Ces marqueurs doivent être le plus éloignés possible entre eux afin de définir précisément le référentiel lié au segment. Ils doivent également être vus par un minimum de deux caméras tout au long du mouvement (puisque nous disposons de deux équations (1.1) par caméra pour définir les trois coordonnées inconnues). Enfin, ils doivent permettre de définir des axes anatomiques pour l'interprétation ultérieure des résultats par les cliniciens. Cet ensemble d'impératifs conduit au choix suivant (Figure 1.6) pour une analyse de la marche bilatérale :



Bassin :

Epine iliaque antéro-supérieure (Droite et Gauche) [1,2]  
Epine iliaque postéro-supérieure (Droite et Gauche) [3,4]

Fémur :

Grand trochanter [5]  
Condyle latéral [6]  
Condyle médial [7]

Tibia :

Tubérosité tibiale antérieure [8]  
Malléole externe [9]  
Malléole interne [10]

Pied :

Calcaneum [11]  
1<sup>er</sup> Métatarse [12]  
V<sup>ème</sup> Métatarse [13]

**Figure 1.6 :** Disposition des marqueurs pour une analyse bilatérale de la marche

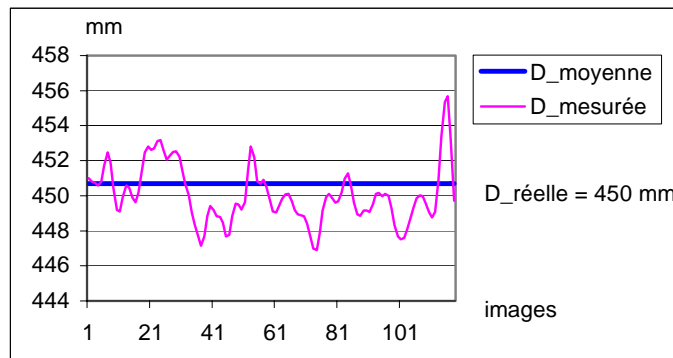


Le sujet équipé de ces marqueurs est d'abord enregistré en position statique sur la plateforme de forces, puis trois enregistrements successifs de la marche sont réalisés. L'enregistrement statique a plusieurs objectifs : il sert de référence pour l'expression des résultats cinématiques (cette posture servant de position neutre) et pour celle des forces et moments intersegmentaires (exprimés en fonction du poids du sujet), 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 60 Hz, celle des données de forces à une fréquence de 600 Hz.

- ***Traitement des données***

Une fois les enregistrements réalisés, le logiciel de reconstruction tridimensionnelle (Motion Analysis HiRes) fournit les coordonnées de chacun des marqueurs, dans un repère lié au laboratoire défini à partir de la position initiale du parallélépipède de calibrage. Ces trajectoires, discrétisées du fait de l'échantillonnage, ne représentent pas directement le déplacement de la structure osseuse. Deux phénomènes superposés viennent perturber la mesure :

- Le premier, lié au système d'analyse du mouvement, correspond aux imprécisions affectant chaque phase de calcul des trajectoires (distorsion des lentilles, prise en compte ou non des caméras redondantes, estimation du centre de la tâche représentant un marqueur, algorithme de suivi des trajectoires ...). Cette erreur est classiquement quantifiée par les constructeurs à l'aide d'un chiffre unique, égal à la différence entre la distance moyenne mesurée par le système et la distance réelle entre deux marqueurs fixés sur un objet rigide déplacé dans le champ calibré. Une autre valeur, souvent beaucoup plus élevée, doit néanmoins être prise en compte lorsque l'on mesure des déplacements entre deux positions successives, il s'agit de la variation sur la mesure d'une distance constante. Par exemple, pour le système Motion Analysis, l'erreur sur la valeur moyenne de distance est de l'ordre de 1mm dans les conditions optimales alors que les variations instantanées sur cette mesure peuvent atteindre  $\pm 5$  mm (Figure 1.7).
- Le second phénomène conduit à des erreurs beaucoup plus importantes. Il s'agit du mouvement parasite entre les marqueurs fixés sur la peau et les points anatomiques sous-jacents. Dans certains cas, ces erreurs peuvent atteindre 20 mm [Andriacchi, 1987 - Angeloni et al., 1992 - Cappozzo et al., 1993].



**Figure 1.7** : Précision du système d'analyse du mouvement Motion Analysis

Une analyse fréquentielle du signal mesuré (coordonnées 3D des marqueurs au cours du temps) montre que le bruit s'étale sur tout le domaine de fréquences, tandis que le signal utile correspondant aux paramètres significatifs du mouvement est situé dans les basses fréquences. Ainsi, la part de bruit correspondant à des fréquences plus élevées que celle des paramètres du mouvement étudié peut être éliminée par un filtre passe-bas. L'un des filtres les plus utilisés pour améliorer les données fournies par les systèmes optoélectroniques est le filtre digital Butterworth [Mann et al., 1983]. La fréquence de coupure est à adapter en fonction du mouvement étudié, elle sera d'autant plus élevée que le mouvement est rapide. D'autres équipes ont montré que l'utilisation d'un filtre de type Kalman permet un filtrage optimal des données, à condition qu'une estimation correcte de la variance du bruit de mesure soit possible. Ce filtre est surtout recommandé lorsque les vitesses et accélérations, calculées à partir des trajectoires mesurées par différentiation numérique, doivent être utilisées [Fioretti et al., 1989]. Les bruits éliminés par ces filtres sont essentiellement ceux générés par le système de mesure lui-même, puisque les mouvements parasites entre marqueurs cutanés et structure osseuse ont sensiblement la même fréquence que celle du mouvement étudié.

En ce qui concerne ce mouvement parasite des marqueurs, il peut grossièrement être décomposé en deux parties : la première correspond au déplacement relatif entre les marqueurs représentant un même segment corporel, dû à l'élasticité de la peau sur laquelle ils sont collés. La seconde partie correspond au déplacement global de l'ensemble des marqueurs segmentaires, coïncidant avec le mouvement des tissus musculaires et adipeux interposés entre la peau et la structure osseuse.

Certains auteurs éliminent ce phénomène en fixant les marqueurs sur un support rigide au moyen de bandes élastiques [Mann et al., 1983]. Toutefois, cette technique entraîne une perturbation supplémentaire liée au déplacement relatif du support rigide par rapport à l'os. L'influence des masses musculaires et adipeuses est en effet amplifiée par l'augmentation de la distance entre marqueurs et os, et le remède s'avère pire que le mal...

Des corrections des trajectoires de marqueurs externes par des algorithmes numériques sont également proposées dans la littérature. Veldpaus et al. [1988] puis Söderkvist et al. [1993] minimisent, par des techniques de moindres carrés, l'écart entre les déplacements réels de  $m$  marqueurs fixés sur un même segment corporel, et les déplacements correspondants respectant l'hypothèse de corps rigides. Une solution numérique différente a été développée dans le cadre de ma thèse, dont l'explication

détaillée est fournie dans l'article « *A solidification procedure ...* » [Chèze et al., 1995a] joint en *Annexe III*. Cette solution comporte deux étapes successives : la première consiste à déterminer, parmi  $m$  marqueurs fixés sur un même segment corporel, les trois marqueurs (nombre nécessaire et suffisant) représentant au mieux un corps rigide. La forme du triangle rigide est ensuite approximée par la moyenne des triangles formés par ces trois marqueurs tout au long du mouvement, puis repositionnée au mieux par rapport aux marqueurs réels, en utilisant une technique de moindres carrés. Lors de mon stage Post-Doctoral à l'Université d'Ancône (Laboratoire du **Pr. T. Leo**), cette méthode a été comparée avec une autre démarche, consistant à combiner des techniques de filtrage avec des contraintes imposant des distances inter-marqueurs constantes [Chèze et al., 1995b]. Toutes ces techniques de correction apportent une amélioration sensiblement comparable, de l'ordre de 25% sur les paramètres de rotation et de 20% sur les paramètres de translation. Mais, basées sur des critères de non déformabilité des segments corporels, ces techniques ne corrigent que les déplacements relatifs des marqueurs fixés sur un même segment pouvant être grossièrement assimilés à la déformation élastique de la peau.

Les mouvements globaux des masses musculaires et graisseuses intercalées entre la peau et les os restent à corriger. Ces erreurs sont très difficiles à éliminer. En effet, les déplacements de ces masses intermédiaires sont sensiblement de même fréquence que les déplacements cherchés du squelette sous-jacent, il est donc impossible de les supprimer par un filtrage. Tout au plus, une petite partie de ces mouvements parasites située dans les hautes fréquences, engendrée par des chocs (ex. lors de la pose du talon au sol dans le cas des études de la marche), peut être atténuée par un filtrage de type passe-bas.

Des solutions existent dans la littérature, mais elles sont adaptées à des articulations spécifiques et ne peuvent pas être directement transposées pour l'étude d'autres groupes articulaires. Par exemple, l'équipe du **Pr. Cappozzo** a établi des tables de correction des coordonnées de marqueurs fixés sur la cuisse en fonction de la position de l'articulation de la hanche, en considérant les marqueurs fixés sur le tibia non perturbés lorsque le genou reste tendu [Lucchetti et al., 1998]. Dans le cadre d'une thèse soutenue dans notre laboratoire, **San-Marcelino** [1996] propose une correction basée sur des critères anatomiques : l'absence de variations en abduction/adduction pour l'articulation du coude et en rotation axiale pour l'articulation du poignet. Ces connaissances anatomiques sont intégrées sous forme de contraintes dans le modèle du membre supérieur.

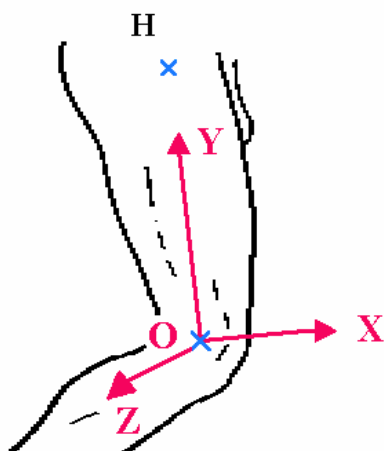
Une généralisation de ces démarches peut être envisagée. Une quantification de l'écart entre marqueurs externes (radio-opaques) et points anatomiques correspondants peut être obtenue : soit pour des positions particulières de l'articulation étudiée au moyen de radiographies tridimensionnelles, soit pendant le mouvement continu de l'articulation au moyen de radio-cinématographie. Dans le premier cas, nous avons accès à des informations dans les trois plans de l'espace, mais pour certaines positions figées de l'articulation qui ne coïncident pas forcément avec des positions articulaires du mouvement réalisé en continu. Dans le deuxième cas, les positions enregistrées en continu permettent de se rapprocher du mouvement physiologique mais limitent les corrections apportées à un plan privilégié. La prise en compte de ces deux types d'information peut conduire à une quantification valable des écarts entre marqueurs externes et points anatomiques correspondants.



### 2.3/ Cinématique

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

La première étape consiste à affecter un repère à chaque segment corporel. Afin de permettre une comparaison des résultats avec d'autres études, la définition de ces repères segmentaires est conforme à la standardisation proposée dans le cadre du projet européen CAMARC (Figure 1.8).



**O** = milieu des marqueurs fixés sur les condyles médial et latéral.

**Y** = axe joignant O au centre de la hanche H

**Z** = axe appartenant au plan défini par Y et par les marqueurs fixés sur les condyles, perpendiculaire à Y

**X** = complète le trièdre direct, dirigé vers l'avant.

**Figure 1.8** : Définition du repère lié au fémur (CAMARC)

La position et l'orientation de chaque repère segmentaire  $R_s$  par rapport au référentiel lié au laboratoire  $R_0$  sont décrites de façon synthétique par une matrice homogène  ${}^0_sT$ . Les trois premières colonnes correspondent aux composantes des vecteurs unitaires, et la 4<sup>ème</sup> colonne contient les coordonnées de l'origine du repère  $R_s$  dans le repère fixe :

$${}^0_sT = \begin{matrix} & \vec{x}_s & \vec{y}_s & \vec{z}_s & \vec{oo}_s \\ \begin{matrix} \vec{x}_0 \\ \vec{y}_0 \\ \vec{z}_0 \end{matrix} & \begin{bmatrix} 0 \\ 0 \\ 0 \end{bmatrix} & \begin{bmatrix} 0 \\ 1 \\ 0 \end{bmatrix} & \begin{bmatrix} 0 \\ 0 \\ 1 \end{bmatrix} & \begin{bmatrix} x_s \\ y_s \\ z_s \end{bmatrix} \\ & 0 & 0 & 0 & 1 \end{matrix}$$

La plupart des articulations humaines sont complexes, présentant des axes de rotation évolutifs (genou, cheville), des glissements parfois importants (genou) ou encore des couplages entre différents degrés de liberté (genou). Il est donc difficile de les représenter fidèlement par des articulations mécaniques simples (rotoïde, sphérique ...).

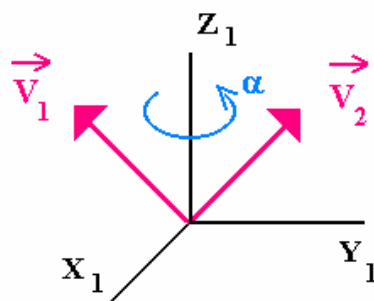
Classiquement, deux concepts sont utilisés dans le domaine de la biomécanique : la notion très générale de « vissage » (tout déplacement de solides peut en effet être décomposé en une rotation et une translation sur le même axe spatial) et la notion de « séquence de rotations » (de type Euler). L'intérêt 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. Au contraire, les valeurs angulaires obtenues par la méthode des séquences dépendent de l'ordre choisi pour les rotations élémentaires successives [Skalli et al., 1995], ce qui pose un problème évident de lisibilité des résultats et de comparaison entre différentes études cliniques.

- *Concept de séquence de rotations élémentaires*

La décomposition de la rotation globale entre deux segments adjacents en une séquence de trois rotations élémentaires est sans doute la démarche la plus utilisée en cinématique des solides. Deux situations peuvent être envisagées : une séquence de rotations autour d'axes « mobiles » (la première rotation élémentaire entraînant l'axe autour duquel s'effectue la deuxième rotation ...), ou autour d'axes « fixes » (par exemple autour des trois axes unitaires du repère lié au laboratoire, ou encore d'un repère lié à l'un des segments corporels).

- *Séquence de rotations autour d'axes fixes*

Soit un vecteur  $\vec{V}$  passant de la position  $\vec{V}_1$  à la position  $\vec{V}_2$  (puisque nous ne traitons ici que des rotations, l'origine du vecteur libre  $\vec{V}$  sera par commodité choisie coïncidente avec celle du repère) (Figure 1.9).



**Figure 1.9 :** Séquence de rotations élémentaires autour d'axes fixes

Si  $\mathbf{Q}_{1,2}$  désigne l'opérateur de rotation amenant le vecteur  $\vec{\mathbf{V}}_1$  en position  $\vec{\mathbf{V}}_2$ , on a :

$$\vec{\mathbf{V}}_2 = \mathbf{Q}_{1,2} \vec{\mathbf{V}}_1$$

Cette relation est valable en projection dans une base quelconque, donc en particulier si l'on considère le repère  $\mathbf{R}_1$  lié au solide en position 1, on a :

$$\vec{\mathbf{V}}_{2|\mathbf{R}_1} = [\mathbf{Q}_{1,2}]_{\mathbf{R}_1} \cdot \vec{\mathbf{V}}_{1|\mathbf{R}_1} \quad (1.2)$$

Rq. : Le changement de repère de projection pour un opérateur est obtenu par la formule :

$$[\mathbf{Q}]_{\mathbf{R}_i} = {}^i_j \mathbf{R} \cdot [\mathbf{Q}]_{\mathbf{R}_j} \cdot {}^j_i \mathbf{R} \quad (1.3)$$

avec, d'après les propriétés des matrices de rotation :  ${}^j_i \mathbf{R} = ({}^i_j \mathbf{R})^{-1} = ({}^i_j \mathbf{R})^t$ .

Si la rotation élémentaire correspondante est une rotation d'amplitude  $\alpha$  autour de l'axe

$$\vec{\mathbf{Z}}_1, \text{ alors : } [\mathbf{Q}_{1,2}]_{\mathbf{R}_1} = \begin{bmatrix} \cos \alpha & -\sin \alpha & 0 \\ \sin \alpha & \cos \alpha & 0 \\ 0 & 0 & 1 \end{bmatrix}$$

De même, si  $\vec{\mathbf{V}}_2$  passe en position  $\vec{\mathbf{V}}_3$  par une rotation d'amplitude  $\beta$  autour de l'axe  $\vec{\mathbf{X}}_1$ , puis  $\vec{\mathbf{V}}_3$  en position  $\vec{\mathbf{V}}_4$  par une rotation  $\gamma$  autour de l'axe  $\vec{\mathbf{Y}}_1$ , on a respectivement :

$$\vec{\mathbf{V}}_{3|\mathbf{R}_1} = [\mathbf{Q}_{2,3}]_{\mathbf{R}_1} \cdot \vec{\mathbf{V}}_{2|\mathbf{R}_1} \quad \text{et} \quad \vec{\mathbf{V}}_{4|\mathbf{R}_1} = [\mathbf{Q}_{3,4}]_{\mathbf{R}_1} \cdot \vec{\mathbf{V}}_{3|\mathbf{R}_1}$$

$$\text{avec } [\mathbf{Q}_{2,3}]_{\mathbf{R}_1} = \begin{bmatrix} 1 & 0 & 0 \\ 0 & \cos \beta & -\sin \beta \\ 0 & \sin \beta & \cos \beta \end{bmatrix} \quad \text{et} \quad [\mathbf{Q}_{3,4}]_{\mathbf{R}_1} = \begin{bmatrix} \cos \gamma & 0 & \sin \gamma \\ 0 & 1 & 0 \\ -\sin \gamma & 0 & \cos \gamma \end{bmatrix}$$

$$\text{Donc, } \vec{\mathbf{V}}_{4|\mathbf{R}_1} = [\mathbf{Q}_{3,4}]_{\mathbf{R}_1} \cdot [\mathbf{Q}_{2,3}]_{\mathbf{R}_1} \cdot [\mathbf{Q}_{1,2}]_{\mathbf{R}_1} \cdot \vec{\mathbf{V}}_{1|\mathbf{R}_1} \quad (1.4)$$

D'autre part, on peut calculer les composantes du vecteur  $\vec{\mathbf{V}}_4$  en projection dans le repère  $\mathbf{R}_1$  par la relation :

$$\vec{\mathbf{V}}_{4|\mathbf{R}_1} = {}^1_4 \mathbf{R} \cdot \vec{\mathbf{V}}_{4|\mathbf{R}_4} \quad (1.5)$$

où  ${}^1_4\mathbf{R}$  désigne la matrice de rotation entre les repères  $R_1$  et  $R_4$ .

Enfin, puisque le repère  $R$  est lié au vecteur  $\vec{V}$ , on a :  $\vec{V}_{4|R4} = \vec{V}_{1|R1}$  d'où :

$$\vec{V}_{4|R1} = {}^1_4\mathbf{R} \cdot \vec{V}_{1|R1} \quad (1.6)$$

En identifiant les termes des relations (1.4) et (1.6) on obtient :

$${}^1_4\mathbf{R} = [\mathbf{Q}_{3,4}]_{|R1} \cdot [\mathbf{Q}_{2,3}]_{|R1} \cdot [\mathbf{Q}_{1,2}]_{|R1} \quad (1.7)$$

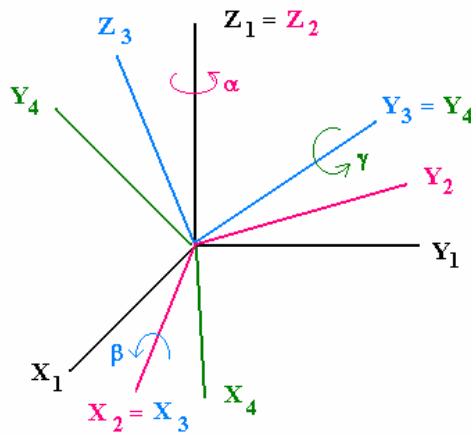
ou encore en effectuant le produit des matrices  $\mathbf{Q}$  (cf. équation 1.4) :

$${}^1_4\mathbf{R} = \begin{bmatrix} \cos\gamma \cdot \cos\alpha + \sin\gamma \cdot \sin\beta \cdot \sin\alpha & -\cos\gamma \cdot \sin\alpha + \sin\gamma \cdot \sin\beta \cdot \cos\alpha & \sin\gamma \cdot \cos\beta \\ \cos\beta \cdot \sin\alpha & \cos\beta \cdot \cos\alpha & -\sin\beta \\ -\sin\gamma \cdot \cos\alpha + \cos\gamma \cdot \sin\beta \cdot \sin\alpha & \sin\gamma \cdot \sin\alpha + \cos\gamma \cdot \sin\beta \cdot \cos\alpha & \cos\gamma \cdot \cos\beta \end{bmatrix} \quad (1.8)$$

Pour calculer les amplitudes des rotations élémentaires  $(\alpha, \beta, \gamma)$ , il faut donc identifier les termes les plus simples de cette matrice.

#### - Séquence de rotations autour d'axes mobiles

Choisissons le même ordre que précédemment pour notre séquence. La première rotation d'amplitude  $\alpha$  s'effectue autour de l'axe  $\vec{Z}_1$  et amène le repère  $R_1$  en position  $R_2$ . Puis, la rotation  $\beta$  autour de  $\vec{X}_2$  fait passer de  $R_2$  vers  $R_3$ . Enfin, la rotation d'amplitude  $\gamma$  autour de l'axe  $\vec{Y}_3$  amène  $R_3$  en position finale  $R_4$  (Figure 1.10).



**Figure 1.10** : Séquence de rotations élémentaires autour d'axes mobiles

Les matrices de rotation élémentaires entre deux repères successifs s'écrivent respectivement :

$${}^1_2\mathbf{R} = \begin{bmatrix} \cos \alpha & -\sin \alpha & 0 \\ \sin \alpha & \cos \alpha & 0 \\ 0 & 0 & 1 \end{bmatrix}, \quad {}^2_3\mathbf{R} = \begin{bmatrix} 1 & 0 & 0 \\ 0 & \cos \beta & -\sin \beta \\ 0 & \sin \beta & \cos \beta \end{bmatrix} \text{ et } {}^3_4\mathbf{R} = \begin{bmatrix} \cos \gamma & 0 & \sin \gamma \\ 0 & 1 & 0 \\ -\sin \gamma & 0 & \cos \gamma \end{bmatrix}$$

Dans ce cas, pour passer les composantes du vecteur  $\vec{V}_4$  d'un repère au repère précédent, on utilise ces matrices de rotation élémentaires:

$$\vec{V}_{4|R1} = {}^1_2\mathbf{R} \cdot \vec{V}_{4|R2}, \quad \vec{V}_{4|R2} = {}^2_3\mathbf{R} \cdot \vec{V}_{4|R3} \quad \text{et} \quad \vec{V}_{4|R3} = {}^3_4\mathbf{R} \cdot \vec{V}_{4|R4}$$

$$\text{ou encore : } \vec{V}_{4|R1} = {}^1_2\mathbf{R} \cdot {}^2_3\mathbf{R} \cdot {}^3_4\mathbf{R} \cdot \vec{V}_{4|R4} \quad (1.9)$$

En effectuant le produit des matrices élémentaires (cf. équation 1.9), on obtient la forme analytique suivante :

$${}^1_4\mathbf{R} = \begin{bmatrix} \cos \alpha \cdot \cos \gamma - \sin \alpha \cdot \sin \beta \cdot \sin \gamma & -\sin \alpha \cdot \cos \beta & \cos \alpha \cdot \sin \gamma + \sin \alpha \cdot \sin \beta \cdot \cos \gamma \\ \sin \alpha \cdot \cos \gamma + \cos \alpha \cdot \sin \beta \cdot \sin \gamma & \cos \alpha \cdot \cos \beta & \sin \alpha \cdot \sin \gamma - \cos \alpha \cdot \sin \beta \cdot \cos \gamma \\ -\cos \beta \cdot \sin \gamma & \sin \beta & \cos \beta \cdot \cos \gamma \end{bmatrix} \quad (1.10)$$

Là encore, le calcul des amplitudes de rotation élémentaires ( $\alpha$ ,  $\beta$ ,  $\gamma$ ) s'effectue en identifiant les termes les plus simples de la matrice.

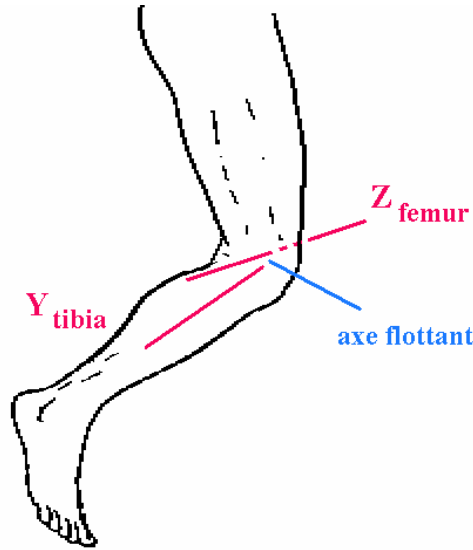
Plusieurs remarques peuvent être faites :

- Nous avons montré, sur un ordre arbitraire, que le choix d'axes fixes ou mobiles revient à multiplier les mêmes matrices élémentaires en ordre inverse (eq. 1.4 et 1.9). Ceci est valable pour n'importe quel ordre de séquence.
- Les formes analytiques de la matrice  ${}^1_4\mathbf{R}$  obtenues par une séquence à axes fixes ou axes mobiles sont différentes. Elles conduisent donc à des amplitudes de rotation élémentaires différentes, même si elles traduisent la même rotation globale dans l'espace.
- Dans les deux cas, le choix d'un autre ordre pour la séquence entraîne une forme analytique différente et donc d'autres valeurs pour les amplitudes de rotation élémentaires.

En pratique, le choix de la méthode peut varier d'une articulation à l'autre. Par exemple, **Grood et al. [1983]** préconisent une séquence à axes mobiles pour l'articulation du genou, dans l'ordre : flexion/extension, puis abduction/adduction et enfin rotation interne/externe. Compte tenu de la définition des repères que l'on a choisie (cf. figure 1.8), la flexion s'effectue autour de l'axe  $\vec{Z}$  lié au fémur et la rotation interne/externe autour de



l'axe  $\vec{Y}$  lié au tibia. L'abduction/adduction s'effectue autour d'un axe flottant, défini par la perpendiculaire commune aux deux autres axes de rotation (Figure 1.11).



**Figure 1.11** : Convention de Grood & Suntay [1983]

Cette séquence correspond à l'exemple traité, et conduit à l'expression analytique (1.10). Pour traduire l'orientation du segment tibia par rapport à celle du fémur, cette expression est à identifier avec la matrice de rotation correspondante à chaque image. Cette dernière s'obtient numériquement à partir des matrices de rotation calculées pour chaque segment  $S$  à chaque instant  $i$  (notées  ${}^0_{Si}\mathbf{R}$ ) par la relation :

$${}^{Fi}_{Ti}\mathbf{R} = ({}^0_{Fi}\mathbf{R})^{-1} \cdot {}^0_{Ti}\mathbf{R} = [\delta_{ij}]$$

D'après l'expression (1.10), l'amplitude de flexion/extension est donnée par la relation :

$$\alpha = \tan^{-1}\left(\frac{-\delta_{12}}{\delta_{22}}\right), \text{ l'amplitude de rotation interne/externe par : } \gamma = \tan^{-1}\left(\frac{-\delta_{31}}{\delta_{33}}\right) \text{ et enfin}$$

l'abduction/adduction par :  $\beta = \sin^{-1}(\delta_{32})$ . La justification de ce choix est d'éviter les phénomènes de « gimbal-lock » correspondant à une indétermination des amplitudes angulaires. En effet, l'amplitude d'abduction/adduction étant très faible pour l'articulation du genou, l'angle  $\beta$  reste toujours petit et  $\cos \beta$  voisin de 1, il n'y a donc pas de risque de division par zéro dans le calcul de  $\alpha$  et  $\gamma$ . Par contre, cet ordre de séquence ne convient pas forcément pour toutes les articulations. Cet inconvénient de passage par une position singulière n'existe pas lorsqu'on utilise le concept de vissage.

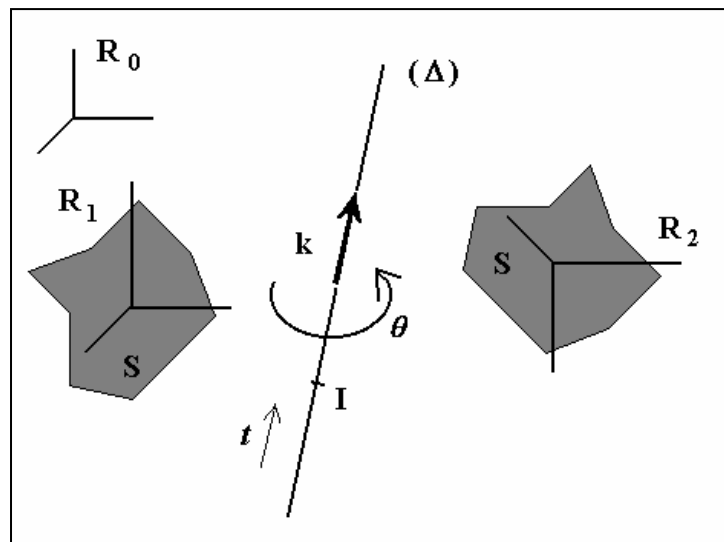
- **Concept de vissage fini**

D'autres auteurs [Woltring et al., 1983] utilisent donc plutôt la notion de vissage. La détermination des caractéristiques du vissage instantané nécessite une bonne estimation

des vitesses des points, qui est délicate à obtenir à partir des trajectoires échantillonnées bruitées. Le vissage instantané est donc généralement approximé par le vissage fini, décrivant le déplacement relatif de deux segments corporels adjacents (ex. fémur et tibia) entre deux positions discrètes successives.

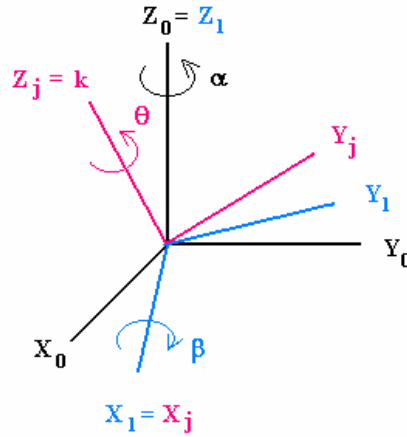
Tout déplacement fini d'un solide  $S$  dans l'espace peut être représenté par un vissage, c'est à dire une rotation et une translation s'effectuant autour et le long d'un même axe spatial, appelé axe de vissage ( $\Delta$ ) (Figure 1.12). Le vissage est caractérisé par :

- les amplitudes de rotation  $\theta$  et de translation  $t$ ,
- la position et l'orientation de l'axe, définies respectivement par un point  $I$  et un vecteur unitaire  $\vec{k}$ .



**Figure 1.12 :** Vissage représentant le déplacement du solide  $S$  entre deux positions finies

Exprimons la rotation d'amplitude  $\theta$  autour d'un axe unitaire quelconque  $\vec{k} = \begin{pmatrix} k_x \\ k_y \\ k_z \end{pmatrix}_{R0}$ . Nous pouvons imaginer, sans perdre de généralité, que le vecteur  $\vec{k}$  coïncide avec l'axe unitaire  $\vec{Z}_j$  d'un repère  $R_j$  obtenu par deux rotations successives : une rotation d'amplitude  $\alpha$  autour de  $\vec{Z}_0$ , puis une rotation d'amplitude  $\beta$  autour de  $\vec{X}_j$  (Figure 1.13).



**Figure 1.13** : Rotation pure autour d'un axe quelconque

S'agissant de rotations successives autour d'axes mobiles, on a :

$${}^0_j\mathbf{R} = \begin{bmatrix} \cos \alpha & -\sin \alpha & 0 \\ \sin \alpha & \cos \alpha & 0 \\ 0 & 0 & 1 \end{bmatrix} \cdot \begin{bmatrix} 1 & 0 & 0 \\ 0 & \cos \beta & -\sin \beta \\ 0 & \sin \beta & \cos \beta \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} \cos \alpha & -\sin \alpha \cdot \cos \beta & \sin \alpha \cdot \sin \beta \\ \sin \alpha & \cos \alpha \cdot \cos \beta & -\cos \alpha \cdot \sin \beta \\ 0 & \sin \beta & \cos \beta \end{bmatrix}$$

La 3<sup>ème</sup> colonne de cette matrice donne les composantes de  $\vec{Z}_j = \vec{k}$  dans  $R_0$ . D'après la propriété de changement de repère de projection pour un opérateur de rotation (1.3), on peut écrire :

$$[\mathbf{Q}]_{R0} = {}^0_j\mathbf{R} \cdot [\mathbf{Q}]_{Rj} \cdot {}^j_0\mathbf{R} \quad (1.11)$$

où  $[\mathbf{Q}]_{Rj}$  représente une rotation  $\theta$  autour de  $\vec{Z}_j$  :  $[\mathbf{Q}]_{Rj} = \begin{bmatrix} \cos \theta & -\sin \theta & 0 \\ \sin \theta & \cos \theta & 0 \\ 0 & 0 & 1 \end{bmatrix}$

Le développement de la formule (1.11) conduit à l'expression :

$$[\mathbf{Q}]_{R0} = \begin{bmatrix} k_x^2 v\theta + c\theta & k_y k_x v\theta - k_z s\theta & k_z k_x v\theta + k_y s\theta \\ k_x k_y v\theta + k_z s\theta & k_y^2 v\theta + c\theta & k_z k_y v\theta - k_x s\theta \\ k_x k_z v\theta - k_y s\theta & k_y k_z v\theta + k_x s\theta & k_z^2 v\theta + c\theta \end{bmatrix} = [\alpha_{ij}] \quad (1.12)$$

avec :  $s\theta = \sin \theta$ ,  $c\theta = \cos \theta$ ,  $v\theta = 1 - \cos \theta$

A partir des termes de cette matrice, l'amplitude de la rotation s'obtient par :

$$\theta = \cos^{-1} \left( \frac{\alpha_{11} + \alpha_{22} + \alpha_{33} - 1}{2} \right)$$

et les composantes du vecteur unitaire sont données par les relations :

$$\begin{cases} \mathbf{k}_x = \frac{\alpha_{32} - \alpha_{23}}{2 \cdot \sin \theta} \\ \mathbf{k}_y = \frac{\alpha_{13} - \alpha_{31}}{2 \cdot \sin \theta} \\ \mathbf{k}_z = \frac{\alpha_{21} - \alpha_{12}}{2 \cdot \sin \theta} \end{cases}$$

Rq. : Une expression plus synthétique de l'opérateur de rotation s'écrit :

$$\mathbf{Q} = \cos \theta [\mathbf{I}] + \sin \theta [\tilde{\mathbf{k}}] + (1 - \cos \theta) \vec{\mathbf{k}} \cdot (\vec{\mathbf{k}})^t \quad (1.13)$$

où :  $\mathbf{Q}$  est exprimé dans le même repère de projection que le vecteur  $\vec{\mathbf{k}}$ ,

$[\mathbf{I}]$  est la matrice identité,

$[\tilde{\mathbf{k}}]$  est une matrice antisymétrique telle que :  $[\tilde{\mathbf{k}}] = \begin{bmatrix} 0 & -k_z & k_y \\ k_z & 0 & -k_x \\ -k_y & k_x & 0 \end{bmatrix}$

$(\vec{\mathbf{k}})^t$  est le vecteur transposé de  $\vec{\mathbf{k}}$ .

La position spatiale de l'axe, c'est à dire les coordonnées d'un point I appartenant à cet axe, s'obtient à partir de la formule de **Rodrigues [1840]** :

$$\overrightarrow{O_1 O_2} = 2tg \left( \frac{\theta}{2} \right) \vec{\mathbf{k}} \times \left( \frac{\overrightarrow{IO_1} + \overrightarrow{IO_2}}{2} \right) + t \vec{\mathbf{k}}$$

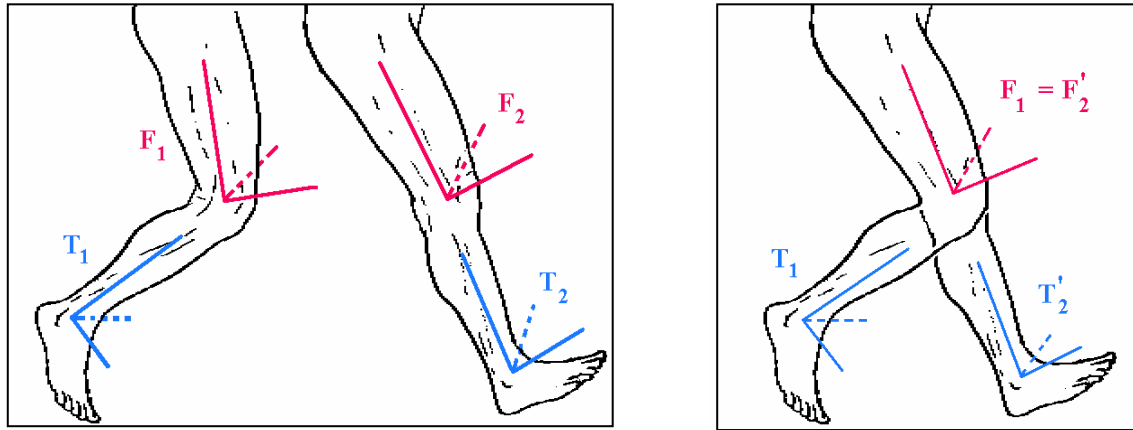
avec  $O_1$  et  $O_2$  les positions initiale et finale de l'origine du repère fixé sur le solide en mouvement. De cette expression, on peut déduire :

$$\overrightarrow{O_1 I} = \vec{\mathbf{k}} \times \left( \frac{\overrightarrow{O_1 O_2} - tg \left( \frac{\theta}{2} \right) \vec{\mathbf{k}} \times \overrightarrow{O_1 O_2}}{2tg \left( \frac{\theta}{2} \right)} \right) \quad (1.14)$$

Enfin, l'amplitude de la translation le long de l'axe est donnée par :  $t = \overrightarrow{O_1 O_2} \cdot \vec{k}$

- *Utilisation classique : décrivant le mouvement relatif de deux segments corporels entre deux instants*

L'application de ce concept à la description du déplacement relatif de deux segments adjacents (ex. fémur et tibia) entre deux positions finies 1 et 2 revient à identifier l'opérateur de rotation  $\mathbf{Q}$  à la matrice de rotation du mouvement relatif (Figure 1.14).



**Figure 1.14** : Déplacement relatif du tibia par rapport au fémur, entre deux positions finies, obtenu en superposant les positions 1 et 2 du repère amont (fémur).

Cette dernière, correspondant à la matrice  ${}^{T1}_{T'2} \mathbf{R}$  avec les notations de la figure (1.14), s'obtient numériquement à partir des matrices de rotation calculées pour chaque segment  $S$  à chaque instant  $i$  (notées  ${}^0_{Si} \mathbf{R}$ ) par les relations suivantes :

$${}^{T1}_{F1} \mathbf{R} = ({}^0_{T1} \mathbf{R})^{-1} \cdot {}^0_{F1} \mathbf{R} ; \quad {}^{F2}_{T2} \mathbf{R} = ({}^0_{F2} \mathbf{R})^{-1} \cdot {}^0_{T2} \mathbf{R} \quad \text{et} \quad {}^{F'2}_{T'2} \mathbf{R} = {}^{F2}_{T2} \mathbf{R}$$

Puisque les positions 1 et 2' du repère fémur sont superposées,  ${}^{F1}_{F'2} \mathbf{R} = [\mathbf{I}]$ . D'autre part,

$$\text{on a : } {}^{T1}_{T'2} \mathbf{R} = {}^{T1}_{F1} \mathbf{R} \cdot {}^{F1}_{F'2} \mathbf{R} \cdot {}^{F'2}_{T'2} \mathbf{R} \quad \text{donc : } {}^{T1}_{T'2} \mathbf{R} = ({}^0_{T1} \mathbf{R})^{-1} \cdot {}^0_{F1} \mathbf{R} \cdot ({}^0_{F2} \mathbf{R})^{-1} \cdot {}^0_{T2} \mathbf{R}$$

**Rq.** : Les composantes du vecteur unitaire  $\vec{k}$  sont obtenues dans le repère tibia (elles sont identiques dans  $\mathbf{R}_{T1}$  et  $\mathbf{R}_{T'2}$ ).

Plusieurs études ont montré que la précision sur la détermination de l'axe de vissage est inversement proportionnelle à la vitesse (dans le cas du vissage instantané) ou à l'amplitude (dans le cas du vissage fini) de la rotation relative entre les deux segments [Woltring et al., 1983 - Spoor, 1984 - Chèze, 1994]. La notion de vissage n'est donc pas

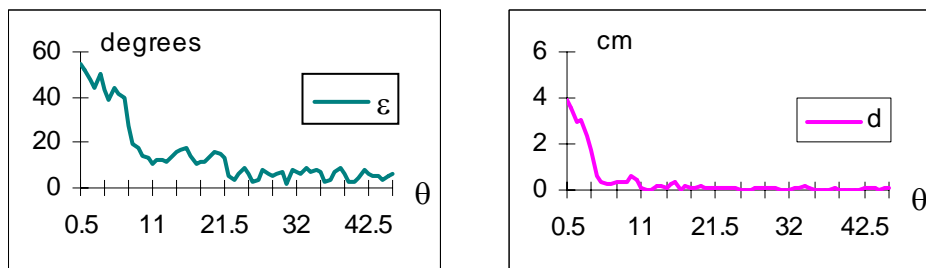
adaptée pour décrire l'évolution du déplacement relatif de deux segments adjacents, puisque le taux de rotation instantanée ou l'amplitude de rotation finie entre deux instants discrets successifs est généralement faible.

Peut-on malgré tout utiliser ce concept en cinématique articulaire ? Pour répondre à cette question, l'erreur induite sur les caractéristiques du vissage a été évaluée en fonction de l'amplitude de rotation, en simulant numériquement le bruit perturbant les trajectoires de marqueurs [5]. Afin de modéliser les perturbations entre marqueurs cutanés et points anatomiques, quantifiées par des mesures expérimentales publiées dans la littérature [Lafortune et al., 1992 - Cappozzo et al., 1993], nous avons introduit sur les coordonnées ( $j=1,3$ ) de chaque marqueur ( $i$ ) une fonction « bruit » de la forme :  $A_{ij} \sin(\omega_i t + \phi_i)$ . Les amplitudes  $A_{ij}$ , les pulsations  $\omega_i$ , et les déphasages  $\phi_i$  sont des valeurs aléatoires, comprises dans les intervalles suivants :

- $A_{ij}$  peut varier entre 0 et 1 cm pour les marqueurs liés au bassin et au fémur, entre 0 et 0.25 pour les marqueurs liés au tibia et au pied beaucoup moins perturbés par la présence de masses molles. Pour les marqueurs fixés sur les condyles, la perturbation correspond essentiellement au glissement de la peau sur la surface osseuse, l'amplitude du bruit dans la direction médio-latérale ( $j=3$ ) est donc bornée à 0.25.
- $\omega_i$  peut varier entre  $\frac{1}{2}$  et 1 fois la pulsation d'un cycle de marche (qui est environ égale à  $2\pi$  Hz).
- $\phi_i$  peut prendre toutes les valeurs entre  $-\pi$  et  $\pi$ .

Les erreurs sont quantifiées par l'évolution en fonction de l'amplitude de rotation du mouvement des paramètres suivants (Figure 1.15) :

- $\varepsilon$  : écart angulaire entre les directions des vecteurs unitaires définissant l'orientation des axes de vissage des mouvements de référence et bruité.
- $d$  : distance spatiale entre ces axes.
- $\delta\theta$  : erreur sur l'amplitude de la rotation.
- $\delta t$  : erreur sur l'amplitude de la translation.



**Figure 1.15** : Erreurs sur les caractéristiques du vissage fini en fonction de l'amplitude de rotation du mouvement mesuré.

Ces courbes montrent que la détermination de l'axe de vissage est très sensible aux bruits de mesure. Une estimation correcte des caractéristiques du vissage peut être obtenue

(pour des conditions expérimentales correspondant à une analyse de la marche utilisant des marqueurs cutanés) à partir d'une amplitude de rotation de l'ordre de 20°. D'autres conditions expérimentales ont été testées (voir article « *Determination of joint functional axes ...* » [5] fourni en *Annexe III*). La conclusion de cette étude est que, si le vissage n'est pas adapté pour décrire l'évolution du déplacement relatif entre deux segments, il peut donner une estimation correcte de l'axe fonctionnel d'une articulation entre deux positions finies suffisamment distinctes.

Quant à la description du déplacement articulaire, passe-t-il nécessairement par l'utilisation du concept de « séquences de rotation », malgré les deux inconvénients majeurs liés à cette méthode : disparité des valeurs obtenues suivant l'ordre choisi pour la séquence, et limitation du modèle aux seules amplitudes de rotation articulaire ?

- *Utilisation originale : traduisant l'orientation relative de deux segments corporels à chaque instant*

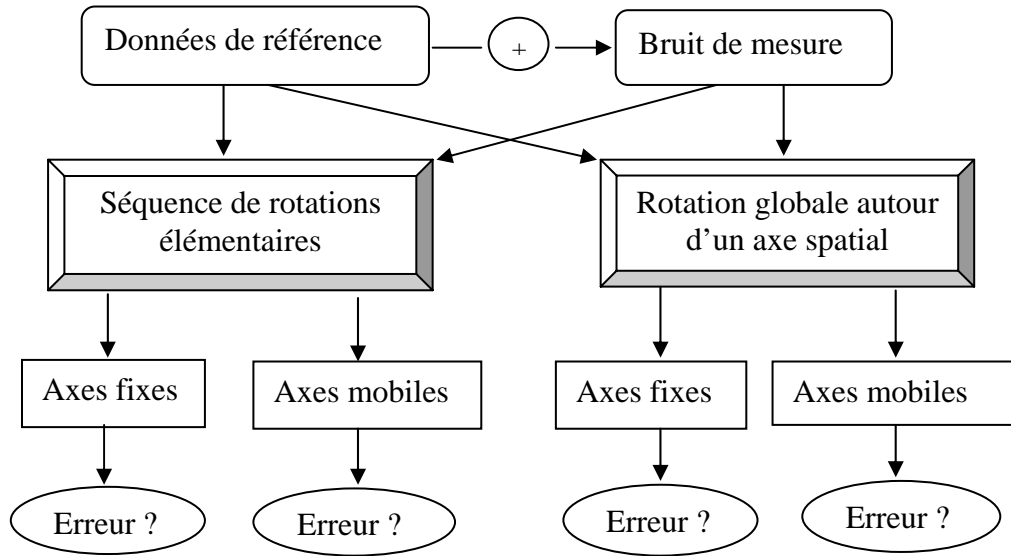
Une alternative a été envisagée [43]. Elle consiste à utiliser le concept de vissage, non pas pour décrire le déplacement relatif de deux segments adjacents entre deux positions (correspondant au déplacement d'un même solide entre deux états), mais pour décrire le déplacement amenant le segment amont en coïncidence avec le segment aval. Il s'agit d'une généralisation du concept de vissage par rapport à l'approche classique, qui présente deux avantages en ce qui concerne la partie rotation :

- Cette méthode traduit la rotation autour d'un axe quelconque amenant le repère amont (fémur) en coïncidence avec le repère aval (tibia) à chaque instant. Cette rotation est directement comparable avec celle représentée par la méthode des séquences de rotation.
- La détermination est beaucoup plus précise puisque le même bruit de mesure concerne une amplitude de rotation beaucoup plus importante.

En pratique, la démarche consiste à identifier l'opérateur de rotation finie (1.12) avec la matrice de rotation  ${}^{Fi}_{Ti}\mathbf{R} = ({}^0_{Fi}\mathbf{R})^{-1} \cdot {}^0_{Ti}\mathbf{R}$ . Dans ce cas, on obtient les composantes du vecteur unitaire  $\vec{k}$  en projection dans le repère segmentaire  $R_{Fi}$  ou  $R_{Ti}$ . L'amplitude de rotation est nulle lorsque les deux repères fémur et tibia sont strictement parallèles. Cette même situation conduit à des rotations élémentaires nulles par une méthode de séquence.

- ***Comparaison des méthodes : séquences de rotations et rotation autour d'un axe spatial traduisant toutes deux l'orientation relative du segment aval par rapport au segment amont à chaque instant***

Cette comparaison doit s'effectuer à deux niveaux. Le premier consiste à examiner la disparité des résultats obtenus par les différentes méthodes. Le second consiste à évaluer la sensibilité de l'une et l'autre des méthodes vis-à-vis d'un même bruit de mesure. La démarche utilisée [43] est résumée par l'organigramme suivant (Figure 1.16).



**Figure 1.16** : Organigramme de la démarche

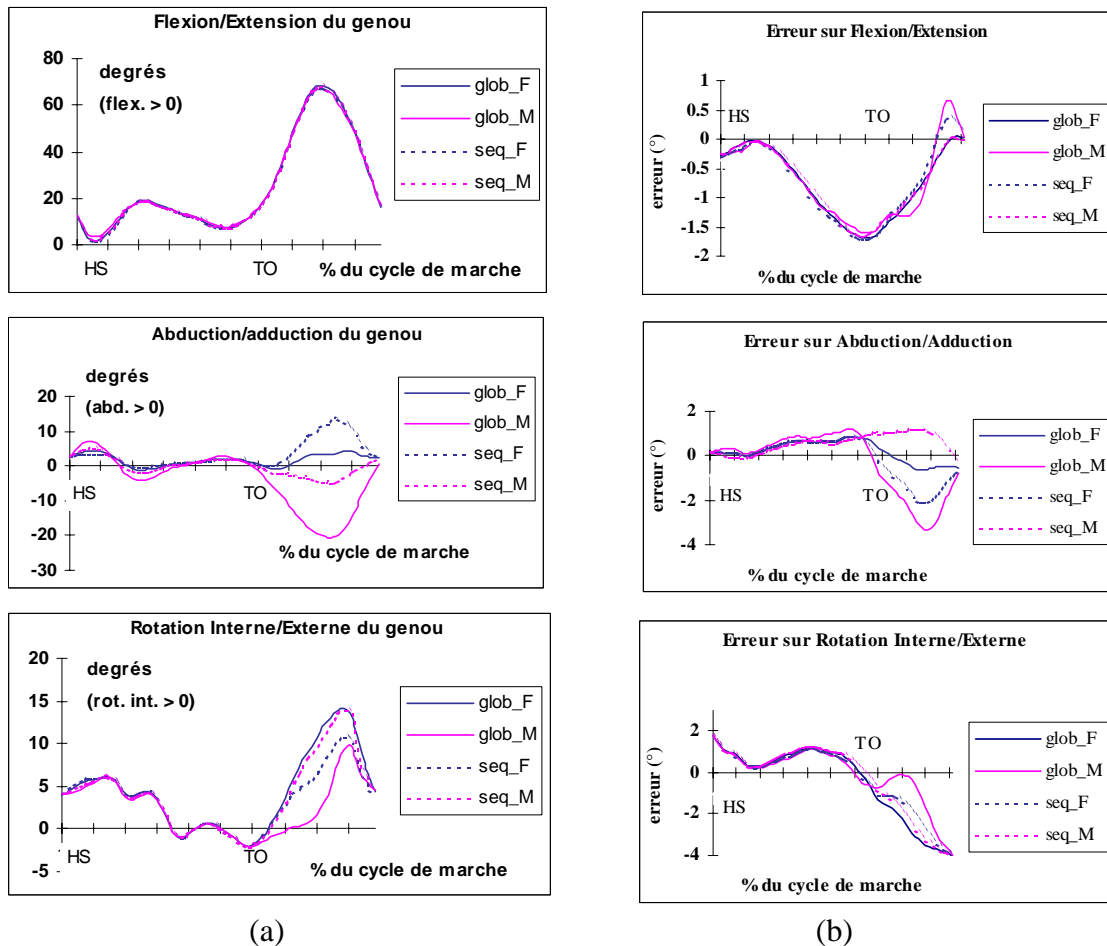
Les données de référence sont les trajectoires spatiales des marqueurs fixés sur les segments fémur et tibia (cf. Figure 1.6), enregistrées pendant un cycle de marche sur un sujet sain par le système Motion Analysis. Ces trajectoires sont filtrées par un filtre Butterworth d'ordre 4 (fréquence de coupure = 5 Hz), puis solidifiées [3]. Elles représentent le déplacement de référence pour comparer les deux méthodes, même si elles ne coïncident pas avec le déplacement de la structure interne. Un bruit de mesure, représentant la perturbation introduite par les masses musculaires et adipeuses, est ajouté sur ces données (cf. § précédent). Sur ces deux séries de données, les deux méthodes sont appliquées. En ce qui concerne la méthode des séquences de rotation élémentaires, deux expressions distinctes peuvent être envisagées : rotations successives autour d'axes fixes ou mobiles. Afin de comparer les valeurs calculées sur les mêmes axes, la rotation globale est donc projetée d'une part sur les axes fixes (repère fémur), d'autre part sur les axes mobiles (axe  $\vec{Z}_f$  lié au fémur, axe  $\vec{Y}_t$  lié au tibia et perpendiculaire commune  $\vec{X}$ ). Dans ce dernier cas, il faut utiliser la méthode générale permettant de projeter le vecteur  $\vec{k}\theta$  dans une base quelconque (non orthonormée) :

$$\vec{k}\theta = \frac{(\vec{Y}_t, \vec{Z}_f, \vec{k}\theta)}{(\vec{X}, \vec{Y}_t, \vec{Z}_f)} \vec{X} + \frac{(\vec{Z}_f, \vec{X}, \vec{k}\theta)}{(\vec{X}, \vec{Y}_t, \vec{Z}_f)} \vec{Y}_t + \frac{(\vec{X}, \vec{Y}_t, \vec{k}\theta)}{(\vec{X}, \vec{Y}_t, \vec{Z}_f)} \vec{Z}_f \quad (1.15)$$

où  $(\vec{X}, \vec{Y}, \vec{Z})$  désigne le produit mixte des trois vecteurs.



Les deux séries de courbes (Figure 1.17) montrent, sur un essai type, respectivement : la disparité des valeurs angulaires obtenues par les quatre expressions distinctes sur les données de référence (colonne de gauche), et les erreurs sur les quatre expressions engendrées par le bruit de mesure (colonne de droite) pour les trois angles : flexion/extension, abduction/adduction et rotation interne/externe.



**Figure 1.17 :** (a) disparité des valeurs angulaires en fonction de la méthode, (b) erreurs engendrées par les bruits de mesure.

Sur l'ensemble des dix essais (valeurs des paramètres choisies aléatoirement dans les intervalles prédéfinis), les résultats peuvent être résumés comme suit :

- En ce qui concerne la disparité des valeurs obtenues (quantifiée par le rapport entre la différence d'amplitude maximale et l'amplitude moyenne), elle est respectivement de :
  - 6% pour la flexion,
  - 30% pour la rotation interne/externe,
  - 90% pour l'abduction/adduction.

- En ce qui concerne la sensibilité vis-à-vis du bruit de mesure, l'erreur moyenne et l'erreur maximale ont été calculées dans chaque cas.

Flexion/Extension :	erreur moyenne =	1%
	erreur maximale =	2 à 3%
Rotation Int./Ext. :	erreur moyenne =	2%
	erreur maximale =	27%
Ab./Adduction :	erreur moyenne =	1 à 4%
	erreur maximale =	10 à 30%

La sensibilité des différentes méthodes diffère essentiellement pour la composante d'abduction/adduction, pour laquelle le meilleur résultat (erreur moy. = 1%, erreur max. = 10%) est obtenu par la rotation globale projetée sur des axes fixes, c'est à dire exprimée dans le repère lié au segment fémur.

En conclusion de cette étude, il semble que la méthode la plus performante pour décrire les variations angulaires d'une articulation, tant sur le plan de l'interprétation clinique (amplitudes correctes pour les composantes d'abduction/adduction et rotation interne/externe) que sur le plan de la précision soit le concept de rotation globale autour d'un axe spatial, faisant passer du segment amont au segment aval à chaque instant, et exprimé dans un repère segmentaire.

- ***Localisation des axes et centres articulaires***

Nous avons pour l'instant surtout traité le problème des rotations, car de nombreuses études cliniques font état de résultats qui ne sont pas comparables entre eux. Il est fondamental, pour être à même de comparer des analyses sur des séries de patients réalisées par des laboratoires différents, qu'une standardisation soit proposée et surtout suivie dans ce domaine. C'était d'ailleurs un des objectifs prioritaires du projet Européen CAMARC dont cette étude correspond pour partie à notre contribution.

Pour être complet dans l'analyse de la cinématique articulaire, il faut aussi être à même de localiser les centres (ou les axes) articulaires, et éventuellement prendre en compte la translation.

Le vissage est une méthode séduisante, puisqu'il permet de caractériser à la fois la position et l'orientation de l'axe articulaire à chaque instant (donc de pouvoir modéliser une articulation dont l'axe est évolutif comme le genou), ainsi que la translation le long de cet axe. Compte tenu de ce que nous avons vu précédemment, il est possible de déterminer un axe moyen par la méthode de vissage « classique » décrivant le déplacement relatif de deux segments adjacents entre deux positions distinctes. Il suffit d'adapter l'amplitude de rotation entre les deux positions considérées en fonction des conditions expérimentales [5].

En ce qui concerne l'estimation de la position des centres articulaires, plusieurs approches sont utilisées. Lorsque le centre de rotation peut être assimilé au centre géométrique, comme c'est le cas pour la hanche (articulation sphérique), des études ont été réalisées pour déterminer la position du centre à partir d'un certain nombre de points

anatomiques repérables de façon externe. **Davis et al. [1991]** a établi des équations de régression à partir de l'examen radiologique de 25 enfants. Mais l'extrapolation de ces estimations à un sujet adulte n'est pas très concluante [**Chèze, 1994**].

D'autres méthodes donnent de bons résultats lorsque l'articulation est simple (un centre ou un axe fixe), il s'agit de calculer le point (ou l'axe) dont le déplacement est minimal lors du mouvement relatif entre deux segments adjacents [**Gutierrez, 1996**]. En pratique, des enregistrements spécifiques de mouvements « purs », c'est-à-dire autour d'un axe fonctionnel particulier (ex. mouvement de flexion/extension), ou d'un centre (mouvement de circumduction) sont nécessaires.

Le calcul du vissage faisant passer du segment amont au segment aval à chaque instant ne fournit évidemment pas l'axe du mouvement relatif, qui correspond à l'axe articulaire cherché (ces deux axes coïncident seulement quand il s'agit d'un axe fixe). Par contre, il permet une très bonne estimation du centre articulaire sur un mouvement de rotation pure. En effet, dans ce cas, les axes de vissage calculés passent tous par un même point, qui coïncide avec le centre de la rotation. Pour le calcul pratique, il faut superposer les repères liés aux segments amont et aval dans la position de référence choisie.

Une comparaison a été réalisée entre les trois méthodes envisageables : calcul itératif du point à déplacement minimal dans le mouvement relatif (1), calcul du point de convergence des nuées d'axes de vissage du mouvement relatif (2) et des axes de vissage traduisant le mouvement du segment amont vers le segment aval à chaque instant (3). Cette comparaison a été effectuée sur plusieurs enregistrements d'un mouvement de circumduction du pouce, réalisés par une patiente dont l'articulation trapézo-métacarpienne était remplacée par une prothèse sphérique (Figure 1.18).



**Figure 1.18 :** Prothèse trapézo-métacarpienne (ARPE) utilisée pour la validation du calcul du centre de rotation.

La méthode (1) retrouve le centre de la prothèse avec une erreur moyenne de 1.15 mm et une dispersion moyenne de 2.7 mm. Pour le vissage relatif (méthode 2), une amplitude minimale de 10° étant imposée pour le calcul (compte tenu des conditions expérimentales, voir § 2.5), l'erreur moyenne est de 5.65 mm avec une dispersion moyenne de 3.20 mm. Enfin, la dernière méthode (3) estime la position du centre avec une erreur de 0.85 mm et une dispersion de 0.55 mm.

## 2.4/ Dynamique

Pour aborder la modélisation dynamique inverse, c'est-à-dire la détermination des forces et moments intersegmentaires équilibrant les actions mécaniques extérieures, il faut au minimum ajouter aux données de déplacements traitées précédemment des informations supplémentaires concernant le champ des forces appliquées sur le corps en mouvement ainsi que les masses, inerties et accélérations des différents segments corporels.

- **Démarche classique**

Pour l'étude de la marche, la démarche classique consiste à représenter le membre inférieur par un système polyarticulé rigide. En ce qui concerne les applications cliniques, la phase la plus intéressante du cycle de marche correspond à la phase d'appui monopodal (où un seul pied est en contact avec le sol), puisque c'est celle pendant laquelle les articulations subissent les efforts maximaux.

Les efforts extérieurs appliqués sont, d'une part les actions de la pesanteur, d'autre part les actions de contact entre le sol et le pied d'appui. Dans notre cas, ces actions de contact (trois composantes de la résultante et trois composantes du moment réduit au centre de la plateforme) sont mesurées par une plateforme de forces AMTI, équipée de jauges de déformations en ses quatre coins.

Les masses  $m_i$ , les positions des centres de gravité  $\overrightarrow{O_i G_i}_{|R_i}$  et les matrices d'inertie  $[\mathbf{I}(G_i)]_{|R_i}$  des segments corporels  $S_i$  sont tirés de données publiées dans la littérature [Zatsiorsky et al., 1983].

Les vitesses et accélérations des segments sont obtenues par différences finies centrées d'ordre quatre, avec un filtrage (Butterworth,  $F_c = 5$  Hz) après chaque étape de dérivation. Cette méthode permet, sans lisser a priori les données, d'obtenir des valeurs correctes. Elle a été validée par comparaison avec les vitesses et accélérations obtenues grâce à un filtre Kalman [Fioretti et al., 1993].

A partir de l'ensemble de ces données, la technique consiste à écrire de façon récursive les équilibres dynamiques (Newton-Euler ou théorèmes généraux) de chaque segment corporel  $S_i$  (Figure 1.19), en commençant par le dernier segment (pied) sur lequel les actions extérieures sont connues.

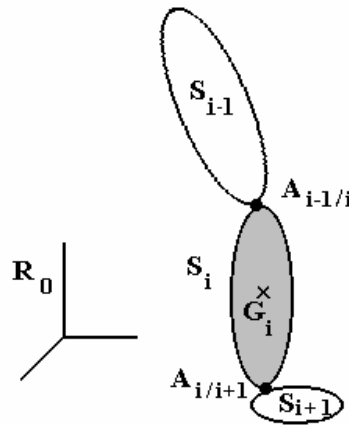
$$\begin{cases} m_i \overrightarrow{\gamma_{i/0}}(G_i) = \sum \overrightarrow{\mathbf{F}_{ext/i}} \\ \overrightarrow{\delta_{i/0}}(G_i) = \sum \overrightarrow{\mathbf{M}_{ext/i}}(G_i) \end{cases} \quad (1.16)$$

avec :  $\overrightarrow{\delta_{i/0}}(G_i) = \frac{d}{dt} \left( [\mathbf{I}(G_i)]_{|R_0} \cdot \vec{\Omega}_{i/0} \right)_{|R_0}$  moment dynamique du segment  $S_i$  en  $G_i$ , dans son mouvement par rapport au référentiel fixe  $R_0$ .

$$\sum \overrightarrow{\mathbf{F}}_{ext/i} = m_i \vec{\mathbf{g}} + \overrightarrow{\mathbf{F}}_{i-1/i} + \overrightarrow{\mathbf{F}}_{i+1/i}$$

$$\sum \overrightarrow{\mathbf{M}}_{ext/i}(\mathbf{G}_i) = \overrightarrow{\mathbf{G}_i \mathbf{A}_{i-1/i}} \times \overrightarrow{\mathbf{F}}_{i-1/i} + \overrightarrow{\mathbf{G}_i \mathbf{A}_{i/i+1}} \times \overrightarrow{\mathbf{F}}_{i+1/i}$$

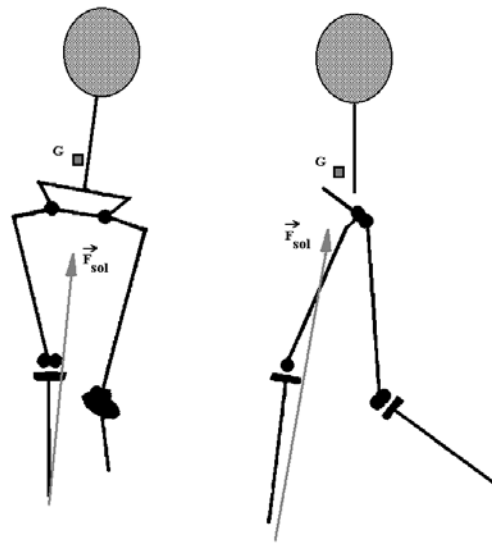
On obtient ainsi les actions mécaniques intersegmentaires, correspondant au torseur équilibrant les forces extérieures réduit au centre de l'articulation amont  $\left\{ \begin{array}{c} \overrightarrow{\mathbf{F}}_{i-1/i} \\ \overrightarrow{\mathbf{M}}_{i-1/i}(\mathbf{A}_{i-1/i}) \end{array} \right\}$ .



**Figure 1.19** : Equilibre dynamique du segment Si.

L'écriture de l'équilibre du segment pied fournit le torseur pied/tibia au niveau de la cheville, puis l'équilibre du tibia fournit le torseur tibia/fémur au centre du genou et enfin l'équilibre du segment fémur fournit le torseur fémur/bassin calculé au centre de la hanche. Le choix du point de réduction du torseur coïncidant avec le centre articulaire est lié à une hypothèse classique : la distance entre la droite d'action de la force de contact et le centre articulaire est négligée. Les forces ligamentaires sont également négligées vis-à-vis des forces musculaires. Ainsi, le moment calculé au centre articulaire est supposé équilibrer seulement les moments dus aux forces de traction des muscles.

Dans le cadre de mon travail de thèse, une approche globale a été proposée, prenant également en compte le membre oscillant sur lequel le même principe a été appliqué, avec une action extérieure nulle sur le pied libre. Ainsi, l'équilibre dynamique du segment bassin a permis d'accéder à l'action globale du reste du corps (ensemble TTMS : Tête, Tronc, Membres Supérieurs) sur ce dernier. Cette modélisation simplifiée représentait le haut du corps par un pendule inversé, articulé sur le bassin et possédant des inerties variables compte tenu des mouvements relatifs des différents segments le constituant (Figure 1.20). Cette approche avait surtout un but pédagogique, permettant aux cliniciens de « voir » que le centre de gravité d'un sujet se déplace au cours de la marche, contrairement à ce qui leur est classiquement enseigné [Viel et al., 1985] ... Les actions mécaniques intersegmentaires calculées par le modèle ont également pu être validées par comparaison avec les données publiées dans la littérature [Cappozzo, 1984 – Winter, 1984].



**Figure 1.20** : Vues de face et de profil du modèle simplifié au cours de la phase d'appui.

Ces données, couplées avec l'étude cinématique décrite précédemment, ont servi de base à une modélisation dynamique du membre inférieur plus fine [1 - 2], mise en place dans le cadre de la thèse de **P. Gignoux** [1994]. Le problème de la décomposition du torseur des actions intersegmentaires a été abordé au niveau de l'articulation de la hanche, pour estimer l'amplitude et la direction de la réaction sur l'articulation au cours de la phase d'appui de la marche. Pour cette étude, la géométrie des os ainsi que les zones d'insertion musculaires ont été mesurées sur un cadavre moyen (correspondant au 50<sup>ème</sup> percentile) à l'aide d'un bras de robot mesureur, puis adaptées au sujet étudié par des homothéties. Treize muscles ont été intégrés dans le modèle (mono et bi-articulaires) mais le phénomène de co-contraction des muscles antagonistes n'a pas été pris en compte, conduisant à une sous-estimation des forces réelles exercées sur l'articulation. Des critères de minimisation de la somme des forces musculaires et de la somme du carré de ces forces [Pedotti et al., 1978] ont été testés pour résoudre le problème de la redondance de la motorisation par les treize muscles sélectionnés. Les amplitudes de la réaction articulaire au niveau de la hanche ont été évaluées de l'ordre de 3 à 4 fois le poids du sujet. Une validation partielle des résultats a été faite en comparant l'évolution des forces musculaires trouvées avec des enregistrements électromyographiques de leur activité électrique.

- *Nouvelle formulation des équations de la dynamique*

Une nouvelle formulation, très synthétique, a été choisie pour reprendre, dans le cadre du D.E.A. de **N. Doriot** [r7], la modélisation dynamique du membre inférieur au cours de la marche. Il s'agit d'une généralisation de l'utilisation des opérateurs homogènes en dynamique [Legnani et al., 1996a et 1996b], qui s'avère très performante pour modéliser un mécanisme constitué de segments rigides articulés entre eux. L'avantage par rapport à d'autres formalismes utilisés en robotique tels que ceux basés sur la convention de

Denavit-Hartenberg [Denavit et al., 1955] (voir Partie II, § 1.3), est qu'aucune modélisation a priori de la structure géométrique du mécanisme n'est nécessaire à la mise en œuvre.

A partir de la matrice homogène classique  ${}^0_S\mathbf{T}$ , définissant l'orientation et la position de l'origine d'un repère  $R_S$ , de nouvelles matrices ( $4 \times 4$ ) sont introduites :

- deux pour le calcul cinématique :  $[\mathbf{W}]$  décrivant l'état des vitesses et  $[\mathbf{H}]$  l'état des accélérations d'un solide,
- trois pour le calcul dynamique :  $[\mathbf{J}]$  contenant la distribution des masses,  $[\mathbf{A}]$  représentant le torseur dynamique et  $[\phi]$  regroupant les forces et moments appliqués sur le solide.

Le calcul de ces différentes matrices est détaillé dans l'article [Legnani et al., 1996a], seuls les éléments indispensables à la compréhension de l'application de ce formalisme à la modélisation du membre inférieur sont décrits dans ce qui suit.

Un algorithme récursif de Newton-Euler peut être mis en place sur la base de ce formalisme. Quelques étapes intermédiaires sont nécessaires pour exprimer toutes les matrices apparaissant dans les équations à partir des seules données connues : les matrices homogènes décrivant la position et l'orientation de chaque segment corporel dans le référentiel fixe à chaque instant  $({}^0_{Si}\mathbf{T})_t$ , les distributions de masse des segments tirées de la littérature et les actions de contact sol/pied mesurées par la plateforme de forces.

▪ Cinématique :

Il est possible de calculer les matrices vitesses et accélérations absolues des segments corporels directement à partir des matrices homogènes  $({}^0_{Si}\mathbf{T})_t$  :

$$\begin{pmatrix} \overrightarrow{OP} \\ 1 \end{pmatrix}_{R0} = {}^0_{Si}\mathbf{T} \cdot \begin{pmatrix} \overrightarrow{O_iP} \\ 1 \end{pmatrix}_{Ri} \quad \forall \text{ le point P lié au segment Si, avec } (\overrightarrow{O_iP})_{Ri} = c^{te}.$$

$$\text{Donc } \begin{pmatrix} \overrightarrow{V_{i/0}(P)} \\ 0 \end{pmatrix}_{R0} = \frac{d}{dt} ({}^0_{Si}\mathbf{T}) \cdot \begin{pmatrix} \overrightarrow{O_iP} \\ 1 \end{pmatrix}_{Ri} = {}^0_{Si}\dot{\mathbf{T}} \cdot ({}^0_{Si}\mathbf{T})^{-1} \cdot \begin{pmatrix} \overrightarrow{OP} \\ 1 \end{pmatrix}_{R0}$$

On obtient ainsi la matrice décrivant l'état des vitesses :

$$[\mathbf{W}_{i/0}]_{R0} = {}^0_{Si}\dot{\mathbf{T}} \cdot ({}^0_{Si}\mathbf{T})^{-1} \quad (1.17)$$

On démontre de même que la matrice décrivant les accélérations du segment est donnée par :

$$[\mathbf{H}_{i/0}]_{R0} = {}^0_{Si}\ddot{\mathbf{T}} \cdot ({}^0_{Si}\mathbf{T})^{-1} \quad (1.18)$$

Par analogie, la matrice « accélération de la pesanteur » s'écrit :

$$[\mathbf{H}_g]_{R0} = \begin{bmatrix} [\mathbf{0}] & \bar{\mathbf{g}}_{|R0} \\ 0 & 0 & 0 & 0 \end{bmatrix} \quad (1.19)$$

Dans notre cas, où les trajectoires sont échantillonnées, on évalue les dérivées par des différences finies centrées d'ordre quatre, avec un filtrage (Butterworth) à chaque étape, soit :

$$\begin{aligned} \left({}^0\dot{\mathbf{T}}_{Si}\right)_t &\approx \frac{-\left({}^0\mathbf{T}_{Si}\right)_{t+2\Delta t} + 8 \cdot \left({}^0\mathbf{T}_{Si}\right)_{t+\Delta t} - 8 \cdot \left({}^0\mathbf{T}_{Si}\right)_{t-\Delta t} + \left({}^0\mathbf{T}_{Si}\right)_{t-2\Delta t}}{12 \cdot \Delta t} \rightarrow \text{filtrage} \\ \text{puis } \left({}^0\ddot{\mathbf{T}}_{Si}\right)_t &\approx \frac{-\left({}^0\dot{\mathbf{T}}_{Si}\right)_{t+2\Delta t} + 8 \cdot \left({}^0\dot{\mathbf{T}}_{Si}\right)_{t+\Delta t} - 8 \cdot \left({}^0\dot{\mathbf{T}}_{Si}\right)_{t-\Delta t} + \left({}^0\dot{\mathbf{T}}_{Si}\right)_{t-2\Delta t}}{12 \cdot \Delta t} \rightarrow \text{filtrage} \end{aligned}$$

Rq : Pour éviter de perdre les valeurs extrêmes à chaque étape de dérivation, les valeurs pour les deux premières et deux dernières valeurs sont calculées avec un ordre moins élevé :

$$\begin{aligned} \left({}^0\dot{\mathbf{T}}_{Si}\right)_1 &\approx \frac{\left({}^0\mathbf{T}_{Si}\right)_2 - \left({}^0\mathbf{T}_{Si}\right)_1}{\Delta t} & \text{et} & \quad \left({}^0\dot{\mathbf{T}}_{Si}\right)_n \approx \frac{\left({}^0\mathbf{T}_{Si}\right)_n - \left({}^0\mathbf{T}_{Si}\right)_{n-1}}{\Delta t} \\ \left({}^0\dot{\mathbf{T}}_{Si}\right)_2 &\approx \frac{\left({}^0\mathbf{T}_{Si}\right)_3 - \left({}^0\mathbf{T}_{Si}\right)_1}{2 \cdot \Delta t} & \text{et} & \quad \left({}^0\dot{\mathbf{T}}_{Si}\right)_{n-1} \approx \frac{\left({}^0\mathbf{T}_{Si}\right)_n - \left({}^0\mathbf{T}_{Si}\right)_{n-2}}{2 \cdot \Delta t} \end{aligned}$$

#### ▪ Cinétique :

En ce qui concerne l'opérateur d'inertie, il est donné dans la littérature au centre de gravité du segment  $[\mathbf{I}_{Si}(G_i)]$ . Il nous faut donc utiliser le théorème de Koëning pour calculer la matrice d'inertie à l'origine du repère lié au segment. La « pseudo matrice d'inertie »  $[\mathbf{J}_i]_{Ri}$  se calcule alors aisément à partir de  $[\mathbf{I}_{Si}(O_i)]$ , de la masse du segment et des coordonnées du centre de gravité dans le repère segmentaire.

#### ▪ Dynamique :

Enfin, l'action du pied sur l'extérieur (sol), mesurée par la plateforme de forces à l'origine du repère fixe, s'écrit également sous la forme d'un opérateur (4\*4) :



$$[\Phi_{\text{pied} / \text{sol}}]_{R0} = \begin{bmatrix} 0 & -M_z & M_y & F_x \\ M_z & 0 & -M_x & F_y \\ -M_y & M_x & 0 & F_z \\ -F_x & -F_y & -F_z & 0 \end{bmatrix} \quad \text{avec :} \quad \begin{cases} \overrightarrow{\mathbf{F}}_{\text{pied} / \text{sol}} = \begin{pmatrix} F_x \\ F_y \\ F_z \end{pmatrix}_{R0} \\ \overrightarrow{\mathbf{M}}_{\text{pied} / \text{sol}}(\text{O}) = \begin{pmatrix} M_x \\ M_y \\ M_z \end{pmatrix}_{R0} \end{cases} .$$

Par analogie, les actions intersegmentaires cherchées s'écrivent :

$$[\Phi_{i-1/i}]_{Ri-1} = \begin{bmatrix} 0 & -N_i & M_i & X_i \\ N_i & 0 & -L_i & Y_i \\ -M_i & L_i & 0 & Z_i \\ -X_i & -Y_i & -Z_i & 0 \end{bmatrix} \quad \text{avec :} \quad \begin{cases} \overrightarrow{\mathbf{F}}_{i-1/i} = \begin{pmatrix} X_i \\ Y_i \\ Z_i \end{pmatrix}_{Ri-1} \\ \overrightarrow{\mathbf{M}}_{i-1/i}(\text{O}_{i-1}) = \begin{pmatrix} L_i \\ M_i \\ N_i \end{pmatrix}_{Ri-1} \end{cases} .$$

▪ Algorithme récursif de Newton-Euler :

$$[\Phi_{5/4}]_{R0} = -[\Phi_{\text{pied} / \text{sol}}]_{R0} \text{ connu}$$

Pour  $t = t_0 \rightarrow T$  (phase d'appui monopodal)

Pour  $i = 4$  (pied)  $\rightarrow 1$  (bassin)

Calcul des matrices vitesse et accélération absolues du segment  $S_i$

$$[\mathbf{W}_{i/0}]_{R0} = {}^0\dot{\mathbf{T}} \cdot ({}^0\mathbf{T})^{-1} \quad \text{et} \quad [\mathbf{H}_{i/0}]_{R0} = {}^0\ddot{\mathbf{T}} \cdot ({}^0\mathbf{T})^{-1}$$

Calcul de la « pseudo matrice d'inertie »

$$[\mathbf{J}_i]_{R0} = {}^0\mathbf{T} \cdot [\mathbf{J}_i]_{Ri} \cdot ({}^0\mathbf{T})^t$$

Calcul du torseur dynamique

$$[\mathbf{A}_{i/0}]_{R0} = [\mathbf{H}_{i/0}]_{R0} \cdot [\mathbf{J}_i]_{R0} - [\mathbf{J}_i]_{R0} \cdot [\mathbf{H}_{i/0}]_{R0}^t$$

Calcul du torseur d'action de la pesanteur

$$[\Phi_{P/i}]_{R0} = [\mathbf{H}_g]_{R0} \cdot [\mathbf{J}_i]_{R0} - [\mathbf{J}_i]_{R0} \cdot [\mathbf{H}_g]_{R0}^t$$

	Ecriture de l'équilibre dynamique du segment $S_i$
	$[\Phi_{i-1/i}]_{R0} = [A_{i/0}]_{R0} - [\Phi_{i+1/i}]_{R0} - [\Phi_{P/i}]_{R0}$
	Calcul du torseur d'actions intersegmentaires entre $S_{i-1}$ et $S_i$
	$[\Phi_{i-1/i}]_{Ri-1} = {}^{0}_{Si-1}T \cdot [\Phi_{i-1/i}]_{R0} \cdot ({}^0_{Si-1}T)^t$
Fin pour i	

Fin pour t

On obtient directement, à chaque passage dans la boucle sur i (autrement dit en écrivant l'équilibre dynamique de chaque segment corporel), la matrice  $[\Phi_{i-1/i}]_{Ri-1}$  correspondant au torseur de forces intersegmentaires entre  $S_{i-1}$  et  $S_i$ , exprimé dans le repère du segment amont  $S_{i-1}$  et réduit à l'origine de ce repère, c'est-à-dire au niveau de l'articulation entre les deux segments (ex. genou =  $O_2$  pour les actions entre fémur  $S_2$  et tibia  $S_3$ ).

Les valeurs obtenues ont été validées par comparaison avec celles obtenues par la méthode classique (vectorielle) sur les mêmes données.

- ***Mise en place du système musculo-squelettique***

La prise en compte des muscles motorisant les articulations est indispensable pour estimer les actions de contact articulaires à partir de ces actions intersegmentaires. Par rapport aux études précédentes [**Gignoux, 1994**] notre modèle est plus complet : prise en compte de la motorisation des degrés de liberté en pronation/supination pour la cheville et en rotation interne/externe pour le genou, ainsi que de la co-contraction des muscles antagonistes (c'est à dire agissant dans le sens opposé au mouvement).

Ainsi, pour chaque articulation, un minimum de deux muscles (couple agoniste-antagoniste) motorisent chaque degré de liberté (trois degrés de liberté pour la hanche, deux pour le genou et deux pour la cheville). Ces muscles n'agissent pas strictement sur un degré de liberté d'une articulation donnée. Ils peuvent agir sur deux articulations successives (muscles bi-articulaires) ou sur plusieurs degrés de liberté (action couplée). Enfin, lorsque cela s'avère nécessaire (car les forces calculées dans les muscles retenus sont plus grandes que les forces maximales qu'ils sont susceptibles de développer), l'action d'un muscle agoniste supplémentaire est prise en compte.

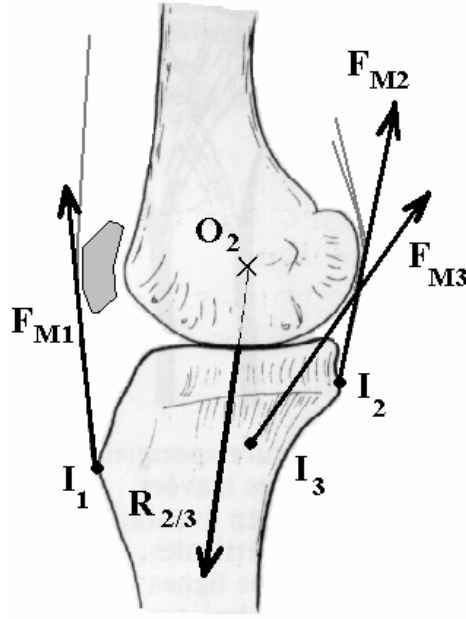
Une étude bibliographique [**Kapandji, 1980a - Bouisset et al., 1995**], complétée par des conseils pris auprès de spécialistes de l'anatomie du membre inférieur (**Pr. J.P. Carret**), nous ont conduit à retenir les 22 muscles suivants :

	<b>Hanche</b>	<b>Genou</b>	<b>Cheville</b>
<b>Flexion</b>	Droit antérieur Couturier	Demi tendineux Demi membraneux Long biceps = ischio-jambiers	Jambier antérieur
<b>Extension</b>	Grand fessier Moyen fessier	Quadriceps	Soléaire Jumeaux (les 2) = triceps sural
<b>Rotation externe / Pronation</b>	Grand fessier Pyramidal Crural	Long biceps Court biceps	Court péronier Long péronier latéral
<b>Rotation interne / Supination</b>	Petit fessier Moyen fessier Tenseur du fascia lata	Couturier	Jambier postérieur
<b>Abduction</b>	Tenseur du fascia lata Moyen fessier Petit fessier		
<b>Adduction</b>	Droit interne Grand adducteur		

Pour chacun de ces muscles, les positions des origines et des points d'insertion  $I_j$  sur les os sont tirées de la littérature [Brand et al., 1982 - White et al., 1989], permettant de calculer le bras de levier entre la droite d'action de la force musculaire (vecteur unitaire  $\bar{u}_j$ ) et le centre articulaire  $O_{i-1}$  (Figure 1.21). Le cas particulier du quadriceps, dont le bras de levier varie avec la position de la rotule, est représenté par une droite d'action dont l'angle par rapport à l'axe longitudinal du tibia est connu en fonction de l'angle de flexion du genou [Buff et al., 1988].

- **Calcul des réactions articulaires**

Nous disposons de deux équations vectorielles d'équilibre (1.20) pour chaque articulation, soit 18 équations scalaires, et notre système comporte 22 amplitudes de forces musculaires  $F_m$  plus 9 composantes d'actions de contact articulaires  $\bar{R}$  inconnues.



**Figure 1.21** : Equilibre de l'articulation du genou

$$\text{Articulation } S_{i-1}/S_i = O_{i-1} : \begin{cases} \overrightarrow{F_{i-1/1}} = \sum_{j=1}^n F_{Mj} \cdot \vec{u}_j + \overrightarrow{R_{i-1/i}} \\ \overrightarrow{M_{i-1/i}}(O_{i-1}) = \sum_{j=1}^n \overrightarrow{O_{i-1}I_j} \times F_{Mj} \cdot \vec{u}_j \end{cases} \quad (1.20)$$

Pour résoudre ce problème redondant (d'ordre 13) nous devons faire certaines hypothèses simplificatrices.

La première approche proposée dans la littérature consiste à ne considérer à chaque instant qu'un système d'équations statiquement déterminé par articulation, en éliminant autant d'inconnues (c'est à dire de muscles) que nécessaire [Lu et al., 1997]. Parmi tous ces systèmes déterminés, seuls quelques uns conduisent à des solutions physiologiquement possibles (force musculaire de traction, et force inférieure à la force isométrique maximale : force maximale que le muscle peut développer dans des conditions optimales). Une autre solution consiste à utiliser des algorithmes d'optimisation, pour minimiser un critère global donné [Pandy et al., 1998].

Il semble que le choix d'un critère d'optimisation valable soit très largement controversé à l'heure actuelle, c'est pourquoi nous préférons chercher à restreindre la redondance par la prise en compte d'un certain nombre de contraintes dans la résolution de notre système d'équations. Certaines contraintes sont évidentes : la force qu'un muscle exerce sur l'os est nécessairement une force de traction, qu'il soit actif ou passif, cette force est nécessairement inférieure à sa force isométrique maximale. D'autres sont plus délicates à établir et nécessiteront une validation indirecte.

Ainsi, nous proposons de considérer un rapport  $\lambda$  entre les forces exercées par le muscle agoniste et antagoniste d'un même couple. Une étude préliminaire menée sur un modèle très simple (projet de fin d'études d'un groupe d'étudiants en Maîtrise de Mécanique) nous indique que ce rapport doit être assez faible ( $< 30\%$ ) pour que la force du muscle agoniste reste dans les limites physiologiques. Néanmoins, l'action antagoniste est difficile à négliger ( $\lambda = 0$ ) puisqu'un rapport de 30% entre le fléchisseur et l'extenseur du genou entraîne une augmentation de la charge articulaire maximale  $\|\bar{\mathbf{R}}\|_{MAX}$  d'environ 40%. D'autre part, pour certaines phases du mouvement, la prise en compte d'un seul muscle agoniste est insuffisante, conduisant à une force de traction supérieure à sa force isométrique maximale. Dans ce cas, nous introduisons un second muscle agissant approximativement dans le même sens, en imposant là encore un rapport  $\alpha$  entre les forces de traction de ces deux muscles agonistes, égal au rapport entre leurs forces isométriques maximales.

Nous obtenons alors un système d'équations statiquement déterminé que l'on peut résoudre. Cette démarche fait l'objet du DEA de **N. Doriot [r7- 60]** et doit être poursuivie dans le cadre d'une thèse.

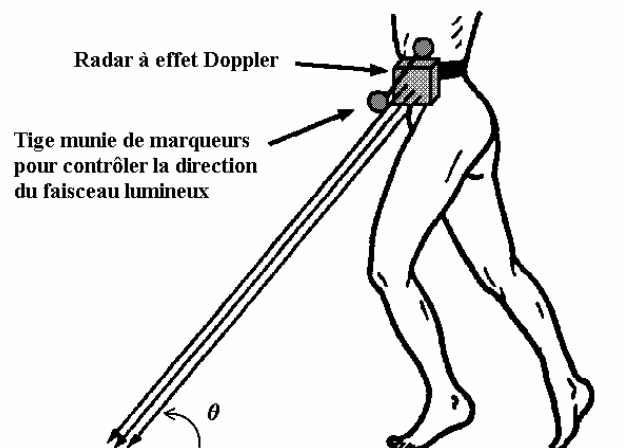
## **2.5/ Applications cliniques**

Plusieurs études, plus appliquées, ont été réalisées en utilisant le dispositif expérimental et la méthodologie décrits aux paragraphes 2.2 et 2.3. Certaines correspondent à des applications directes sur des séries de sujets sains (série témoin de référence) et de patients souffrant de différentes pathologies (laxité du ligament croisé antérieur, artériopathies). D'autres études correspondent à des applications cliniques sur des articulations différentes (articulation trapézo-métacarpienne du pouce), ou encore sur des chiens ...

- ***Analyses cinématique et dynamique de la marche***
  - Dans le cadre de sa thèse, **A. Jied [14 – 39]** propose une adaptation du protocole décrit, visant à le simplifier pour des analyses de la marche sur des séries de sujets. 9 sujets sains (indemnes de tout antécédent traumatique ou chirurgical du membre inférieur) représentent la série témoin. 9 sujets présentant une laxité du ligament croisé antérieur (L.C.A.) du genou ont également été étudiés. La série de sujets témoins a permis d'établir des courbes moyennes pour les variations angulaires des trois articulations (hanche, genou, cheville), et d'analyser les différences intra- et inter-individuelles. Ainsi, les paramètres significativement différents ont pu être repérés sur la série de sujets pathologiques : il s'agit essentiellement de la variation en pronosupination de la cheville, traduisant des phénomènes de compensation cinématique par les articulations adjacentes de celle lésée, et du moment de flexion du genou (toujours en extension chez les patients avec laxité du L.C.A.).

- Dans le cadre de son D.E.A., **I. Perrier** [r3] analyse l'influence de la douleur sur les paramètres cinématiques de la marche chez des patients souffrant d'artériopathies. Le but était de savoir s'il est possible de détecter, de façon non subjective, l'apparition de la douleur chez ces patients. Cette étude a demandé la mise en place d'un protocole simple, permettant d'enregistrer la marche à vitesse rapide (pour que la douleur survienne sur une distance de marche de quelques centaines de mètres) avant et après apparition de la douleur. Le sujet était enregistré lors de plusieurs passages dans le champ de vision des caméras. L'analyse a été réalisée d'abord sur une série de sujets sains, puis sur 5 patients artériopathes. Il a été observé une diminution des amplitudes de flexion du genou après apparition de la douleur, compensée par une augmentation de l'amplitude de flexion de la hanche.
- Dans le cadre de son D.E.A., **E. Karabinova** [r4] a testé deux prototypes d'appareils (réalisés par la société LIPHA) permettant de mesurer le périmètre de marche chez des patients souffrant d'artériopathies. La première méthode consistait à mesurer la distance entre les deux malléoles au cours de la marche, par un appareil à ultrasons. La distance maximale entre malléoles était supposée représenter la longueur d'un pas. La seconde consistait en un radar (Figure 1.22) fonctionnant sur le principe de l'effet Doppler (variation de la fréquence du signal lumineux, de célérité  $c$ , lorsque la source et le récepteur sont en mouvement relatif), le faisceau faisant un angle  $\theta$  constant avec le sol. Le récepteur (sol) étant fixe, la vitesse de déplacement de la source (fixée à la ceinture) est donnée par :

$$v = \frac{c \cdot (F_{\text{source}} - F_{\text{mesurée}})}{F_{\text{mesurée}}} \cdot \frac{1}{\cos \theta}$$

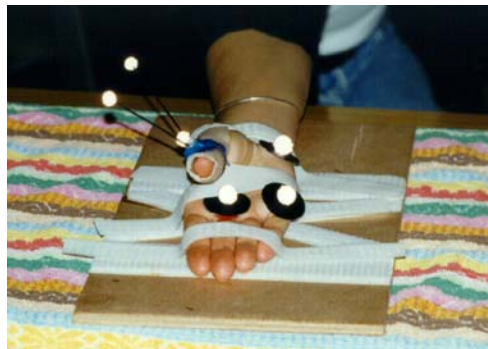


**Figure 1.22** : Prototype de mesure du périmètre de marche.

La validation de la mesure de ces appareils a été réalisée en contrôlant les hypothèses de base, grâce au système Motion Analysis. Ce travail a permis de repérer les sources d'erreurs et de proposer des fonctions de correction pour les deux prototypes.

- ***Analyse cinématique de l'articulation trapézo-métacarpienne***

Dans le cadre d'un D.E.A. réalisé à l'Institut National des Sciences Appliquées de Lyon (Laboratoire de Mécanique des Solides), **P. Laurent** [r2 - 57] a mis en place un protocole particulier pour l'analyse cinématique du pouce. Etant donné la taille de l'articulation, les enregistrements ont été faits en champ réduit et certaines précautions ont été nécessaires : les autres articulations du pouce ont été immobilisées par une attelle adaptée, la paume de la main était maintenue fixe sur une planchette (Figure 1.23). Dans ces conditions, la méthode basée sur le calcul de l'axe de vissage s'est avérée très performante. L'analyse a été réalisée sur 12 sujets sains (référence), puis sur 1 sujet souffrant de rhizarthrose, 1 sujet ayant subi deux arthrodèses et enfin 1 sujet avec prothèse de l'articulation trapézo-métacarpienne. La comparaison entre sujets sains et pathologiques montre des différences significatives sur les amplitudes de mouvements, alors qu'on observe une bonne restitution de celles-ci chez le sujet prothésé.



**Figure 1.23** : Protocole expérimental pour l'étude de l'articulation trapézo-métacarpienne

- ***Analyse cinématique du membre pelvien chez le chien***

Cette étude a été mise en place dans le cadre de la thèse de Génie Biologique et Médical de **D. Rémy** (vétérinaire) [r1]. Là encore, un protocole particulier a été conçu pour permettre la comparaison des paramètres cinématiques du membre pelvien, au pas et au trot, sur une population de 7 bergers allemands sains et un berger allemand souffrant de dysplasie de la hanche. L'analyse des résultats a montré peu de variabilité intra-individuelle, et au contraire une grande variabilité inter-individuelle pour les paramètres d'abduction et de rotation axiale de la hanche. Toutes les amplitudes de l'articulation de la hanche sont réduites chez le chien dysplasique. Enfin, une nette corrélation a été montrée entre la vitesse de déplacement et les amplitudes de mouvements articulaires.



**Figure 1.24 :** Protocole expérimental pour l'étude du membre pelvien chez le chien

## **2.6/ Organisation du travail**

La démarche présentée tout au long de ce chapitre reflète une grande partie de mes activités de recherche personnelles depuis ma thèse, essentiellement tournées vers l'utilisation optimale d'un dispositif expérimental performant mais délicat à mettre en œuvre : le système d'analyse du mouvement « Motion Analysis ».

Dans le cadre de ma thèse, il a fallu choisir le système à implanter sur le plateau technique du laboratoire, puis être capable de définir un protocole expérimental permettant d'analyser en cinématique et en dynamique la marche humaine. Des échanges constants avec des chirurgiens orthopédistes (**Dr. D. Dejour et Pr. J.P. Carret**) ont permis d'aboutir à des solutions envisageables dans un contexte d'applications cliniques [11 - 13 - 14]. En parallèle, la mise en place de techniques spécifiques de traitement des données s'est avérée nécessaire compte tenu des erreurs de mesures importantes, corollaire du caractère non invasif des systèmes d'analyse du mouvement utilisant des marqueurs cutanés [3]. Ce travail a représenté la contribution de notre laboratoire au projet Européen **CAMARC**, dédié à la standardisation des méthodes et des protocoles cliniques (1990-1994).

Puis, au cours d'un stage Post-Doctoral à l'université d'Ancône (Italie) en 1994, j'ai été amenée à comparer différentes approches de traitement de données (solidification, filtre Kalman, filtre avec contrainte) [36], ainsi que différentes méthodes de détermination de la cinématique articulaire (séquences de rotation, axes de vissage instantané ou fini) [37]. Ce stage a été financé par le projet **CAMARN**, visant à créer un réseau d'échange et de formation de jeunes chercheurs européens dans le domaine de l'analyse du mouvement.

Ma réflexion sur les méthodes les plus adaptées pour analyser ce type de données s'est poursuivie jusqu'à aujourd'hui [5 - 6]. Du double point de vue de l'interprétation des



résultats en clinique et de la sensibilité des méthodes vis à vis du bruit de mesure, il semble que l'utilisation originale du concept de vissage pour décrire le déplacement fini entre deux segments adjacents à chaque instant soit la solution la plus performante [43].

En parallèle, j'ai été amenée à suivre différentes applications cliniques des méthodes que j'avais mises en place. D'une part, j'ai encadré deux étudiantes en D.E.A [r3 - r4] sur des projets complémentaires financés par la société pharmaceutique **LIPHA**. Le but était la mesure du périmètre de marche de patients souffrant d'artériopathies, c'est à dire de la distance qu'ils pouvaient parcourir avant l'apparition de la douleur. D'autre part, j'ai travaillé avec une vétérinaire préparant une thèse de Génie Biologique et Médical sur l'adaptation des méthodes utilisées pour la marche humaine à l'analyse cinématique chez le chien [r1]. Enfin, une collaboration a été engagée avec l'équipe du **Pr. Rumelhart** (INSA de Lyon), sous la forme du co-encadrement d'une étudiante en D.E.A. [r2] pour l'étude cinématique de l'articulation trapézo-métacarpienne avec comme interlocuteur clinique le **Pr. J.J. Comtet** (Clinique du Parc, Lyon).

En ce qui concerne l'analyse dynamique, une première étape a été franchie dans le cadre de ma thèse, aboutissant au calcul des actions mécaniques intersegmentaires équilibrant les forces extérieures au niveau de chaque articulation du membre inférieur. Cette étude s'est poursuivie par la thèse de **P. Gignoux [1994]**, où un certain nombre de muscles ont été pris en compte pour évaluer la réaction articulaire au niveau de la hanche [1 - 2]. Un modèle dynamique plus complet du membre inférieur est en cours d'élaboration, faisant l'objet du D.E.A. de **N. Doriot [r7 - 60]**. Par rapport au précédent, il prend en compte la motorisation de degrés de liberté négligés jusque là (prono-supination de la cheville et rotation interne/externe du genou), plus de muscles (22) et surtout le phénomène de co-contraction des muscles antagonistes. Ce travail doit être poursuivi dans le cadre d'une thèse que j'encadrerai [r10].

## **Partie II**

### **ETUDES BIOMECHANQUES EN VUE D'APPLICATIONS ERGONOMIQUES**

L'ergonomie vise à améliorer les interactions entre l'Homme et son environnement, en termes de productivité, confort, santé et sécurité. Longtemps basée sur l'analyse de données simples : facteurs anthropométriques, cotation des amplitudes physiologiques de mouvements, ... elle se tourne maintenant vers la modélisation du comportement humain. Alors que pour des applications cliniques, le but est de décrire très précisément un sujet particulier, éventuellement éloigné de la « normale » (c'est à dire présentant une pathologie), dans un contexte ergonomique le but est plutôt de représenter au mieux toute une population ou au moins une classe d'individus. Dans cette perspective de réalisation d'un mannequin numérique biofidèle, deux objectifs sont plus particulièrement visés.

Le premier est de chercher à caractériser une structure de type chaîne articulée, paramétrable, capable de reproduire de façon réaliste les mouvements du corps humain. Dans ce cas, la démarche consiste à identifier la structure géométrique d'un robot équivalent au corps humain, dont la complexité dépend du degré de précision souhaité, lui-même lié à l'utilisation ultérieure du modèle. Puis, l'animation de cette structure peut se faire directement, en agissant sur chaque degré de liberté, il suffit alors de borner chaque articulation par des valeurs correspondant aux butées physiologiques. Toutefois, compte tenu du nombre important de degrés de liberté, il n'est pas envisageable de reproduire ainsi des tâches complexes. Il faut donc faire suivre l'identification de la chaîne articulée par une étape d'inversion géométrique ou cinématique, permettant de déterminer les lois de variations articulaires correspondant à une trajectoire donnée pour un point particulier de la structure (ex. les lois de variation des articulations du dos sont calculées pour que la tête décrive un mouvement spécifié).

Le second objectif est de rendre compte du comportement mécanique du corps humain dans des situations particulières, en cas de choc par exemple. L'intérêt est alors de remplacer les mannequins physiques utilisés actuellement, équipés de nombreux capteurs permettant de mesurer différents paramètres, qui rendent les essais très coûteux. Des modèles de type éléments finis ont été réalisés dans ce but. Ils sont assez fidèles quant à la représentation géométrique des éléments, mais leurs caractéristiques mécaniques ainsi que les butées et les raideurs associées aux articulations restent à affiner pour que la réponse du modèle aux diverses situations envisagées soit plus représentative de la réalité.

## **1. MODELE ROBOTIQUE DU CORPS HUMAIN : SIMULATION DE MOUVEMENTS**

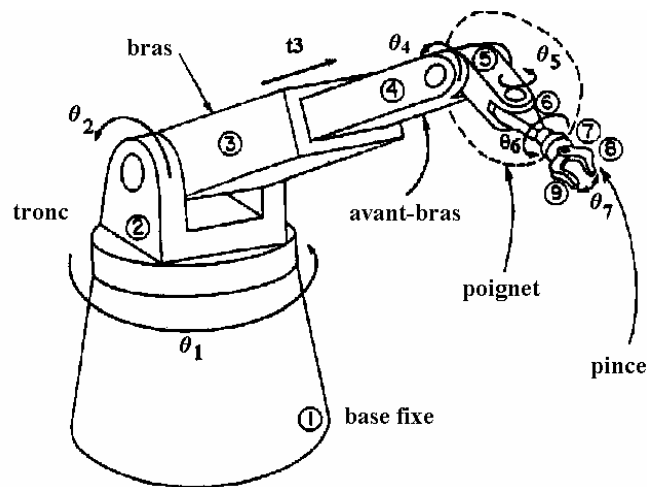
L'objectif poursuivi ici n'est pas d'obtenir un outil de conception pour interfaces homme/machines, mais de construire puis d'animer une structure articulée capable de reproduire les mouvements humains. Pour cela, la base de notre modèle repose sur des données expérimentales, obtenues par le système d'analyse du mouvement décrit au chapitre précédent. Les étapes de la modélisation sont : dans un premier temps, la définition du nombre de degrés de liberté puis la localisation de chaque axe articulaire. La mesure des butées physiologiques sur chacun des degrés de liberté permet ensuite une animation directe du modèle, respectant le réalisme de la posture obtenue. Enfin, des lois de couplage ont été recherchées entre certains degrés de liberté afin de simplifier cette commande directe, constituant une étape intermédiaire avant la simulation de tâches plus complexes. Plusieurs sujets ont été testés et de nombreuses mesures anthropomorphiques réalisées systématiquement dans le but d'identifier des lois permettant le paramétrage de la structure pour représenter une classe donnée d'individus.

Le cadre de cette étude est un contrat financé par la D.R.E.T. (1993-1997), en partenariat avec la société DASSAULT AVIATION chargée d'implémenter le modèle sur le logiciel de C.F.A.O. CATIA, de paramétrer la structure et de l'habiller par une enveloppe externe. Dans ce contexte, mon action a été de coordonner l'ensemble des contributions de notre laboratoire à ce projet (deux thèses et un D.E.A.). J'ai plus spécifiquement travaillé sur la détermination de la structure géométrique des membres inférieurs et supérieurs, puis abordé le problème de l'inversion cinématique sur le dos.

### **1.1/ Contexte scientifique**

Dans le chapitre précédent, le contexte scientifique de l'analyse du mouvement en général a été décrit. Nous focaliserons plus ici sur la modélisation des systèmes articulés dans le domaine de la robotique, en tâchant de faire apparaître les spécificités de la simulation du mouvement humain.

La description systématique de la structure d'un robot fait l'objet de nombreux travaux : citons le formalisme développé par **Denavit** et **Hartenberg** [1955], qui est de loin le plus répandu d'après **Dombre et al.** [1988], ou encore celui de **Khalil et al.** [1986] mieux adapté à la représentation de chaînes complexes ou fermées. **Legnani et al.** [1996a] proposent une démarche permettant de ne faire aucune hypothèse a priori sur la structure du robot. Tous ces formalismes, basés sur les notions générales d'opérateurs homogènes, permettent l'obtention immédiate du *modèle géométrique direct*, définissant la position et l'orientation de l'organe terminal en fonction des amplitudes de chaque articulation.



**Figure 2.1** : Exemple de robot anthropomorphe ( $\approx$  système main-bras humain)

Dans le cas de la représentation du corps humain, un problème se pose déjà à ce niveau, car la structure même du mécanisme est inconnue : combien d'axes articulaires considérer, où sont-ils localisés ? Si des articulations comme la hanche font l'unanimité quant à sa modélisation par une articulation sphérique, il n'en est pas de même pour des articulations beaucoup plus complexes comme l'épaule [Engin, 1980 - Rockwood et al., 1991] ou le genou [Paul, 1988 - Blankevoort et al., 1990]. D'autre part, la localisation de ces axes est très délicate et controversée pour la plupart des articulations : citons par exemple les résultats non concordants de Chao et al. [1978], London [1981], An et al. [1993] et Veeger et al. [1998] concernant l'axe de flexion du coude. La segmentation du dos en zones rigides est aussi un problème délicat car les nombreuses études publiées sur les mobilités du rachis ne sont pas comparables. Seuls des résultats très globaux sont unanimement reconnus : le rachis lombaire bas est très mobile, alors que le rachis thoracique est plus rigide [Coillard, 1990]. D'après Kapandji [1980b], la zone la plus mobile du rachis lombaire se situe entre les vertèbres L5 et L4 (amplitude maximale de flexion :  $24^\circ$ ), les articulations sacrum/L5 et L4/L3 sont également très mobiles ( $18^\circ$ ), puis la mobilité diminue au dessus de la vertèbre L3. Willems et al. [1996] ont étudié le rachis thoracique et constatent une diminution progressive des amplitudes de flexion des vertèbres T12 à C7.

Le *modèle géométrique inverse* consiste à calculer les amplitudes articulaires qui amènent l'organe terminal dans une situation (position et orientation) désirée. Il n'existe pas de méthode analytique générale : Pieper [1968] propose une solution pour un robot à six degrés de liberté, possédant un poignet à axes concourants, Paul [1981] traite séparément chaque cas particulier et sa démarche convient pour la plupart des robots industriels. Mais les chaînes articulées représentant les membres inférieur et supérieur ou encore le dos sont redondantes (nombre d'articulations plus grand que le nombre de degrés de liberté du terminal, c'est à dire six) afin de permettre leur adaptation à un grand nombre de tâches. Les démarches classiques ne conviennent donc pas pour animer un robot analogue au corps humain.

Le *modèle cinématique direct* décrit les vitesses linéaire et angulaire du segment terminal en fonction des vitesses articulaires, au moyen d'une matrice jacobienne, tandis que le *modèle cinématique inverse* permet de déterminer les vitesses articulaires qui assurent au repère terminal une vitesse spécifiée. Les méthodes classiques procèdent soit par dérivation du modèle géométrique inverse [Paul, 1981], soit par inversion de la matrice jacobienne, dans le cas où celle-ci est régulière. Dans notre contexte particulier, où la chaîne articulée est redondante, il est possible d'utiliser des méthodes conduisant à des solutions particulières, en optimisant des critères ayant un sens physiologique : éloignement des butées articulaires [Fournier, 1980], répartition des efforts aux articulations [Hollerbach et al., 1985] ... D'autre part, des couplages pourront également être pris en compte pour réduire la redondance cinématique du système : rythme scapulo-thoracique (rapport des amplitudes d'abduction dans les articulations scapulo-humérale et scapulo-thoracique : voir figure 2.5) [Poppen et al., 1976], couplage entre les composantes de rotation interne/externe et de flexion dans le genou [Feikes et al., 1998] ...

### **1.2/ Détermination expérimentale des axes et centres fonctionnels**

Le problème posé est la construction d'un modèle du corps humain dans son ensemble, suffisamment simple pour être animé et reproduire des mouvements de façon réaliste. La base de ce modèle est expérimentale : les axes et les centres articulaires coïncident avec les axes et centres fonctionnels déterminés à partir d'enregistrements de mouvements spécifiques, utilisant le système Motion Analysis. Les centres articulaires sont obtenus lors de mouvements de circumduction de petite amplitude (pour limiter les erreurs de mesure dues aux masses molles, cf. Partie I : § 2.2), et les axes fonctionnels lors de mouvements « purs », c'est-à-dire ne sollicitant qu'un degré de liberté (ex. flexion du coude). Les trajectoires des marqueurs cutanés sont filtrées et solidifiées (voir Partie I : § 2.2) afin d'éliminer le maximum d'erreurs de mesure.

La méthode (décrite plus en détail dans l'article « *Biomechanics of the upper limb ...* » [4] fourni en *Annexe III*) consiste à déterminer le point (ou l'axe) dont le déplacement est minimal dans le mouvement relatif entre deux segments corporels adjacents. Ce point est calculé par itérations : la première étape consiste à donner un point du repère aval assez proche du centre estimé. A ce point correspond une nuée de points par projection à chaque instant du mouvement dans le repère amont. Le barycentre de cette nuée est ensuite projeté dans le repère aval et ainsi de suite jusqu'à obtenir une nuée de dispersion minimale [Gutierrez, 1996]. Les centres et les axes constituant la structure du modèle robotique sont ainsi localisés. Il est à noter que ces centres et axes ont une signification physiologique, c'est à dire représentent des centres et axes de mouvements particuliers, et ne coïncident pas forcément avec des axes de référence anatomiques. Ils sont obtenus dans les repères locaux liés aux différents segments corporels, définis à partir de marqueurs externes.

Les six mêmes sujets (3 hommes et 3 femmes) ont été analysés pour définir les modèles équivalents aux membres inférieur et supérieur et au dos. Une hypothèse de symétrie a été faite entre les deux membres inférieurs et supérieurs, ainsi que pour le dos. Ainsi, les enregistrements n'ont été réalisés que sur les membres droits. Pour le dos, cette hypothèse conduit à imposer la direction des axes fonctionnels, et la position des centres

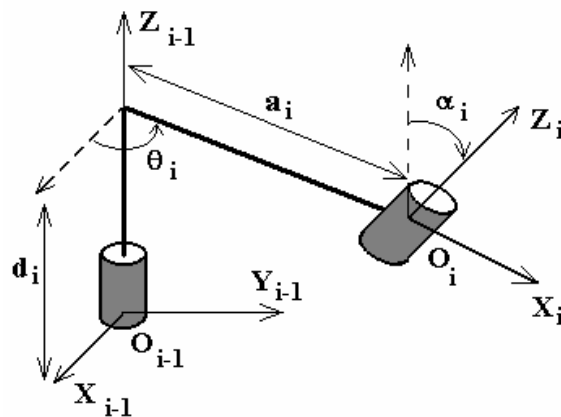
articulaires dans le plan sagittal du sujet. D'autre part, des contraintes ont été imposées par les partenaires industriels du projet (DASSAULT), limitant la complexité du modèle : seules des articulations rotoïdes doivent être introduites. Deux positions de référence doivent être décrites : sujet assis (dos droit) et sujet debout. Enfin, l'objectif est d'obtenir une structure articulée représentant le corps humain complet que l'on soit à même d'animer de façon réaliste, ce qui implique de limiter le nombre de degrés de liberté pris en compte.

### **1.3/ Modèle du membre inférieur**

La première étape de la modélisation consiste à réaliser les enregistrements de mouvements spécifiques permettant de localiser les axes et centres fonctionnels. En ce qui concerne le membre inférieur, les marqueurs cutanés ont été placés sur les mêmes points anatomiques que dans le protocole défini pour la marche (Figure 1.6).

Le formalisme choisi pour la modélisation est celui, classique, de **Denavit-Hartenberg [1955]**. Il utilise quatre paramètres pour définir la forme géométrique d'un segment et sa position relative par rapport au précédent dans la chaîne. Deux paramètres décrivent la forme du segment ( $a_i$  et  $\alpha_i$ ), deux autres décrivent sa position ou son orientation ( $t_i$  et  $\theta_i$ ). Ces paramètres sont définis en respectant les conventions suivantes :

- $\overrightarrow{Z_{i-1}}$  désigne l'axe de la liaison entre les segments  $S_{i-1}$  et  $S_i$ , son sens est arbitraire.
- $\overrightarrow{X_i}$  est la perpendiculaire commune aux axes  $\overrightarrow{Z_{i-1}}$  et  $\overrightarrow{Z_i}$ , son sens est tel qu'il coupe d'abord l'axe  $\overrightarrow{Z_{i-1}}$  puis  $\overrightarrow{Z_i}$ .
- $d_i$  est l'écart entre origines successives suivant l'axe d'articulation :  $d_i = \overrightarrow{O_{i-1}O_i} \cdot \overrightarrow{Z_{i-1}}$ , noté  $t_i$  lorsqu'il est variable (articulation prismatique).
- $\theta_i$  est l'angle entre les axes  $\overrightarrow{X_{i-1}}$  et  $\overrightarrow{X_i}$ , défini suivant  $\overrightarrow{Z_{i-1}}$  et variable dans le cas d'une articulation rotoïde.
- $a_i$  est la distance entre origines successives suivant  $\overrightarrow{X_i}$  :  $a_i = \overrightarrow{O_{i-1}O_i} \cdot \overrightarrow{X_i}$
- $\alpha_i$  est l'angle entre les axes  $\overrightarrow{Z_{i-1}}$  et  $\overrightarrow{Z_i}$ , défini suivant  $\overrightarrow{X_i}$ .



**Figure 2.2 :** Convention de Denavit-Hartenberg [1955]

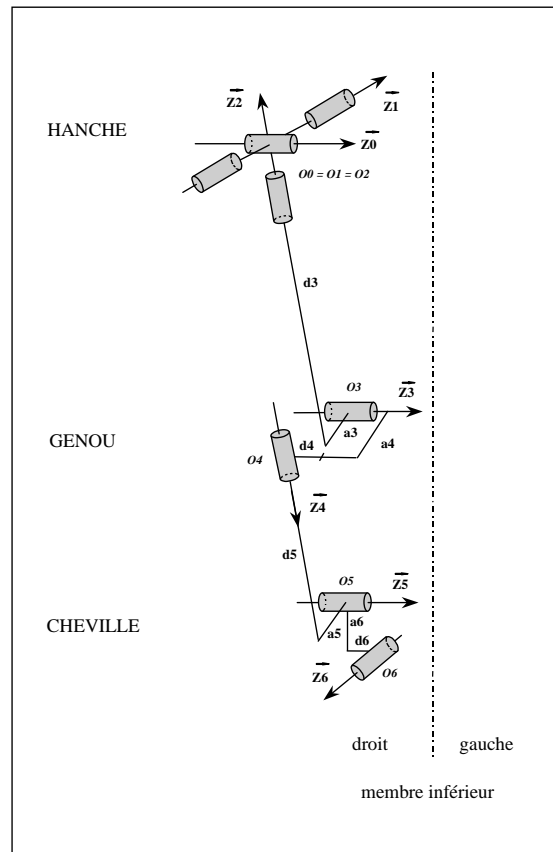
Le solide de référence ( $S_0$ ) pour le membre inférieur est le bassin, il permettra de faire la jonction avec le modèle du dos ayant aussi comme repère de base le bassin.

Pour l'articulation de la *hanche*, le modèle équivalent est sans ambiguïté une liaison sphérique. Le centre de cette articulation peut donc être déterminé soit directement en effectuant un mouvement de circumduction du fémur, soit comme point de concours de deux axes fonctionnels. Les deux méthodes ont été testées et la première a conduit à des résultats sensiblement meilleurs, après validation anatomique. Le centre de la hanche, coïncidant avec l'origine  $O_0$  (Figure 2.3), est donc déterminé expérimentalement par un mouvement de circumduction de petite amplitude. La direction de l'axe  $Z_0$ , fixe dans le repère bassin, est définie à partir d'un mouvement de flexion pure du fémur. L'axe  $Z_2$ , support de la rotation interne/externe de la hanche, est associé à la droite joignant le centre de la hanche  $O_0$  et le centre géométrique des condyles fémoraux. L'axe d'abduction est alors l'axe perpendiculaire aux deux précédents, passant lui aussi par l'origine  $O_0$ .

En ce qui concerne l'articulation du *genou*, le degré de liberté en abduction-adduction est négligé, compte tenu de la très faible amplitude de cette composante (inférieure à  $10^\circ$ ). Du fait de la rotation automatique du genou (couplage entre les composantes de rotation interne et de flexion, dû à la forme des condyles et au ligament latéral interne, plus fort que le ligament latéral externe), l'axe de flexion  $Z_3$  est déterminé sur une plage de mouvement assez réduite (entre  $50$  et  $90^\circ$  de flexion). L'axe de rotation interne/externe  $Z_4$  est également déterminé expérimentalement, ces deux axes ne sont pas perpendiculaires entre eux et ne se coupent pas.

Enfin, la *cheville* est modélisée entre le tibia et l'arrière-pied (le reste du pied est considéré rigide), les axes de flexion/extension  $Z_5$  et d'inversion/éversion (ou axe de Henké)  $Z_6$  sont déterminés expérimentalement. Tout comme les axes fonctionnels du genou, ils ne se coupent pas et ne sont pas perpendiculaires.

Le modèle du membre inférieur compte ainsi 7 degrés de liberté : 3 rotations concourantes pour la hanche, deux rotations pour le genou et deux pour la cheville [42]. La structure du robot équivalent est représentée sur la figure 2.3.



**Figure 2.3 :** Chaîne articulée modélisant le membre inférieur.

Les paramètres de forme ( $\alpha_i$ ,  $a_i$ , et  $d_i$ ) ont été calculés pour chacun des six sujets. Seuls les paramètres  $\alpha_3$ ,  $a_3$ , et  $a_4$  sont peu variables d'un sujet à l'autre. Pour certains paramètres, il a été possible de dégager une tendance sur l'ensemble des sujets : ainsi  $\mathbf{X}_6$  est toujours dirigé vers le bas (axe de Henké en dessous de l'axe de flexion de la cheville),  $d_4$  et  $d_6$  sont négatifs (axe de rotation interne/externe du genou et axe de Henké plutôt décalés vers le côté externe du membre). En ce qui concerne les variations des paramètres du modèle entre les deux positions de référence (assis et debout), seul le paramètre  $a_4$  varie significativement et ce pour tous les sujets (valeur moyenne de 3.5 cm en position debout et de 4.9 cm en position assise). Nous avons également vérifié les variations des paramètres de forme (supposés constants dans la convention de Denavit-Hartenberg) au cours du mouvement. Seuls les paramètres  $a_4$  et  $d_4$  varient de façon significative (de l'ordre de 1 cm) au cours d'un mouvement d'amplitude maximale, indiquant que le modèle proposé est valable si l'on admet une simplification de l'articulation très complexe du genou.

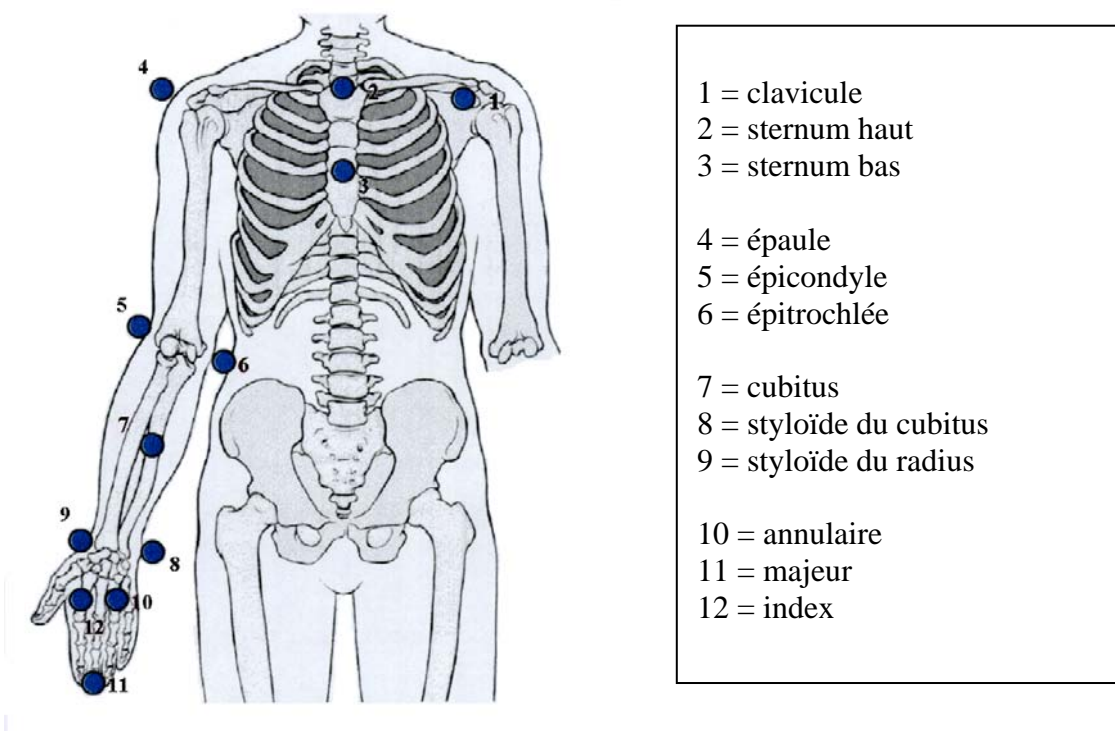
Une fois le modèle direct du robot équivalent décrit [59], il est possible de calculer les *butées articulaires*. Des inversions géométriques locales (entre deux segments



adjacents) permettent en effet de calculer sans ambiguïté les valeurs des paramètres  $\theta_i$ . Par exemple, lors d'un mouvement de flexion maximale de la hanche, l'enregistrement des trajectoires des marqueurs fixés sur le bassin et la cuisse permettent de calculer la position à chaque instant du repère lié au bassin d'une part et au fémur d'autre part. De ces informations, on peut déduire aisément les valeurs numériques des éléments de la matrice homogène correspondante  ${}^0_3T$  à chaque instant, et utiliser les termes les plus simples de cette matrice pour identifier les valeurs de  $\theta_1$ ,  $\theta_2$  et  $\theta_3$ . Les valeurs des butées angulaires sont assez variables d'un individu à l'autre. Une différence entre les sujets féminins et masculins a été notée en ce qui concerne les amplitudes de flexion/extension et d'abduction/adduction de la hanche, plus grandes chez les femmes. L'influence de la position des articulations adjacentes a également été testée. Le seul résultat intéressant est une nette augmentation de l'amplitude de flexion/extension de la hanche (de l'ordre de  $20^\circ$ ) entre l'exécution du mouvement genou tendu et genou fléchi à  $90^\circ$ .

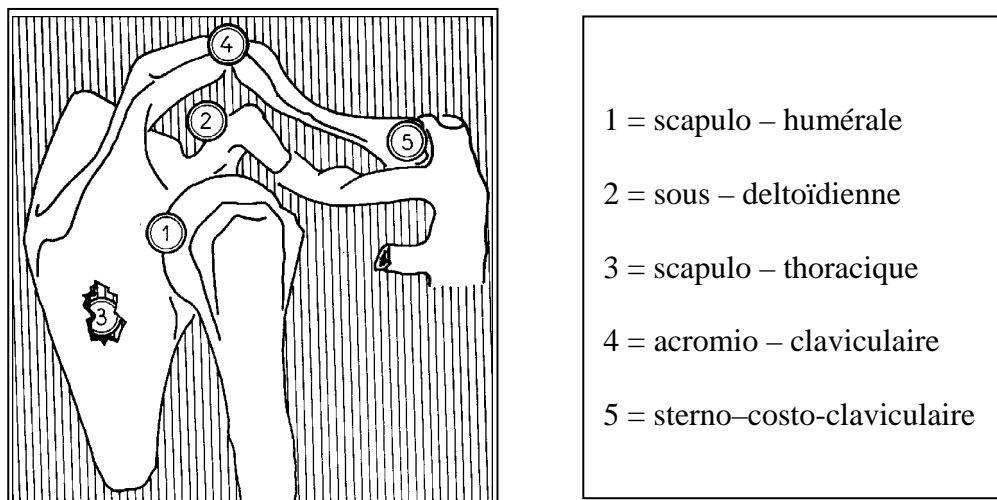
#### 1.4/ Modèle du membre supérieur

Pour le membre supérieur, les positions des marqueurs sont représentées sur la figure 2.4.



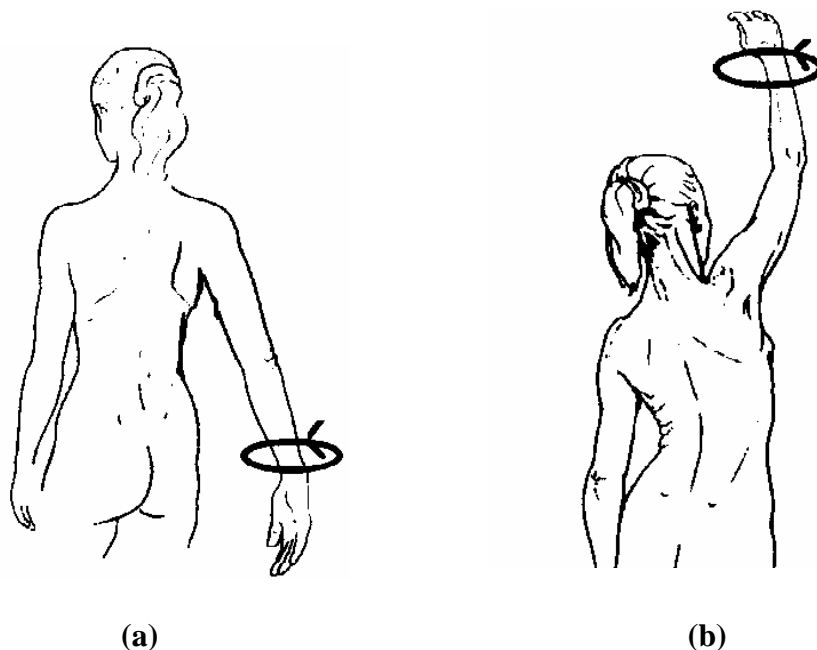
**Figure 2.4 :** Position des marqueurs pour les expérimentations du membre supérieur.

Le solide de référence, faisant la jonction avec le modèle du dos est ici le torse. La première articulation à modéliser est l'*épaule*, complexe articulaire constitué de cinq articulations élémentaires (Figure 2.5).



**Figure 2.5 :** Complexe articulaire de l'épaule.

Pour prendre en compte cette complexité tout en étant limités par le moyen de mesure non invasif qu'est le système Motion Analysis, nous avons considéré comme certains auteurs [**Rockwood et al., 1991**] que l'omoplate et la clavicule constitue une seule entité fonctionnelle qui se déplace par rapport au thorax. Cette entité fonctionnelle, intercalée entre le thorax et l'humérus, permet d'optimiser la disposition des muscles et des contacts articulaires, elle est nommée « segment intercalé » par **Herzberg et al. [1994]**. Ainsi, nous avons à considérer deux centres articulaires distincts pour l'épaule : un « centre interne » entre le thorax et le segment intercalé, et un centre « externe » entre le segment intercalé et l'humérus. Le centre interne est obtenu par un mouvement de circumduction de petite amplitude avec le bras le long du corps, le centre externe par des mouvements avec le bras en élévation maximale (Figure 2.6).



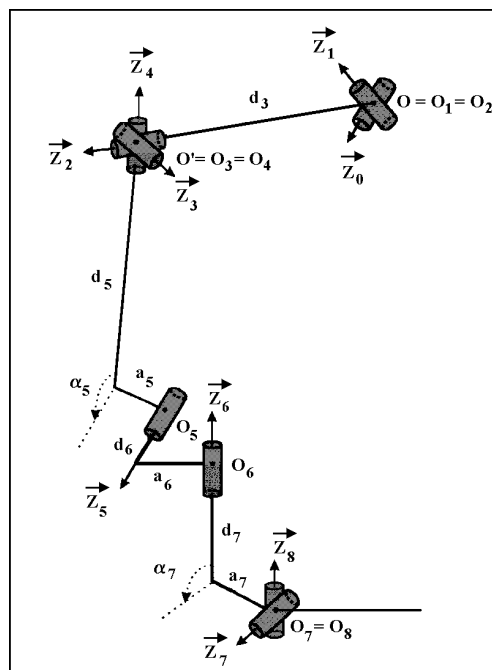
**Figure 2.6 :** Mouvements de circumduction permettant de déterminer les centres des articulations scapulo-thoracique (a) et scapulo-humérale (b).

Le segment intercalé est modélisé par une tige de longueur  $d_3$  constante (Figure 2.7). Pour que cette tige puisse prendre une direction quelconque dans l'espace, deux degrés de liberté en rotation sont situés en amont. L'axe  $\mathbf{Z}_0$ , fixe par rapport au torse, est choisi coïncidant avec la direction antéro-postérieure (compte tenu de l'hypothèse de symétrie). L'axe  $\mathbf{Z}_2$  est l'axe joignant les deux centres interne et externe, et l'axe  $\mathbf{Z}_1$  est obtenu par produit vectoriel de  $\mathbf{Z}_2$  et  $\mathbf{Z}_0$ . Trois degrés de liberté en rotation sont autorisés autour du centre externe, permettant une orientation quelconque du bras. La direction de l'axe  $\mathbf{Z}_4$  est obtenue expérimentalement par un mouvement de rotation interne/externe de l'humérus, il est supposé passer par le centre externe de l'épaule. A nouveau l'axe  $\mathbf{Z}_3$  est obtenu par produit vectoriel de  $\mathbf{Z}_4$  et  $\mathbf{Z}_2$ .

Le *coude* est représenté par deux degrés de liberté en rotation : la flexion et la pronosupination. L'axe de flexion  $\mathbf{Z}_5$  est défini par deux points anatomiques : l'épicondyle et l'épithroclée de l'humérus. L'axe de pronosupination  $\mathbf{Z}_6$  est obtenu expérimentalement. Il n'est pas perpendiculaire au précédent et ne le coupe pas.

Pour le *poignet*, ne permettant pas de mouvement de rotation interne/externe, le modèle retenu consiste en deux degrés de liberté en rotation, dont les axes sont concourants. L'axe de flexion  $\mathbf{Z}_7$  est défini anatomiquement par les apophyses styloïdes du radius et du cubitus. L'axe d'abduction-adduction  $\mathbf{Z}_8$  est obtenu expérimentalement.

En résumé, le modèle du membre supérieur comporte 9 degrés de liberté en rotation. La détermination expérimentale des centres et axes de rotation a été privilégiée lorsque les résultats obtenus étaient cohérents avec l'anatomie, et au contraire les directions ont été imposées lorsque cela était nécessaire (axes de flexion du coude et du poignet). La structure du robot équivalent est donnée figure 2.7.



**Figure 2.7 :** Chaîne articulée modélisant le membre supérieur.

Les paramètres de forme du modèle sont différents d'un individu à l'autre. Leur variation a été contrôlée lors des mouvements. Seul le paramètre  $d_3$  (longueur du segment intercalé) varie de façon significative (de 5 à 6 cm) lors de mouvements extrêmes. Il semble difficile de ne pas prendre en compte de translation à ce niveau. Les butées articulaires ont également été calculées. Les valeurs obtenues sont assez voisines pour l'ensemble des sujets, sauf en ce qui concerne le mouvement d'abduction de l'épaule (et plus précisément le paramètre  $\theta_1$  entre le segment intercalé et le thorax). Le rôle des articulations adjacentes a également été testé, comme dans le cas du membre inférieur. Seules les amplitudes d'abduction et de flexion de l'épaule sont nettement diminuées lorsque le bras est en rotation externe.

### **1.5/ Modèle du dos**

Le modèle décrit ici n'est pas celui concernant le projet DASSAULT, établi par **D. Besson et al. [1997]**, auquel j'ai très peu participé. Par contre, un point restant à approfondir dans ce modèle a fait l'objet d'un sujet de DEA que j'ai encadré, **V. Debrailly [r6]**. En effet, la mise en place d'un robot équivalent au dos dans un contexte ergonomique implique une simplification de la chaîne constituée d'un empilement de 25 segments élémentaires (7 vertèbres cervicales, 12 thoraciques, 5 lombaires et le sacrum). Cette simplification n'est pas triviale car les nombreuses études sur les mobilités du dos ne sont pas concordantes.

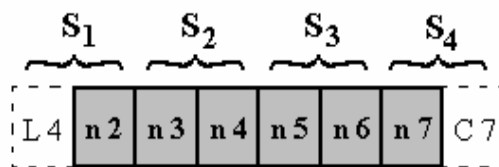
La première étape du travail est donc de déterminer expérimentalement les régions du dos que l'on peut assimiler à des segments rigides afin de construire la chaîne articulée correspondante. Le cou, ayant une architecture et un rôle très particuliers, est exclu du modèle. La recherche du découpage optimal du dos en segments rigides est basée sur l'utilisation d'algorithmes génétiques (AG), fondés sur les mécanismes de la sélection naturelle permettant de propager les caractéristiques des individus les mieux adaptés au cours des générations suivantes. Le principe des AG n'est pas détaillé ici, le lecteur pourra se reporter à l'ouvrage de **Goldberg [1994]**. Dans un deuxième temps, la chaîne cinématique redondante représentant le dos doit être animée de façon réaliste. Pour cela, l'inversion cinématique est réalisée en utilisant la méthode de pseudo-inverse, décrite dans **[Dombre et al., 1988]**.

- ***Utilisation des algorithmes génétiques pour la segmentation du dos***

Le problème que l'on se propose de résoudre par l'utilisation des AG est celui de la segmentation du dos en plusieurs zones rigides afin de construire une chaîne articulée équivalente, qui sera animée par la suite. Dans un premier temps, nous limitons notre étude à un mouvement plan de flexion et le nombre de segments rigides considérés à quatre, plus le bassin représentant la base fixe, afin d'obtenir une structure assez simple et redondante d'ordre un. La chaîne articulée est donc constituée de cinq segments ( $S_0$  à  $S_4$ ), reliés entre eux par des liaisons rotoïdes. Le problème consiste à localiser ces quatre articulations rotoïdes **[58]**.

Le modèle, comme dans le cas des membres inférieur et supérieur, est basé sur des données de mouvement expérimentales. Quatre marqueurs cutanés sont fixés sur le bassin, au niveau des épines iliaques antéro-supérieures et postéro-supérieures (cf. figure 1.6). Des marqueurs sont ensuite répartis tout le long du rachis, une vertèbre sur deux : L4, L2, T12, T10, T8, T6, T4, T2 et C7. Enfin, un marqueur est fixé sur chaque épaule pour contrôler la planéité du mouvement réalisé. Trois mouvements de flexion d'amplitude maximale sont alors enregistrés par le système Motion Analysis. Les données disponibles sont donc les trajectoires tridimensionnelles de chaque marqueur, dans le repère fixe du laboratoire.

L'étape suivante consiste à coder les informations afin d'utiliser les AG pour résoudre le problème posé. Un individu (caractérisé par un seul chromosome dans les AG classiques) correspond à une solution possible, c'est-à-dire dans notre cas à une séquence de marqueurs délimitant les zones rigides potentielles. Il est constitué de gènes, correspondant aux numéros des marqueurs fixés sur le dos. Ceux-ci sont au nombre de neuf, mais les marqueurs extrêmes sont imposés : L'extrémité inférieure du segment  $S_1$  est impérativement le marqueur situé sur L4 pour prendre en compte la mobilité maximale du rachis lombaire bas, et l'extrémité supérieure du dernier segment  $S_4$  correspond au marqueur situé sur C7 pour modéliser l'ensemble du rachis thoraco-lombaire. La structure des individus est donc la suivante :

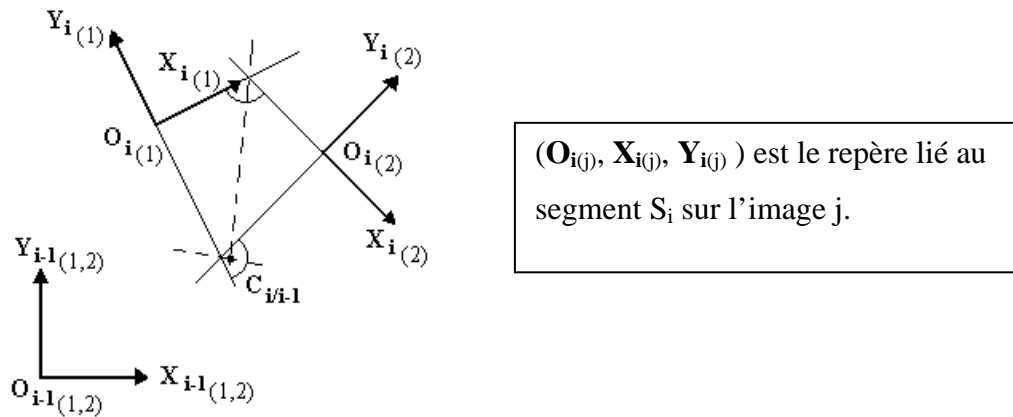


**Figure 2.8** : Structure d'un chromosome pour la segmentation du dos par un AG.

Un chromosome est constitué de six gènes ( $n2$  à  $n7$ ). Chaque gène représente un numéro de marqueur pouvant prendre des valeurs comprises entre 2 et 8. Pour chaque gène, le choix est réalisé parmi un tableau de valeurs possibles, tenant compte des contraintes particulières liées à la segmentation du dos. Par exemple, le nombre de segments étant imposé (4), le premier gène  $n2$  (représentant l'extrémité supérieure du premier segment) ne peut prendre que les valeurs {2, 3, 4, 5, 6}. Pour le second gène  $n3$ , les valeurs possibles dépendent du choix du marqueur précédent  $n2$  ...

La définition de la fonction d'évaluation, permettant de sélectionner les individus les mieux adaptés pour la reproduction, est également déterminante quant à la performance des AG. Puisqu'il s'agit de déterminer des segments pouvant être supposés rigides, le choix s'est porté vers la notion de centre de rotation. En effet, dans un modèle parfait, où deux segments adjacents sont strictement indéformables et articulés par une liaison rotoïde, le centre de rotation calculé lors du mouvement relatif entre deux segments est unique. A partir de nos données expérimentales, le centre de rotation finie est calculé dans le mouvement relatif de deux segments adjacents et pour des incréments angulaires suffisants

(minimum  $10^\circ$ ) entre deux positions du mouvement, par la méthode des bissectrices extérieures [Dimnet, 1978].



**Figure 2.9** : Détermination du centre de rotation finie dans un mouvement plan par la méthode des bissectrices extérieures.

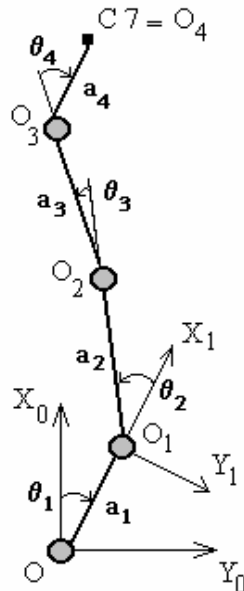
Une nuée de centres est ainsi obtenue pour les mouvements de  $S_0/S_1$  ... à  $S_3/S_4$ . La meilleure solution, qui dépend des gènes (c'est-à-dire des limites de chaque segment), est celle qui conduit à une dispersion minimale de ces nuées. Pour le calcul des centres de rotation, une contrainte supplémentaire doit être prise en compte : il est impossible de considérer qu'un même marqueur appartient à deux segments successifs, puisque ce cas implique que le marqueur coïncide avec le centre de rotation (point fixe dans le mouvement relatif). Donc, en pratique, il faut imposer  $n_{i+1} > n_i$ .

La segmentation du rachis thoraco-lombaire ainsi obtenue est la suivante : bassin, L4-L2, T12-T10, T8-T6 et T4-C7. Elle confirme les résultats de **Willems et al. [1996]** indiquant une plus faible mobilité de la partie haute du rachis thoracique. La solution trouvée est identique pour des mouvements de flexion répétés par le même sujet, il faudrait maintenant tester des mouvements différents (inflexion latérale par exemple) pour vérifier si la segmentation peut être conservée pour des tâches plus complexes. Enfin, d'autres sujets doivent également être étudiés afin de savoir si une même segmentation convient pour un ensemble d'individus.

- **Animation de la chaîne articulée redondante par la méthode de pseudo-inverse**

Compte tenu de la fonction d'évaluation choisie, la structure géométrique de la chaîne articulée est entièrement définie par la segmentation obtenue au moyen de l'AG. En effet, le mouvement étant plan, tous les axes articulaires  $Z_i$  sont parallèles et les origines  $O_i$  coïncident avec les barycentres des nuées de centres de rotation entre deux segments successifs. Les axes  $X_i$  joignent deux centres consécutifs et les paramètres  $a_i$  correspondent aux distances entre  $O_{i-1}$  et  $O_i$ . Les paramètres  $d_i$  sont nuls d'après l'hypothèse de symétrie

du dos. Par analogie avec les autres axes  $\mathbf{X}_i$ , l'axe  $\mathbf{X}_0$  lié au bassin est défini par la verticale sur l'image initiale du mouvement, correspondant à la position debout (Figure 2.10).



**Figure 2.10** : Chaîne articulée représentant le rachis thoraco-lombaire pour un mouvement de flexion.

Le but à atteindre est d'animer de façon réaliste cette chaîne articulée, en ne commandant que la vitesse de déplacement du segment terminal  $S_4$ . Les vitesses linéaire de l'extrémité  $C7$  ( $\dot{x}, \dot{y}$ ) et angulaire de  $\mathbf{X}_4$  ( $\dot{\alpha}$ ) sont approximées par différences finies suivies d'un filtrage (cf. Partie I : § 2.4). Le problème consiste à trouver les vitesses articulaires  $\dot{\theta}_i$  solutions de l'équation :

$$\hat{\mathbf{X}} = [\mathbf{J}] \cdot \hat{\boldsymbol{\theta}} \quad (2.1)$$

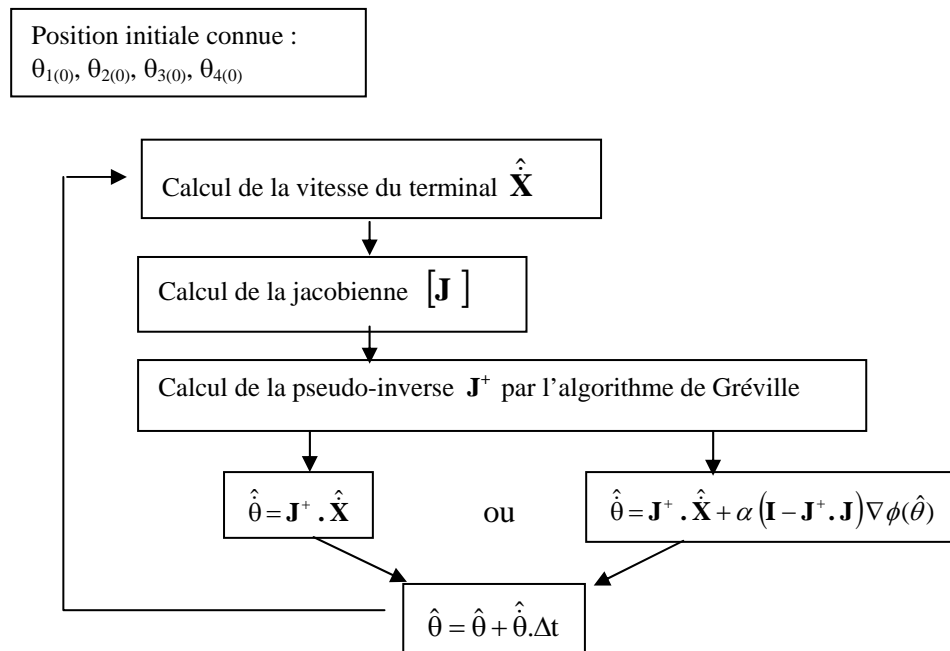
Ce problème est redondant d'ordre un, puisque le segment terminal a trois degrés de liberté alors que la chaîne possède quatre articulations rotoïdes. L'inversion de la matrice jacobienne ne peut donc pas être réalisée de façon classique. La méthode de l'inverse généralisée ou encore celle des variables principales [Dombre et al., 1988] présentent toutes deux l'inconvénient de fixer a priori autant de variables que nécessaire pour se ramener à l'inversion d'une matrice régulière. La méthode de la pseudo inverse a donc été choisie, la matrice pseudo inverse  $\mathbf{J}^+$  étant calculée par l'algorithme de Gréville [1960]. L'ensemble des solutions est alors donné par l'équation :

$$\hat{\theta} = \mathbf{J}^+ \cdot \hat{\mathbf{X}} + \alpha (\mathbf{I} - \mathbf{J}^+ \cdot \mathbf{J}) \nabla \phi(\hat{\theta}) \quad (2.2)$$

où le premier terme  $\mathbf{J}^+ \cdot \hat{\mathbf{X}}$  constitue la solution de norme euclidienne  $\|\hat{\theta}\|^2$  minimale et où le second terme  $(\mathbf{I} - \mathbf{J}^+ \cdot \mathbf{J}) \nabla \phi(\hat{\theta})$  est un terme d'optimisation.  $\nabla \phi(\hat{\theta})$  représente le gradient d'une fonction scalaire définie positive de l'état  $\hat{\theta}$  du mécanisme. On montre que le choix de  $\alpha > 0$  entraîne la croissance de la fonction  $\phi(\hat{\theta})$ , et que le choix de  $\alpha < 0$  provoque la décroissance de  $\phi(\hat{\theta})$ .

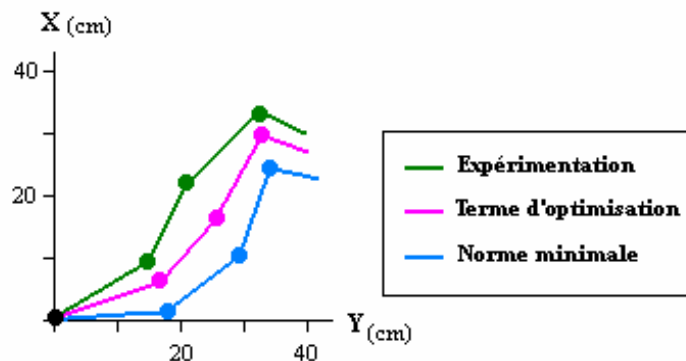
Dans notre cas, le terme d'optimisation choisi consiste à éloigner les articulations de leurs valeurs de butées. Celles-ci sont mesurées expérimentalement puisque le mouvement réalisé correspond à un mouvement d'amplitude maximale. La fonction scalaire choisie est :  $\phi(\hat{\theta}) = \sum_{i=1}^4 \frac{(\theta_i - \theta_{i\text{moy}})^2}{(\Delta\theta_{i\text{max}})^2}$ , avec  $\alpha$  négatif pour minimiser  $\phi(\hat{\theta})$ .

L'organigramme suivant résume les étapes de résolution :



La figure 2.11 montre une même position du mouvement, calculée soit en utilisant les vitesses angulaires correspondant à la norme euclidienne minimale, soit celles obtenues avec le terme d'optimisation. Les résultats sont comparés avec la même position mesurée expérimentalement.





**Figure 2.11** : Comparaison d'une position intermédiaire du mouvement obtenue par les différentes méthodes.

On peut constater que le premier calcul, par l'équation  $\hat{\theta} = J^+ \cdot \hat{X}$ , conduit à une surestimation des variations des premières articulations de la chaîne. En effet, cette solution correspond à la norme euclidienne  $\|\hat{\theta}\|^2$  minimale, ce qui induit un rôle privilégié des articulations situées en début de chaîne, contribuant davantage au déplacement du terminal. L'utilisation du terme d'optimisation permet de corriger cet effet, fournissant une posture plus réaliste.

### 1.6/ Organisation du travail

Le cadre de ce travail était un contrat financé par la **DRET** (1993-1997), avec pour partenaire la société **DASSAULT-AVIATION**, dont l'objet était d'établir un « Mannequin numérique à finalité ergonomique ». Plus précisément, notre laboratoire avait en charge la définition des structures géométriques représentatives des membres supérieurs, inférieurs et du dos. Ces modèles devaient être à la fois basés sur des données expérimentales, et suffisamment simples pour permettre leur animation ultérieure.

Depuis la fin de ma thèse, mon action dans ce domaine a consisté à coordonner l'ensemble des contributions de notre laboratoire à ce contrat, auquel participaient deux étudiantes en thèse de Mécanique (E. Karabinova et D. Besson), et une étudiante en D.E.A. Génie Biologique et Médical (M. Eckert). J'ai plus particulièrement encadré le stage de D.E.A. de **M. Eckert [r5]** concernant la modélisation du membre supérieur, et co-encadré la thèse de **E. Karabinova [r8]** sur le membre inférieur. L'essentiel du travail a consisté à mettre en place des protocoles expérimentaux permettant d'obtenir les données utiles, puis à adapter les techniques classiques de la robotique au problème de la modélisation des articulations humaines, et enfin à traiter les données sur l'ensemble des sujets testés.

En ce qui concerne la modélisation du dos, deux approches ont été envisagées. Dans sa thèse, **D. Besson** [**Besson et al., 1997**] prend en compte le cou mais considère une segmentation a priori du rachis, en cinq segments rigides (bassin, segment intermédiaire du dos, torse, segment intermédiaire du cou, tête). L'inversion cinématique est abordée en éliminant la redondance de la chaîne articulée par la prise en compte de couplages entre certains degrés de liberté.

J'ai choisi une démarche complémentaire pour le D.E.A. de **V. Debrailly** [r6]. La simplification de la chaîne articulaire du dos étant encore un problème ouvert, la segmentation optimale en zones rigides a été recherchée par l'utilisation des algorithmes génétiques, susceptibles de s'adapter à la résolution de nombreux problèmes. Pour cela, il a fallu choisir un codage des informations et une fonction d'évaluation appropriés. Dans un deuxième temps, l'inversion cinématique a été abordée dans le cas d'une chaîne articulée redondante. La prise en compte d'un critère d'optimisation a été nécessaire afin d'obtenir une animation réaliste du dos lors d'un mouvement de flexion.

## **2. MODELE MECANIQUE DU THORAX :** **SIMULATION DU COMPORTEMENT EN CAS DE CHOC**

Dans le chapitre précédent, le but était de simuler de façon réaliste des mouvements humains. Dans le domaine de l'accidentologie, les aspects dynamiques doivent impérativement être pris en compte, il faut donc ajouter deux composantes essentielles à la modélisation : les forces subies par les différents segments corporels et leurs déformations lors d'un choc.

Jusqu'à maintenant, les logiciels de simulation de crashes automobiles utilisaient des mannequins physiques (Figure 2.13 ), adaptés à certains types de choc : frontal, latéral ... Ces mannequins, constitués d'un squelette articulé rudimentaire et d'une enveloppe, bien que constamment améliorés, ont encore une réponse au choc éloignée de la réalité, et sont insuffisants pour renseigner sur les risques de lésions.



**Figure 2.13 :** Crash-test avec mannequin physique (réalisé par Renault).

Des modèles numériques de l'être humain, plus « biofidèles » que les mannequins physiques, se développent en parallèle. La méthode des éléments finis est privilégiée, puisque les éléments extérieurs environnants (siège automobile, carrosserie ...) sont déjà modélisés par éléments finis (Figure 2.14).



**Figure 2.14 :** Modèle éléments finis du corps humain pour la simulation de choc automobile.

Ces modèles, déjà assez représentatifs du point de vue géométrique, doivent être affinés et validés sur le plan du comportement dynamique par des tests et des mesures sur cadavres, avant de pouvoir être utilisés pour l'homologation des véhicules. L'intérêt de tels modèles numériques est de faire remonter les études de sécurité un peu plus en amont dans le processus de conception des véhicules, afin de limiter le nombre de prototypes et d'essais.

## **2.1/ Contexte scientifique**

Les études d'accidentologie [Haddak et al., 1994] montrent que le thorax est un segment très fréquemment et très gravement atteint en cas de choc automobile (segment touché dans 18% des cas), surtout en cas de choc latéral (où la fréquence s'élève à 40%). Si les fractures de côtes ne sont pas graves en tant que telles, un volet thoracique (fractures de côtes multiples, entraînant l'isolement d'une portion de la cage thoracique qui ne suit plus le reste du thorax lors de la respiration) a souvent des conséquences dramatiques. Les lésions des viscères intra-thoraciques sont les plus graves : par exemple les ruptures de l'aorte, très souvent mortelles, sont fréquentes lors des accidents violents.

Deux types de modélisation sont proposées pour le thorax. Des modèles simples de type « masse-ressort » permettent de simuler de façon grossière le comportement du thorax et ne donnent des résultats corrects que pour un faible nombre de paramètres, comme la déflexion. Des modélisations plus fines, de type éléments finis, permettent un découpage plus précis de la structure (un plus grand nombre de degrés de liberté sont pris en compte) et une représentation continue de celle-ci.

Parmi ces modèles éléments finis, deux niveaux peuvent encore être distingués. Les modèles globaux considèrent les rachis lombaire et thoracique, et éventuellement la cage thoracique. Les données géométriques sont figées dans le modèle de Schultz [Schultz et al., 1974 - Andriacchi et al., 1974], ou personnalisées par acquisition stéréoradiographique dans les modèles de Stokes [Stokes et al., 1990] et du laboratoire de biomécanique de l'ENSAM [Portier et al., 1993]. Dans ces modèles, les vertèbres sont représentées par des corps rigides (pour Schultz) ou des éléments poutres, les côtes par des éléments poutres et les ligaments par des éléments câbles. Le modèle de Stokes représentait initialement la liaison inter-vertébrale par une matrice de rigidité reliant les six degrés de liberté aux efforts principaux. Cette solution, ne simulant pas correctement le comportement, a été abandonnée au profit d'une modélisation du disque intervertébral par un élément poutre, comme dans les modèles de Schultz et de l'ENSAM. Aubin et al. [1992] affinent la liaison costo-vertébrale du modèle de Stokes, mais de manière générale, les liaisons entre les côtes et le sternum d'une part et les côtes et le rachis d'autre part sont représentées de façon assez grossière dans ces modèles globaux. Koubaa et al. [1995] décrivent plus précisément la géométrie du rachis thoracique, en réalisant une étude morphométrique sur 11 pièces anatomiques séchées. Le maillage de la structure est plus fin, et les différentes liaisons mieux représentées, mais une telle précision n'est pour l'instant envisageable que sur des modèles segmentaires. En ce qui concerne les données mécaniques des différents constituants, elles sont très souvent tirées de la littérature [Panjabi et al., 1976]. L'évaluation de ces modèles se fait principalement par des

expérimentations in vitro sur différentes unités fonctionnelles [Koubaa et al., 1995], ou sur des segments complets [Agostini et al., 1966]. La plupart de ces modèles ont été réalisés pour une application en clinique, visant à simuler des traitements chirurgicaux ou orthopédiques des déformations de la colonne vertébrale (scolioses). Dans ce même objectif, Describes [1995] et Aubin et al. [1995] proposent des modèles intermédiaires entre les modèles globaux trop imprécis quant à la définition des liaisons et les modèles segmentaires trop raffinés pour permettre l'étude de l'ensemble du rachis.

Dans le contexte de l'étude des chocs, des modèles éléments finis globaux assez grossiers sont utilisés, souvent construits à partir de mannequins physiques utilisés dans les simulations d'accidents automobiles. Les organes internes sont rarement pris en compte dans ces modèles, alors que les travaux de Sundaram et al. [1977] montrent une réduction de 20 à 30% des déflexions du thorax lorsque les viscères sont introduits dans la modélisation. Dans le même article, Sundaram montre l'influence de la localisation du point d'impact sur la rigidité du thorax et considère qu'un chargement antéro-postérieur sur la partie inférieure du sternum est critique du point de vue des blessures induites. D'autres paramètres sont également à prendre en compte pour l'étude de la tolérance du thorax humain au choc : la vitesse d'impact [Mesgouez, 1996], la vitesse de déformation [Hobbs et al., 1988], ou encore le critère visqueux (défini comme la valeur maximale du produit de la déformation par la vitesse de déformation) [Tao, 1992].

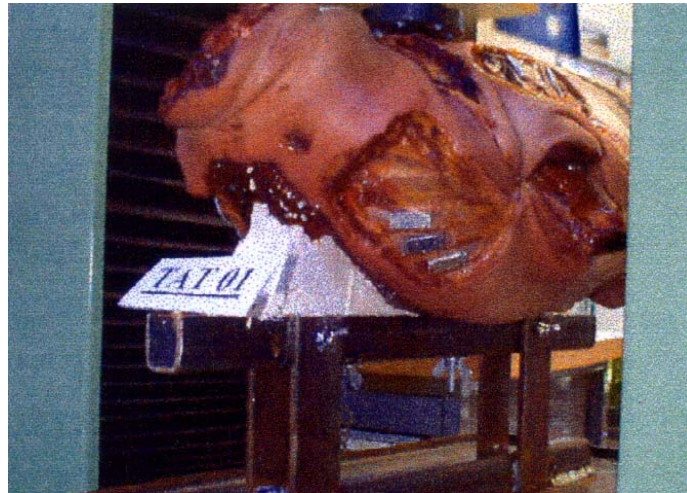
## **2.2/ Démarche proposée**

L'objectif poursuivi est une amélioration du modèle de thorax utilisé pour simuler les chocs automobiles. Sa réalisation passe par une étude expérimentale du comportement global en dynamique des côtes, spécifiant la contribution des articulations sterno-costales et costo-vertébrales. Le but de cette étude est d'obtenir un modèle lésionnel permettant de prévoir les conséquences des fractures de côtes sur les organes internes pour tout type de choc.

Toutefois, il ne s'agit pas de concevoir un modèle concurrent de ceux déjà existants, mais de compléter le modèle éléments finis de l'être humain Robby II, développé sous le logiciel Pam Crash<sup>TM</sup> par « Engineering Systems International ». Robby II est constitué de 21 corps rigides, avec seulement quatre articulations pour la colonne vertébrale (sacrum/L5, L1/T12, T1/C7 et C1/tête), et quatre articulations pour le complexe de l'épaule. Pour le thorax, les liens entre sternum-cartilage, cartilage-côte et côte-vertèbre sont rigides. Quelques muscles sont représentés par des éléments barres, permettant seulement de limiter les mouvements extrêmes (rôle passif).

La première étape consiste à réaliser des mesures en quasi-statique sur une cage thoracique humaine sur laquelle peau, muscles et ligaments sont conservés, puisqu'il s'agit d'étudier le comportement global du thorax. Une presse est utilisée pour appliquer des efforts verticaux progressifs, un bras mesureur permet d'acquérir les coordonnées spatiales de points à chaque phase de chargement. Il est utile de tester plusieurs points d'application de la charge sur un même sujet (puisque d'une part le nombre de corps disponibles est réduit, et d'autre part de grandes disparités inter-individuelles existent), le chargement

maximal est donc limité. Lors des premiers essais de faisabilité (Figure 2.15), le rachis est immobilisé par du plâtre. Les quatrième, cinquième et sixième côtes (les trois côtes les plus semblables de la cage thoracique, mais aussi celles qui sont le plus sollicitées par la ceinture de sécurité) sont instrumentées pour mesurer leurs déplacements articulaires et leur déformation.



**Figure 2.15 :** Protocole expérimental permettant de mesurer les déplacements et déformations de la cage thoracique sous chargement quasi-statique

Une petite plaque métallique, sur laquelle trois points sont matérialisés, est fixée sur chaque côte, à proximité de l'articulation costo-vertébrale. L'acquisition des coordonnées spatiales de ces trois points permet de calculer le centre articulaire ainsi que les amplitudes de rotation : autour de l'axe de révolution du corps vertébral Z (voir figure 1.2) et autour de l'axe défini par la perpendiculaire commune à Z et à l'axe longitudinal de la côte. La dernière rotation, autour de l'axe longitudinal de la côte, est négligeable d'après la littérature. Trois points sont également matérialisés sur le sternum, permettant de calculer ses six degrés de liberté par rapport au repère fixe des vertèbres. Enfin, la position d'un point situé sur l'extrémité de chaque côte à proximité de l'articulation cartilagineuse sterno-costale complète le dispositif sans trop alourdir le protocole. La position de ce point extrémité sert à quantifier la déformation globale de la côte, en soustrayant la contribution de l'articulation costo-vertébrale mesurée directement.

La connaissance des déplacements articulaires pour un chargement donné permet l'identification des termes d'une matrice de compliance, reliant les variations des degrés de liberté aux variations des efforts appliqués. Dans un deuxième temps, un modèle simplifié de la côte sera défini [Roberts, 1977 - Sundaram et al., 1977] afin de déterminer les lieux où les efforts internes sont maximaux et prédire les risques de rupture. Enfin, des essais complémentaires seront réalisés en dynamique, en utilisant des impacteurs pour simuler des chocs frontaux et latéraux sur différentes parties du thorax, et en faisant varier les paramètres du choc.

### **2.3/ Organisation du travail**

Ce travail est réalisé dans un contexte assez particulier. Il est réalisé par **M. Eckert [r9]** à l'INRETS de Bron, au sein du laboratoire de biomécanique et de sécurité des usagers. Du point de vue de l'encadrement de cette thèse de Mécanique, la direction scientifique est assurée par le Professeur **M. Fayet** (INSA de Lyon, Laboratoire de Mécanique du Solide), et moi-même. A l'INRETS, M. Eckert est encadrée par **M. Ramet**, de formation médicale. Ce travail fait aussi appel à des collaborations avec le Laboratoire d'Accidentologie et de Biomécanique PSA Peugeot-Citröen / Renault (**S. Robin**) et la société « Engineering Systems International » fournissant le modèle Robby II développé sous le logiciel Pam Crash<sup>TM</sup>.

Au cours de cette première année, l'essentiel du travail a consisté à faire un bilan de la bibliographie pour mieux cerner le sujet. Compte tenu des contraintes industrielles (modèle actuel Robby II très simple) et des dispositifs expérimentaux disponibles à l'INRETS, il a semblé utile d'orienter le travail vers une approche très expérimentale, visant à déterminer les caractéristiques mécaniques des côtes et de leurs liaisons d'une manière globale. Pour l'instant, les premiers essais réalisés sur une pièce anatomique ont permis de mettre au point le protocole expérimental pour l'utilisation de la presse de chargement quasi-statique.

## Conclusion et Perspectives

Ce document synthétise mes activités de recherche depuis 1990, au sein du Laboratoire de Biomécanique du Mouvement (Equipe d'Accueil n° 1891), dont le thème principal est l'analyse du mouvement humain. Deux points essentiels caractérisent l'étude de l'être humain par rapport à l'étude de systèmes mécaniques classiques, tous deux liés au caractère vivant du sujet. La première caractéristique est l'extrême difficulté rencontrée pour acquérir des données expérimentales *in vivo*, la seconde est la formidable potentialité d'adaptation de l'homme à des situations et des tâches très diverses, qui se traduit par une grande complexité du système mécanique « corps humain ».

Les études présentées dans ce mémoire montrent les développements réalisés à chaque étape de la modélisation de ce système : depuis les méthodes de *traitement de données* adaptées à la mesure *in vivo* utilisant des systèmes non invasifs, puis les méthodes de *calcul cinématique* les plus performantes tant sur le plan de la précision que de l'interprétation des résultats, et enfin la prise en compte des *efforts appliqués* sur le système. Cette modélisation doit également être adaptée à l'objectif visé. Des *applications dans le domaine clinique* nécessitent une description très fine des déplacements et des efforts articulaires mis en jeu par un patient particulier lors de la réalisation de tâches bien définies. Au contraire, des *applications de type ergonomique*, visant à représenter une classe d'individus, requièrent une simplification du modèle permettant une animation globale réaliste ou la prise en compte du comportement mécanique de la structure complète.

Les prolongements envisagés visent à assurer la continuité des travaux engagés tout en s'intégrant dans les thématiques du nouveau laboratoire (succédant au Laboratoire de Biomécanique du Mouvement), par des ouvertures dans le champ de la mécanique des structures et des applications dans le domaine clinique. D'autre part, ces projets de recherche visent à poursuivre les collaborations actuelles avec d'autres laboratoires travaillant dans le domaine de la biomécanique.

Sur le plan de l'*analyse cinématique* du corps humain, les études qui ont été décrites dans ce document peuvent être poursuivies à deux niveaux.



- ❖ Pour les *applications cliniques concernant une articulation* ou un groupe articulaire spécifique dans des situations bien définies, il faut encore améliorer la précision des résultats en corrigeant les erreurs de mesure dues à l'écart entre les trajectoires de marqueurs externes et les points anatomiques correspondants. Cet écart peut être quantifié : soit pour des positions particulières de l'articulation étudiée au moyen de radiographies tridimensionnelles, soit pendant le mouvement continu de l'articulation au moyen de radio-cinématographie. Dans le premier cas, des informations dans les trois plans de l'espace sont disponibles, mais pour certaines positions figées de l'articulation qui ne coïncident pas forcément avec des positions articulaires du mouvement réalisé en continu. Dans le deuxième cas, les positions enregistrées en continu permettent de se rapprocher du mouvement physiologique mais limitent les corrections apportées à un plan privilégié. La prise en compte de ces deux types d'information peut conduire à une amélioration significative des déplacements articulaires calculés à partir d'enregistrements non invasifs, et donc permettre une plus large utilisation des systèmes d'analyse du mouvement en clinique.
- ❖ En ce qui concerne la modélisation cinématique des *systèmes articulés complexes*, comme le dos ou encore le corps humain complet, plusieurs problèmes sont encore à résoudre. D'une part, quel est le niveau de simplification acceptable selon le type d'application envisagée : combien de degrés de liberté considérer, où sont-ils localisés, existe-t-il des lois de couplage entre certains degrés de liberté, faut-il prendre en compte les jeux articulaires ou encore la flexibilité des segments ? D'autre part, quelle méthode permettra une animation de cette chaîne articulée redondante simulant correctement les mouvements mesurés expérimentalement ? Un début de réponse a été apporté à quelques-unes de ces questions mais le problème reste largement ouvert.

Sur le plan de l'*analyse dynamique*, deux types de problèmes peuvent également conduire à des développements fort intéressants.

- ❖ Le point faible des modèles actuels est la définition très souvent empirique des conditions aux limites traduisant les *efforts supportés par les articulations et les structures osseuses* lors de l'accomplissement d'une tâche donnée. En effet, la résultante des forces exercées par les différents muscles traversant une articulation donne lieu à une compression du cartilage qui se superpose à celle que provoque la tension des ligaments, mais les forces musculaires et ligamentaires ne sont pas accessibles à la mesure. De plus, la redondance du problème de la motorisation des articulations implique un effort de modélisation. L'analyse de ce problème difficile a été initiée dans le cadre d'un DEA puis d'une thèse (en cours). Les premiers résultats, encourageants, incitent à poursuivre cette investigation. Les applications cliniques potentielles de cette étude sont multiples : comprendre le mécanisme de dégradation des cartilages (arthrose), mieux définir le cahier des charges des implants prothétiques ... D'autres applications sont également engagées dans le domaine sportif, en collaboration avec des équipes locales (UFR STAPS et UFR Informatique) et de différents pays (Hongrie, Allemagne, Suisse, Belgique), concernant l'analyse dynamique du membre supérieur chez le nageur (projet européen).

- ❖ Enfin, les modèles prenant en compte *les déformations et le comportement mécanique* de la structure représentant le corps humain sont encore susceptibles d'évolutions importantes. Entre les modèles éléments finis locaux qui définissent très finement la géométrie et les articulations d'unités fonctionnelles particulières, et les modèles globaux nécessairement plus schématiques, des modèles intermédiaires doivent être développés pour simuler correctement le comportement du corps humain dans des situations bien définies, par exemple en cas de choc. En particulier, des expérimentations in vitro doivent être réalisées pour préciser les caractéristiques mécaniques (en dynamique) et introduire dans le modèle un caractère prédictif des lésions engendrées par des impacts donnés. Cette démarche expérimentale a été engagée dans le cadre d'une thèse, en collaboration avec l'INSA et l'INRETS.

## Références bibliographiques

- ABDEL-AZIZ Y.I., KARARA H.M. (1971) « Direct Linear Transformation from comparator coordinates into object space coordinates in close-range photogrammetry » *ASP Symposium on close-range photogrammetry*, Falls Church, Va.
- AGOSTINI E., MOGNONI G., TORRI G., MISEROCCHI G. (1966) « Force deforming the rib cage » *Respiration Physiology* ; vol. 2, p. 105-117.
- ALLARD P., BLANCHI J.P., AISSAOUI R. (1995) « Bases of three dimensional reconstruction » *3D Analysis of Human Movement*, (Eds. Allard P., Stokes I.A.F., Blanchi J.P.), p. 19-40.
- AN K.N., MORREY B.F. (1993) « Biomechanics of the elbow » *The elbow and its disorders* (Ed. Saunders W.B.), chap. 3, p. 43-61.
- ANDRIACCHI T.P., SCHULTZ A., BELYTSCHKO T., GALANTE J. (1974) « A model for studies of mechanical interaction between the human spine and rib cage » *Journal of Biomechanics*, vol. 7, p. 497-507.
- ANDRIACCHI T.P. (1987) « Clinical applications of the SELSPOT system » *Proceedings of the Biomechanics Symposium*, ASME, vol. 84, p. 339-342.
- ANGELONI C., CAPPOZZO A., CATANI F., LEARDINI A. (1992) « Quantification of relative displacement between bones and skin- and plate-mounted markers » *Proceedings of the VIII<sup>th</sup> Meeting of the European Society of Biomechanics*, p. 279, Rome (Italy).
- AUBIN C.E., DANSEREAU J., LABELLE H. (1992) « Incorporation of costo-vertebral joints modelisation into a personalized finite element model of the scoliotic spine : application for simulation of Boston brace correction » *International Symposium on 3D scoliotic deformities*, Montreal, p. 400-407.
- AUBIN C.E., DESCRIMES J.L., DANSEREAU J., SKALLI W., LAVASTE F., LABELLE H. (1995) « Modélisation géométrique du rachis et du thorax pour l'analyse biomécanique par éléments finis des déformations scoliotiques » *Annales de Chirurgie*, vol. 49, n°8, p. 749-761.
- BERGMANN G., GRAICHEN F., ROHLMANN A. (1993) « Hip joint loading during walking and running, measured in two patients » *Journal of Biomechanics*, vol. 26, p. 969-990.
- BESSON D., DIMNET J. (1997) « Mechanical model of the back and neck using external markers » *XVIII<sup>th</sup> International Conference on Medical & Biological Engineering*, Nice.

- BLANKEVOORT L., HUISKES R., DE LANGE A. (1990) « Helical axes of passive knee joint motions » *Journal of Biomechanics*, vol. 23, n° 12, p.1219-1229.
- BOUISSET S., MATON B. (1995) « Muscles, posture et mouvement : Bases et applications de la méthode électromyographique » *Ed. Hermann*.
- BRAND R.A., CROWNINSHIELD R.D., WITTSTOCK C.E., PEDERSEN D.R., CLARK C.R., VAN KRICKEN F.M. (1982) « A model of the lower extremity muscular anatomy » *Journal of Biomechanical Engineering*, vol. 104, p. 304-310.
- BUFF H.U., JONES L.C., HUNGERFORD D.S. (1988) « Experimental determination of forces transmitted through the patello-femoral joint » *Journal of Biomechanics*, vol. 21, p. 17-23.
- CAPPOZZO A. (1984) « Gait analysis methodology » *Human Movement Science*, vol. 3, p. 27-50.
- CAPPOZZO A., CATANI F., LEARDINI A. (1993) « Skin movement artefacts in human movement photogrammetry » *Proceedings of the XIV<sup>th</sup> Congress of the International Society of Biomechanics*, vol. 1, p. 238-239, Paris (France).
- CHAO E.Y., MORREY B.F. (1978) « 3D rotation of the elbow » *Journal of Biomechanics*, vol. 11, p. 57-73.
- CHAO E.Y. (1980) « Justification of triaxial goniometer for the measurement of human body movements » *Journal of Biomechanics*, vol. 13, p. 989-1006.
- CHEZE L. (1993) « Contribution à l'étude cinématique et dynamique in vivo de structures osseuses humaines par l'exploitation de données externes » *Thèse de Doctorat en Mécanique*, Université Claude Bernard (Lyon I).
- CHEZE L. (1994) « Digital Signal Processing Techniques for 3D in vivo kinematics » *CAMARN Report*, Dipartimento di Elettronica ed Automatica, Università degli Studi di Ancona (Italy).
- CHEZE L., FREGLY B.J., DIMNET J. (1995a) « A solidification procedure to facilitate kinematic analyses based on video system data » *Journal of Biomechanics*, vol. 28, n°7, p. 879-884.
- CHEZE L., FIORETTI S. (1995b) « Effects of pre-processing techniques on the kinematic descriptors of lower limb joint motion » *XIII International Symposium on Biotelemetry*, Williamsburg, Vi. (USA).
- CHEZE L., FREGLY B.J., DIMNET J. (1998) « Determination of joint functional axes from noisy marker data using the finite helical axis » *Human Movement Science*, vol. 17, p. 1-15.

- CHEZE L. (1998) « Influence of the calculation methods and the measurement errors on joint rotations » Proceedings of the *XI<sup>th</sup> Conference of the European Society of Biomechanics*, in *Journal of Biomechanics*, vol. 31, Suppl. 1, p. 149.
- CLAUSER C.E., Mc CONVILLE J.T., YOUNG J.W. (1969) « Weight, volume and centre of mass of segments of the human body » Report AMRL-TR, p.69-70, *Wright-Patterson AFB*, Ohio, NC.
- COBB J.R. (1948) « Outline for the study of scoliosis » *American Academy of Orthopaedic Surgery*, vol. 5, p. 261-275.
- COILLARD C. (1990) « Biomécanique du rachis thoraco-lombaire humain. Essai de synthèse de la littérature » *Thèse de doctorat en Médecine*, Université Clermont-Ferrand I.
- CROWNINSHIELD R.D., JOHNSTON R.C., ANDREWS J.G., BRAND R.A. (1978) A biomechanical investigation of the human hip » *Journal of Biomechanics*, vol. 11, p. 75-85.
- CROWNINSHIELD R.D., BRAND R.A. (1981) « A physiologically based criterion of muscle force prediction in locomotion » *Journal of Biomechanics*, vol. 14, p. 793-801.
- DANSEREAU J., STOKES I.A.F. (1988) « Measurement of the 3D shape of the rib cage » *Journal of Biomechanics*, vol. 21, p. 893-901.
- DAVIS R.B., OUNPUU S., TYBURSKI D., GAGE J.R. (1991) « A gait analysis data collection and reduction technique » *Human Movement Science*, vol. 10, p. 575-587.
- DEMPSTER W.T. (1955) « Space requirements of the seated operator » WADC Technical report, p. 55-159, *Wright-Patterson AFB*, Ohio, NC.
- DENAVIT J., HARTENBERG R.S. (1955) « A kinematic notation for lower pair mechanisms based on matrices » *ASME Journal of Applied Mechanics*, p. 215-221.
- DESCRIMES J.L. (1995) « Modélisation par éléments finis du rachis thoracique et lombaire pour l'étude des déformations scoliotiques » *Thèse de Doctorat en Mécanique*, ENSAM (Paris).
- DIMNET J. (1978) « Contribution à l'étude biomécanique des articulations par l'utilisation des procédés radiographiques » *Thèse d'Etat*, Université Claude Bernard (Lyon I).
- DIMNET J., GUINGAND M. (1984) « The finite displacement vector's method : an application to the scoliotic spine » *Journal of Biomechanics*, vol. 17, p. 397-408.

- DJORDJALIAN V. (1991) « Contribution à l'étude biomécanique des articulations humaines. Modélisations tridimensionnelles de la colonne vertébrale et du genou » *Thèse de Doctorat en Mécanique*, Université Claude Bernard (Lyon I).
- DOMBRE E., KHALIL W. (1988) « Modélisation et commande des robots » *Traité des Nouvelles Technologies*, Série Robotique (Ed. Hermes).
- DU PELLOUX J., FAUCHET R., FAUCON B., STAGNARA P. (1965) « Le plan d'élection pour l'examen radiologique des cypho-scolioses » *Revue de Chirurgie Orthopédique*, vol. 51, p. 517-524.
- ENGIN A.E. (1980) « On the biomechanics of the shoulder complex » *Journal of Biomechanics*, vol. 13, p. 575-590.
- FEIKES J., WILSON D.R., ZAVATSKY A.B., O'CONNOR J.J. (1998) « The knee in passive flexion has one degree of unresisted freedom » *Proceedings of the XI<sup>th</sup> Conference of the European Society of Biomechanics*, in *Journal of Biomechanics*, p. 15.
- FIORETTI S., JETTO L. (1989) « Accurate derivative estimation from noisy data : a state-space approach » *International Journal of Systems Science*, vol. 20, n°1, p. 33-53.
- FIORETTI S., JETTO L. (1993) « Low a priori statistical information model for optimal smoothing and differentiation of noisy data » *International Journal of Adaptive Control and signal Processing*
- FOURNIER A. (1980) « Génération de mouvements en robotique : application des inverses généralisées et des pseudo-inverses » *Thèse d'Etat*, USTL Montpellier.
- GIGNOUX P. (1994) « Etude tridimensionnelle des sollicitations mécaniques d'une hanche en mouvement » *Thèse de Doctorat en Mécanique*, Université Claude Bernard (Lyon I).
- GOLDBERG D.E. (1994) « Algorithmes génétiques » *Ed. Addison-Wesley France*.
- GREVILLE T.N. (1960) « Some applications of the pseudo-inverse of a matrix » *S.I.A.M. Review*, vol. 2, p. 15-22.
- GROOD E.S., SUNTAY W.J. (1983) « A joint coordinate system for the clinical description of three dimensional motions : Application to the knee » *Journal of Biomechanical Engineering*, Trans. ASME, vol. 105, p. 136-144.
- GUINGAND M. (1982) « Modélisation spatiale de la colonne vertébrale humaine in vivo à partir de ses deux radiographies – Application à la scoliose » *Thèse de Docteur-Ingénieur* n° 8208, INSA Lyon.

GUTIERREZ C. (1996) « Etude des fonctionnalités du membre supérieur en mouvement par l'exploitation de trajectoires de marqueurs externes » *Thèse de Doctorat en Mécanique*, Université Claude Bernard (Lyon I).

HADDAK, RAMET, MORIEU (1994) « Comparison of road user's injury typology at ten years intervals » *XIV<sup>th</sup> Enhanced Safety of Vehicles Conference*, Munich.

HERZBERG G., URIEN J.P., BOUALLEGUE J., DIMNET J., NEIDHART J.H., MORIN A. (1994) « Excursions et forces relatives des muscles de la ceinture scapulaire : applications cliniques » *Société Anatomique de Paris*.

HINRICHS R.N. (1985) « Regression equations to predict segmental moments of inertia from anthropometric measurements : An extension of the data of Chandler et al. (1975) » *Journal of Biomechanics*, vol. 18, n°8, p. 621-624.

HINRICHS R.N. (1990) « Adjustements to the segment center of mass proportions of Clauser et al. (1969) » *Journal of Biomechanics*, vol. 23, n°9, p. 949-951.

HOBBS C.A., LANGDON M.G. (1988) « Thoracic impact and injury in side impact accidents » *International Conference on the Biomechanics of Impacts*, (IRCOBI), p. 345-360.

HOLLERBACH J.M., SUH K.C. (1985) « Redundancy resolution of manipulators through torque optimization » *IEEE Conference on Robotics and Automation*, St Louis, p. 1016-1021.

KAPANDJI I.A. (1980a) « Physiologie articulaire - Fascicule II : Membre inférieur » *Ed. Maloine*.

KAPANDJI I.A. (1980b) « Physiologie articulaire - Fascicule III : Tronc et Rachis » *Ed. Maloine*.

KHALIL W., KLEINFINGER J.F. (1986) « A new geometric notation for open and closed-loop robots » *IEEE Conference on Robotics and Automation*, San Francisco, p. 1174-1180.

KOMI P., SALONEN M., JARVINEN M., KOKKO O. (1987) « In vivo registration of Achilles tendon forces in man. I : Methodological developpement » *International Journal of Sports Medicine*, vol. 8 (suppl. 1), p. 3-8.

KOUBAA W., DEFIVES T., SKALLI W., LAVASTE F. (1995) « Modélisation géométrique et mécanique tridimensionnelle par éléments finis du rachis thoracique » *XX<sup>ème</sup> Congrès de la Société de Biomécanique*, Lausanne.

LAFORTUNE M., CAVANAGH P., SOMMER H.J., KALENAK A. (1992) « 3D kinematics of the human knee during walking » *Journal of Biomechanics*, vol. 25, p.347-357.

- LEGNANI G., CASOLO F., RIGHETTINI P., ZAPPA B. (1996a) « A homogeneous matrix approach to 3D kinematics and dynamics. Part 1 : Theory » *Mechanisms and Machine Theory* (IFTToMM), vol. 31, n°5, p. 573-587.
- LEGNANI G., CASOLO F., ZAPPA B., RIGHETTINI P. (1996b) « A homogeneous matrix approach to 3D kinematics and dynamics. Part 2 : Applications » *Mechanisms and Machine Theory* (IFTToMM), vol. 31, n°5, p. 589-605.
- LONDON J.T. (1981) « Kinematics of the elbow » *Journal of Bone and Joint Surgery*, vol. 63A, p. 529-535.
- LU T.W., TAYLOR S.J.G., O'CONNOR J.J., WALKER P.S. (1997) « Influence of muscle activity on the forces in the femur : an in vivo study » *Journal of Biomechanics*, vol. 30, p. 1101-1106.
- LU T.W., O'CONNOR J.J. (1998a) « A 3D computer graphics-based animated model of the human locomotor system with anatomical joint constraints » *XI<sup>th</sup> Conference of the European Society of Biomechanics*, Toulouse (France).
- LU T.W., O'CONNOR J.J., TAYLOR S.J.G., WALKER P.S. (1998b) « Validation of a lower limb model with in vivo femoral forces telemetered from two subjects » *Journal of Biomechanics*, vol. 31, p. 63-69.
- LUCCHETTI L., CAPPOZZO A., CAPPELLO A., DELLA CROCE U. (1998) « Assessment of non-optimal, least squares and artefact-compensated joint kinematics estimators » *XI<sup>th</sup> Conference of the European Society of Biomechanics*, Toulouse (France).
- MANN R.W., ANTONSSON E.K. (1983) « Gait analysis : Precise, rapid, automatic 3D position and orientation. Kinematics and Dynamics » *Bulletin of the Hospital for Joint Diseases. Orthopaedic Institute*, XLIII, n°2, p.137-146.
- MAREY E. (1873) « De la locomotion terrestre chez les bipèdes et les quadrupèdes » *Journal d'Anatomie* (Paris).
- MESGOUEZ A. (1996) « Etude biomécanique du thorax humain » *Rapport de D.E.A.*, I.N.P.L., Université Henri Poincaré Nancy I.
- MURRAY P.M., DROUGHT B.A., KORY R.C. (1964) « Walking patterns of normal men » *Journal of Bone and Joint Surgery*, vol. 64a, p. 335-560.
- MUYBRIDGE E. (1887) « Animal locomotion, an electro-photographic investigation of consecutive phases of animal movements » Philadelphia, P.A. (J.B. Lippincott).
- PANDY M.G., ANDERSON F.C. (1998) « Dynamic optimization of human gait » *XI<sup>th</sup> Conference of the European Society of Biomechanics*, Toulouse (France).



- PANJABI M.M., BRAND R., WHITE A.A. (1976) « Three dimensional flexibility and stiffness properties of the human thoracic spine » *Journal of Biomechanics*, vol. 9, p. 185-192.
- PANJABI M.M., KRAG M.H., GOEL V.K. (1981) « A technique for measurement and description of 3D six-degree of freedom motion of a body joint with an application to the human spine » *Journal of Biomechanics*, vol.14, p. 447-460.
- PAUL R.C.P. (1981) « Robot manipulators : mathematics, programming and control » *M.I.T. Press*.
- PAUL J.P. (1988) « Mechanics of the knee joint and certain joint replacements » *Total Knee Replacement* (Ed. Niwa, Paul, Yamamoto : Springer-Verlag).
- PEDOTTI A., KRISHNAN V.V., STARK L. (1978) « Optimization of muscle force sequencing in human locomotion » *Mathematical Bioscience*, vol. 38, p. 57-76.
- PEDOTTI A., RODANO R., FRIGO C. (1986) « Optimization of motor coordination in sport : An analytical and experimental approach » *Biomechanics and Performance in Sport* (Ed. Baumann), p. 145-160.
- PIEPER D.L. (1968) « The kinematics of manipulators under computer control » *Ph.D. Thesis*, Stanford University.
- POPPEN N., WALKER P. (1976) « Normal and abnormal motion of the shoulder » *Journal of Bone and Joint Surgery*, vol. 58A, p. 195-201.
- PORTIER L., THIBAULT A., SKALLI W., SANTIN J.J., ZELLER R., LAVASTE F. (1993) « Approche d'une modélisation globale tridimensionnelle, par éléments finis, de la colonne vertébrale pour l'étude de la scoliose » *Rachis*, vol. 5, p. 227-232.
- ROBERTS S.B. (1977) « A simple quantitative anatomical model for in vivo human ribs » *Journal of Bioengineering*, vol. 1, p. 443-454.
- ROCKWOOD C.A., WILLIAMS G.R., YOUNG D.C. (1991) « Injuries of the acromioclavicular joint » *Rockwood & Green*, (Ed. J.P. Lippincott), p. 1186-1188.
- RODRIGUES O. (1840) « Des lois géométriques qui régissent les déplacements d'un système solide dans l'espace, et de la variation des coordonnées provenant de ces déplacements considérés indépendamment des causes qui peuvent les produire » *Journal de Mathématiques pures et appliquées*, vol. 5, p. 380-440.
- ROY C. (1995) « Contribution à l'étude du rachis par stéréoradiographie » *Thèse de Doctorat en Mécanique*, Université Claude Bernard (Lyon I).

- SAN-MARCELINO R. (1996) « Modélisation du membre supérieur en situation dynamique, mettant en œuvre des techniques de la robotique, par l'exploitation de données externes » *Thèse de Doctorat en Mécanique*, Université Claude Bernard (Lyon I).
- SCHULTZ A.B., BENSON D.R., HIRSCH C. (1974) « Force deformation properties of human costo-sternal and costo-vertebral articulations » *Journal of Biomechanics*, vol. 7, p. 311-318.
- SKALLI W., LAVASTE F., DESCRIMES J.L. (1995) « Quantification of 3D vertebral rotations in scoliosis : what are the true values ? » *Spine*, vol. 20, n°5, p. 546-553.
- SODERKVIST I., WEDIN P.A. (1993) « Determining the movements of the skeleton using well-configured markers » *Journal of Biomechanics*, vol. 26, n°12, p. 1473-1477.
- SPOOR C.W. (1984) « Explanation, verification and application of helical axis error propagation formulas » *Human Movement Science*, vol. 3, p. 95-117.
- STOKES I.A.F., LAIBLE J.P. (1990) « Three dimensional osteo-ligamentous model of the thorax representing initiation of scoliosis by asymmetric growth » *Journal of Biomechanics*, vol. 25, p. 589-595.
- SUH C.H. (1974) « The fundamentals of computer-aided X-rays analysis of the spine » *Journal of Biomechanics*, vol. 7, p. 161-169.
- SUNDARAM S.H., FENG C.C. (1977) « Finite element analysis of the human thorax » *Journal of Biomechanics*, vol. 10, p. 505-516.
- TAO X.T. (1992) « Etude de la tolérance du thorax humain au choc latéral et des critères de blessures » *Thèse de Doctorat en Mécanique*, INSA de Lyon (réalisée au Laboratoire des chocs et de biomécanique, INRETS).
- VEEGER H.E.J., STOKDIJK M., MESKERS C.G.M., DE BOER Y.A., ROZING P.M. (1998) « Measurement of the optimal elbow axis for placement of endoprostheses » *Proceedings of the XI<sup>th</sup> Conference of the European Society of Biomechanics*, in *Journal of Biomechanics*, p. 16.
- VELDPAUS F.E., WOLTRING H.J., DORTMANS L.J.M.G. (1988) « A least-squares algorithm for the equiform transformation from spatial marker coordinates » *Journal of Biomechanics*, vol. 21, p. 45-54.
- VIEL E., PERELLE A., PEYRANNE J., ESNAULT M. (1985) « Analyse tridimensionnelle de la marche et de l'appui du pied au sol » *Médecine Chirurgicale du Pied*, vol. 2, tome 5, p. 151-160.
- WHITE S.C., YACK H.J., WINTER D.A. (1989) « A 3D musculoskeletal model for gait analysis. Anatomical variability estimates » *Journal of Biomechanics*, vol. 22, n°8/9, p. 885-893.

WILLEMS J.M., JULL G.A., NIG J.K.F. (1996) « An in vivo study of the primary and coupled rotations of the thoracic spine » *Clinical Biomechanics*, vol. 11, p. 311-316.

WINTER D.A. (1984) « Kinematic and kinetic patterns in human gait : variability and compensating effects » *Human Movement Science*, vol. 3, p. 51-76.

WOLTRING H.J., HUISKES R., DE LANGE A. (1983) « Measurement error influence on helical axis accuracy in the description of 3D finite joint movement in biomechanics » *Proceedings of the Biomechanics Symposium*, ASME, p. 19-22, New-York (USA).

WOLTRING H.J. (1986) « Model and measurement error influences in data processing » A. Cappozzo & N. Berme (Eds.), *Proceedings of the Summer Conference on Biomechanics of Human Movement*, Chap. 10 - 1, Formia (Italy).

ZATSIORSKY V.M., SELUYANOV V.N. (1983) « The mass and inertia characteristics of the main segments of the human body » H. Matsui & K. Kobayashi (Eds.), *Biomechanics*, Chap. 8, p. 1152-1159, Champaign.

## Curriculum Vitae

### **Etat civil:**

*Nom* : CHEZE

*Prénom* : Laurence

*Date et lieu de naissance* : 19 mai 1967 à Lille (France)

*Nationalité*: Française.

*Situation de famille* : Célibataire.

*Adresse* : 24 rue du Commandant Faurax - 69006 LYON

*Téléphone* : 04 78 93 36 73

### **Formation :**

- 1989 :       Diplôme d'Ingénieur INSA. Option Génie Mécanique et Construction (INSA Lyon)
- 1990 :       Diplôme d'Etudes Approfondies. Spécialité Mécanique (mention Bien) Université Claude Bernard (Lyon I)
- 1993 :       Diplôme de Doctorat. Spécialité Mécanique (mention Très honorable avec Félicitations du jury) - Université Claude Bernard (Lyon I)  
"Contribution à l'étude cinématique et dynamique in vivo de structures osseuses humaines par l'exploitation de données externes"

### **Positions successives :**

- Oct. 90 – Août 93 :   Bénéficiaire d'une allocation de Recherche M.R.T. et d'une allocation de Monitorat d'Initiation à l'Enseignement Supérieur
- Sept. 93 – Août 94 :   Attachée Temporaire d'Enseignement et de Recherche (Lyon I)
- Mars 94 – Juin 94 :   Stage Post-Doctoral - Université d'Ancône, Italie.
- Sept. 94 :       Maître de Conférences - Laboratoire de Biomécanique du Mouvement (E.A. 1891) - Université Claude Bernard (Lyon I)  
Titulaire depuis septembre 95  
Prime d'Encadrement Doctoral depuis octobre 96  
Première Classe depuis septembre 97

### **Activités d'enseignement :**

En tant que moniteur, puis ATER et enfin maître de Conférences à l'Université Claude Bernard, j'effectue mon enseignement au sein de plusieurs formations :

- En **DEUG**, 2ème année, filière 3 : Je suis chargée du Cours Magistral de « Cinématique et Dynamique des systèmes de solides » et je coordonne l'ensemble des activités de Travaux Dirigés correspondant à ce cours, ce qui représente 9 groupes d'étudiants. J'assure dans cette formation les T.D. pour 1 ou 2 deux groupes/an (72 h. eq. T.D.).

Par ailleurs, j'ai proposé pendant deux ans une Option Scientifique intitulée « Statique et mécanismes plans » pour laquelle j'ai assuré les Cours Magistraux (33 h. eq. T.D.).

- En **Licence de Mécanique** : J'assure les T.D. de l'unité de valeur de « Technologie » créée récemment (30 h. eq. T.D.).

- En **Maîtrise de Mécanique** : J'encadre deux groupes d'étudiants/an au sein de l'unité de valeur « Travaux d'Etude et de Recherche » sur des sujets relevant de la biomécanique (20 h. eq. T.D.).

- Au sein de l'**ISTIL** (Institut des Sciences et Techniques de l'Ingénieur de Lyon) :

En **1ère année**, j'ai mis en place un cours spécifique pour des étudiants en pharmacie désirant intégrer l'école après l'obtention de leur diplôme de pharmacie. Il s'agit de leur faire aborder, dans un esprit de synthèse, les notions de base en cinématique et dynamique des systèmes ainsi qu'en résistance des matériaux (20 h. eq. T.D.).

J'assure également les cours magistraux et les T.D. de « Mécanique Analytique » (56 h. eq. T.D.) pour les étudiants suivant le cursus normal.

En **3ème année**, j'ai d'abord été chargée des T.D. de « Robotique » pour les filières Mécanique et Systèmes Industriels (32 h. eq. T.D.). Depuis l'année dernière, j'ai mis en place un Cours Magistral de « Robotique » pour la filière Systèmes Industriels, qui correspond également à une unité de valeur du D.E.A. d'Automatique des Processus Manufacturiers (40 h. eq. T.D.)

- En **D.E.A. Génie Biologique et Médical**, j'ai assuré un cours de « Biomécanique » abordant les problèmes de modélisation des mouvements humains (12 h eq. T.D.).

### **Activités de recherche :**

J'exerce mes activités de recherche au sein du Laboratoire de Biomécanique du Mouvement (Equipe d'Accueil DRED n° 1891) depuis mon DEA en 1990. Le thème de recherche général du laboratoire est d'améliorer la connaissance de la cinématique et de la dynamique des articulations humaines in vivo. Ceci implique une collaboration étroite entre mécaniciens, anatomistes et chirurgiens orthopédistes.

Je suis plus particulièrement responsable des aspects expérimentaux : acquisition, traitement et exploitation de signaux non invasifs en vue de leur utilisation en

biomécanique (Autorisation de Lieu de Recherches Biomédicales Sans Bénéfice Individuel Direct, délivrée par le Ministère du Travail et des Affaires Sociales : mai 1997). Les moyens spécifiques du laboratoire dans ce domaine sont : un système complet d'analyse du mouvement (Motion Analysis Corp., Santa Rosa, USA) constitué de 6 caméras CCD, d'un vidéo-processeur et d'une station de travail Silicon Graphics sur laquelle sont installés les logiciels de reconstruction tridimensionnelle. Ce système fournit, à partir de l'enregistrement par les caméras des positions de marqueurs rétro réfléchissants fixés sur la peau du sujet en mouvement, les trajectoires spatiales de ces marqueurs externes à la fréquence d'échantillonnage choisie (60 à 200 Hz). Une plate-forme de forces AMTI est couplée avec ce système optoélectronique et permet d'obtenir des enregistrements simultanés : mouvement - force de réaction au sol. Ces matériels sont implantés dans des locaux de la faculté de médecine Lyon-Sud et sont reliés, via le réseau ethernet, aux ordinateurs utilisés pour le traitement des données (stations de travail IBM et Silicon Graphics, PCs) situés sur le site de la faculté des sciences.

Jusqu'à la soutenance de ma thèse en 1993, mes activités scientifiques dans le cadre de ce laboratoire ont été principalement orientées autour de deux thèmes.

Le premier concernait la modélisation du rachis scoliotique en vue de sa correction chirurgicale ou orthopédique. Il s'agissait de poursuivre le travail déjà abordé dans le cadre d'une thèse de doctorat précédente, afin de me familiariser avec les spécificités du domaine biomécanique et d'adapter les notions mises en place à une utilisation pratique par des cliniciens. Ce travail a donné lieu à plusieurs publications dans des revues nationales et européennes [8, 9, 10, 12], ainsi qu'à de nombreuses communications lors de congrès nationaux et internationaux [15, 18, 19, 23, 24, 44, 45, 46]. Il a servi de base à une étude clinique du dos en mouvement [40].

Dans un deuxième temps, j'ai réellement abordé mon sujet de thèse qui consistait à identifier le mécanisme cinématiquement équivalent aux membres inférieurs lors de la marche. Les données de base de cette analyse étaient constituées par les trajectoires spatiales de marqueurs externes. Ces marqueurs étant fixés sur la peau du sujet en mouvement, les trajectoires enregistrées ne correspondaient pas aux déplacements du squelette qui nous intéressaient. Ceci a impliqué un développement fondamental, il a en particulier fallu mettre au point une méthode de passage de ces données externes aux structures internes en se basant sur des considérations de rigidité des segments osseux [3, 48].

Parallèlement, des aspects plus appliqués ont été développés et se poursuivent actuellement. D'une part pour définir des protocoles expérimentaux acceptables dans un contexte d'analyse clinique, et d'autre part pour améliorer l'interprétation des résultats cinématiques obtenus par les utilisateurs cliniciens [11, 13, 14, 18, 25, 27, 30, 33, 41, 49, 50, 51, 57, r1, r2]. Une fois la cinématique des articulations connue, j'ai cherché à définir les charges subies par ces articulations lors de la marche. Pour cette analyse dynamique ayant pour but la définition du cahier des charges de prothèses de la hanche en situation dynamique, j'ai été amenée à travailler en étroite collaboration avec un autre doctorant du laboratoire, Pierre Gignoux [1, 2, 26, 29, 34].

L'ensemble de ce travail a constitué la contribution de notre laboratoire au projet Européen CAMARC (1990 - 1994) dont l'objet était la standardisation des méthodes et des protocoles cliniques utilisés dans l'analyse du mouvement humain.

Depuis 1993, j'ai poursuivi certains des thèmes abordés précédemment. Il m'a été proposé de comparer les performances de différentes méthodes de correction des erreurs de mesure introduites par le fait de l'utilisation de marqueurs externes, dans le cadre d'un stage Post-Doctoral. J'ai effectué ce dernier au sein de l'équipe du Pr. Tommaso Leo, directeur du projet européen CAMARC, à l'université d'Ancône (Italie). Ce travail a fait l'objet de deux communications dans des congrès internationaux [36, 37]. Puis, j'ai affiné les méthodes mises en oeuvre pour le calcul de la cinématique du squelette, d'abord en collaboration avec un stagiaire Post-Doctoral de l'université de Stanford (U.S.A.) [3, 5], puis en poursuivant cette investigation seule [6, 43].

J'ai également été responsable d'un contrat industriel avec la société pharmaceutique LIPHA (1994 - 1995). Il s'agissait d'étudier l'effet de la douleur et de la fatigue musculaire sur la marche de patients souffrant d'artériopathie. L'objectif était double : d'une part, définir les critères permettant de déceler la douleur à partir d'une analyse cinématique externe, et d'autre part, mettre au point le prototype d'un appareil portatif mesurant le périmètre de marche du patient. Pour répondre à cette demande, j'ai assuré l'encadrement de deux stagiaires de D.E.A. en mécanique [r3, r4].

Dans le même temps (1993 – 1997), j'ai coordonné un thème d'étude regroupant plusieurs chercheurs: la modélisation cinématique réaliste du corps humain en mouvement à partir de données expérimentales. Cette étude, financée par un contrat DRET avec comme partenaire industriel DASSAULT AVIATION, correspond à des besoins de type ergonomique pour améliorer la définition de postes de travail, l'habitacle de véhicules ... Dans un premier temps, il a été nécessaire de déterminer les axes fonctionnels de chaque articulation à partir des seules trajectoires de marqueurs externes [4, 5, 28, 30]. Ces axes constituent la structure géométrique du modèle mécanique, basé sur des techniques utilisées en robotique [7, 20, 32, 47]. Ils servent de référence commune entre les observations externes et les caractéristiques du squelette [33, 54]. Ensuite, il convient de réaliser une étude particulière de chaque type d'articulation afin de définir des « contraintes » anatomiques ou physiologiques (degrés de liberté inexistantes ou couplés entre eux par la géométrie des surfaces articulaires ou par la présence de ligaments ...) permettant de quantifier la part correspondant aux déplacements réels des articulations et celle due aux erreurs de mesure (élasticité de la peau, mouvement parasite des masses musculaires et adipeuses). Cette approche a été utilisée pour obtenir une modélisation fine du membre supérieur [4, 28], du membre inférieur [42, 56, 59] et du dos [58]. J'ai plus particulièrement encadré trois étudiantes pour cette étude: deux en DEA, Martine Eckert [r5], qui a travaillé sur le modèle du membre supérieur et Valérie Debrailly [r6] pour le modèle du dos, je co-encadre également avec le professeur J. Dimnet une étudiante en thèse, Erika Karabinova [r8], qui développe le modèle du membre inférieur.

Plus récemment, j'ai repris le développement d'un thème abordé dans le cadre de ma thèse puis en collaboration avec P. Gignoux, à savoir la modélisation dynamique du membre inférieur au cours de la marche. Il s'agit de déterminer l'état de charge des

articulations (cheville, genou, hanche) en prenant en compte la redondance musculaire et le phénomène de co-contraction des muscles antagonistes. En effet, il s'avère que dans les nombreux modèles articulaires existants, le point faible correspond à la méconnaissance des efforts auxquels l'articulation est soumise. Cette étude a été initiée dans le cadre du DEA de Nathalie Doriot [60, r7], et se poursuit par une thèse que j'encadre [r10]. Ce thème va constituer l'un des axes principaux de mes recherches dans les années qui viennent.

Enfin, le co-encadrement de la thèse de Martine Eckert [r9] va me permettre d'élargir mes thèmes de recherche vers d'autres applications ergonomiques, en particulier la modélisation du comportement mécanique du corps humain lors d'un choc automobile, domaine très nouveau pour moi. Cette thèse permet également de renforcer mes collaborations personnelles avec le laboratoire de Mécaniques des Solides de l'INSA de Lyon d'une part, et le laboratoire de Biomécanique et de Sécurité des Usagers de l'INRETS de Bron d'autre part.

### **Rayonnement :**

- ❖ Contribution scientifique au contrat Européen CAMARC (1990 - 1994) concernant la modélisation du corps humain, et participation aux réunions de travail.
- ❖ Participation à l'échange de chercheurs ayant contribué à ce projet (réseau européen CAMARN) dans le cadre d'un stage Post-Doctoral (mars - juin 1994) puis de workshops en Europe (février 95 et février 97).
- ❖ Organisation de journées d'échange entre chercheurs de plusieurs laboratoires de biomécanique : ENSAM Paris (W. Skalli), INSERM Toulouse (M.C. Hobatho) et UCB Lyon (L. Chèze). Ces échanges ont lieu depuis quatre ans, sous la forme de petits séminaires où les doctorants ont l'occasion de présenter leur travail et de se rencontrer pour confronter leurs idées.
- ❖ Co-organisation, avec le Pr. J. Dimnet, de la première « International Summer School on 3D Analysis of Human Movement » à Grenoble en juin 1996.
- ❖ Mise en place de collaborations avec des laboratoires voisins sur des thèmes de biomécanique :
  - Laboratoire de Mécanique des Solides (INSA de Lyon) : co-encadrement du DEA de P. Laurent [r2], et de la thèse de doctorat de M. Eckert [r9].
  - Laboratoire de Biomécanique et de Sécurité des Usagers (INRETS Bron) : co-encadrement de la thèse de doctorat de M. Eckert [r9].
  - Centre de Recherche et d'Innovation sur le Sport (UFRSTAPS - Lyon I) : Caractérisation des processus musculo-squelettiques de la locomotion aquatique humaine (Demande de financement dans le cadre d'un Programme Européen).
  - Laboratoire d'Informatique Graphique, Image et Modélisation (UFR Informatique - Lyon I) : même projet.



- ❖ Membre du Comité d'Organisation du XXIII<sup>ème</sup> Congrès de la Société de Biomécanique (sept. 98), membre du Comité Scientifique du XXIV<sup>ème</sup> Congrès de la Société de Biomécanique (sept. 99).
- ❖ Membre du jury de thèses :
  - Doctorat en Mécanique de A. Bouafia (oct. 95)
  - Doctorat en Génie Biologique et Médical de D. Rémy (sept. 96)
  - Doctorat en Mécanique de A. Ployon (nov. 97)
  - Doctorat en Génie Mécanique de B. Barbedette (mars 99)
  - Doctorat en Mécanique de E. Karabinova-Makki (avril 99)
- ❖ Membre de la Société de Biomécanique et de l'International Society of Biomechanics. Membre du Comité Français de l'IFTToMM (International Federation on Theory of Machines and Mechanisms).
- ❖ Expert des revues « Sciences et Motricité », et « IEEE Transactions on Biomedical Engineering ».
- ❖ Présidence de deux sessions lors de la XI<sup>ème</sup> Conférence de la Société Européenne de Biomécanique (Toulouse, juillet 98), et de deux sessions lors du XXIII<sup>ème</sup> Congrès de la Société de Biomécanique (Lyon, septembre 98).
- ❖ Membre de la Commission de Spécialistes 60<sup>ème</sup> section de l'Université Lyon I et de l'INSA de Lyon.
- ❖ Membre du Conseil d'Administration de l'UFR de Mécanique, et du Groupe de Travail « Structures, Conventions et Relations avec les Organismes extérieurs » de l'Université Lyon I.

## Liste des publications

### **Publications dans des revues Internationales:**

- [1] GIGNOUX P., CHEZE L., CARRET J.P., DIMNET J. (1993) « Modeling the moving skeleton of a walking subject » *Computerized Medical Imaging and Graphics* - vol. 17, n° 4/5
- [2] GIGNOUX P., CHEZE L., CARRET J.P., DIMNET J. (1994) « Hip joint loading computation of a walking patient during stance phase » *Clinical Materials* - vol. 15, p. 247-252
- [3] CHEZE L., FREGLY B.J., DIMNET J. (1995) « A solidification procedure to facilitate kinematic analyses based on video system data » *Journal of Biomechanics*, vol.28, n°7, 879-884.
- [4] CHEZE L., GUTIERREZ C., SAN-MARCELINO R., DIMNET J. (1996) « Biomechanics of the upper limb using robotic techniques » *Human Movement Science*, vol. 15, p. 477-496.
- [5] CHEZE L., FREGLY B.J., DIMNET J. (1998) « Determination of functional joint axes from noisy marker data using the finite helical axis » *Human Movement Science*, vol. 17, p.1-15.
- [6] CHEZE L. (1998) « Methodologies to determinate 3D joint kinematics from video system data : a review » En cours de révision : *Automedica Journal*.

### **Chapitre de livre:**

- [7] CHEZE L., CARRET J.P., DIMNET J. (1995) « Modeling human body motion by the techniques known to robotics » *Three Dimensional Analysis of Human Movement* - Chap. 9, p.177-200 - Ed. Human Kinetics Books

### **Publications dans des revues Nationales et Francophones:**

- [8] ROUSSOULY P., DIMNET J., CHEZE L. (1990) « La prise pédiculaire » *Entretiens de Montpellier* - p. 159-166 , Ed. Masson.
- [9] BERNARD J.C., ROUSSOULY P., DIMNET J, DJORDJALIAN V., CHEZE L (1992) « Etude tridimensionnelle du rachis scoliotique (scolioses traitées orthopédiquement) » *Ann. Réadaptation Méd. Phys.*- vol. 35, p. 305-313

- [10] CHEZE L., ROUSSOULY P., DIMNET J. (1992) « Analyse structurale du rachis scoliotique en vue de sa reconstruction chirurgicale ou orthopédique » *Innovation et Technologie en Biologie et Médecine* - vol. 13, n°2, p.143-156
- [11] DEJOUR D., CHEZE L., RAZAFINJOHANY M., DIMNET J., CARRET J.P. (1993) « Evolution cinématique tridimensionnelle de l'axe mécanique du membre inférieur en charge » *Revue de Chirurgie Orthopédique et Réparatrice de l'Appareil Locomoteur* - p. 489 - 491, Ed. Masson
- [12] ROUSSOULY P., FERREIRA A., DIMNET J., CHEZE L. (1993) « Analyse tridimensionnelle de la réduction des scolioses par matériel de Cotrel-Dubousset » *Minerva Ortopedica e Traumatologica* - vol. 44, n° 11, p. 867-869
- [13] CHEZE L., DIMNET J. (1994) « Modélisation cinématique et dynamique de la marche » *La Marche Humaine et sa Pathologie, collection de pathologie locomotrice* - n°27, p.55-61, Ed. Masson
- [14] JIED A., DEJOUR D., CHEZE L., DIMNET J. (1996). « Système et méthode d'analyse de la cinématique du membre inférieur lors de la marche en vue d'applications cliniques ». *Innovation et Technologie en Biologie et Medecine* - vol. 17, n°4, 325-336.

**Communications Internationales avec Comité de lecture et résumés publiés dans les Actes du congrès:**

- [15] DIMNET J., CHEZE L., DJORDJALIAN V., ROUSSOULY P. « Locating three dimensional specificities in adult scoliotic spine » *First World Congress of Biomechanics* - Sept. 1990 - San Diego (California).
- [16] DIMNET J., CHEZE L. « Prediction of the joint centers location from the relative motion described using a gait analysis system » Conférence invitée: *Computer Aided Movement Analysis in a Motor Rehabilitation Context* -Nov. 1990 - Rome (Italy).
- [17] DIMNET J., CHEZE L., CARRET J.P. « Determination of the tridimensional functioning of joints in living subjects » Conférence invitée: *VI<sup>th</sup> International Conference on Biomedical Engineering* - Dec. 1990 - Singapore.
- [18] DIMNET J., ROUSSOULY P., CHEZE L. « Le phénomène de discontinuité en biomécanique humaine vivante » Conférence invitée: Ecole Polytechnique de Montreal - Mars 1991 - Montreal (Canada).
- [19] DIMNET J., ROUSSOULY P., CHEZE L. « Biomécanique tridimensionnelle des déformations scoliotiques - Aspects cliniques » Conférence invitée: Hôpital Ste Justine - Mars 1991 - Montreal (Canada).

- [20] DIMNET J., CHEZE L. « Modeling human body motions by the techniques known in robotics » Conférence invitée: *International Symposium on 3D Analysis of Human Movement* - Juil. 1991 - Montreal (Canada).
- [21] CHEZE L., DEJOUR D., RAZAFINJOHANY M., DIMNET J. « Three dimensional changes in the mechanical axis of the lower limb during stance phase » *European Symposium on Clinical Gait Analysis* - Avril 1992 - Zürich (Suisse)
- [22] CHEZE L., CARRET J.P., DIMNET J. « Kinematics of the lower limb joints during gait » *VIII<sup>th</sup> meeting of the European Society of Biomechanics* - Juin 1992 - Rome (Italie)
- [23] ROUSSOULY P., CHEZE L., DIMNET J. « Principles of reduction of scoliosis with Cotrel-Dubousset rod » *International Symposium on 3D Scoliotic deformities* - Juin 1992 - Montreal (Canada)
- [24] CHEZE L., ROUSSOULY P., DIMNET J. « Regional model of the adult scoliotic spine » *International Symposium on 3D Scoliotic deformities* - Juin 1992 - Montreal (Canada)
- [25] GIGNOUX P., CHEZE L., CARRET J.P., DIMNET J. « Modeling the moving skeleton of a walking subject » *IEEE Symposium on Engineering in Medicine and Biology Society* - Nov. 1992 - Rennes (France)
- [26] GIGNOUX P., CHEZE L., CARRET J.P., DIMNET J. « Hip joint loading computation of a walking patient during stance phase » *IEEE Satellite Symposium on Biomaterials and Artificial Organs* - Nov. 1992 - Bordeaux (France)
- [27] DEJOUR D., CHEZE L., DIMNET J. « Three dimensional kinematics of in vivo joints using opto-electronic systems. An application to human knee joint during the stance phase » *Second European Conference on Engineering and Medicine* - Avril 1993 - Stuttgart (Allemagne)
- [28] DIMNET J., GUTIERREZ C., SAN MARCELINO R., CHEZE L. « Identification of the mechanism analogous to the moving hand-arm system » *Second International Symposium on 3D Analysis of Human Movement* - Juil. 1993 - Poitiers (France)
- [29] CHEZE L., GIGNOUX P., DIMNET J. « Different kinematic and dynamic models of gait analysis » *Second International Symposium on 3D Analysis of Human Movement* - Juil. 1993 - Poitiers (France)
- [30] CHEZE L., GUTIERREZ C., DIMNET J. « Kinematic study of human joints by using external data » *IV<sup>th</sup> Symposium on Computer Simulation in Biomechanics* - Juil. 1993 - Montlignon (France)

- [31] CHEZE L., DIMNET J. « Dynamic tridimensional model of the human walking » *XIV<sup>th</sup> Congress of the International Society of Biomechanics* - Juil. 1993 - Paris (France)
- [32] GUTIERREZ C., SAN MARCELINO R., CHEZE L., DIMNET J. « Identification and use of an analogous robot of the moving upper arm » *XIV<sup>th</sup> Congress of the International Society of Biomechanics* - Juil. 1993 - Paris (France)
- [33] SAN MARCELINO R., RAZAFINJOHANY M., CHEZE L., DIMNET J. « Accessing the 3D displacements of internal body structure of the upper limb from the external marker trajectories treatment » *XIV<sup>th</sup> Congress of the International Society of Biomechanics* - Juil. 1993 - Paris (France)
- [34] GIGNOUX P., CHEZE L., CARRET J.P., DIMNET J. « Distribution of muscular forces along the lower limb during the stance phase of walking » *XIV<sup>th</sup> Congress of the International Society of Biomechanics* - Juil. 1993 - Paris (France)
- [35] CHEZE L., ROY C., DIMNET J. « Kinematic studies of the knee joint: application to a patient wearing an artificial leg » *Third International Symposium on 3D Analysis of Human Movement*. Juil. 1994 - Stockholm (Sweden).
- [36] CHEZE L., FIORETTI S. « Comparison between two techniques used to correct data obtained from a video system » *XIII<sup>th</sup> International Symposium on Biotelemetry*. Mars 1995 - Williamsburg, Virginia (USA).
- [37] CHEZE L., FIORETTI S. « Comparison between different methods to obtain in vivo joint kinematics » *Third European Conference on Engineering and Medicine*. Mai 1995 - Florence (Italie)
- [38] MONTEIL K.M., CHEZE L., MASSET J.B., ROUARD A.H. « Three dimensional analysis of the human gait : Comparison between the Motion Analysis and the Kinematic Analysis systems » *IV<sup>th</sup> International Symposium on 3D Analysis of Human Movement* - Juil. 1996 - Grenoble (France)
- [39] JIED A., MOYEN B., CHEZE L., DIMNET J. « Improving accuracy and reproducibility of joint kinematics during the stance phase of gait from external markers » *IV<sup>th</sup> International Symposium on 3D Analysis of Human Movement* - Juil. 1996 - Grenoble (France)
- [40] ROY C., CHEZE L., ROUSSOULY P., DIMNET J. « Correlation between the location of zones of kinematic mobilities and geometric discontinuities in lombalgic and scoliotic patients » *IV<sup>th</sup> International Symposium on 3D Analysis of Human Movement* - Juil. 1996 - Grenoble (France)

- [41] LABESSE F., CHEZE L., DIMNET J. « Determination of optimal marker locations for further identification of the moving spine model » *IV<sup>th</sup> International Symposium on 3D Analysis of Human Movement* - Juil. 1996 - Grenoble (France)
- [42] KARABINOVA E., CHEZE L., DIMNET J. « Model of the lower limb based on experimental data » *XVIII International Conference on Medical and Biological Engineering* - Sept. 1997 - Nice (France)
- [43] CHEZE L. « Influence of the calculation methods and the measurement errors on joint rotations » *XI<sup>ème</sup> Conference of the European Society of Biomechanics* - Juil. 1998 - Toulouse (France).

**Communications Nationales avec Comité de lecture et résumés publiés dans les Actes du congrès:**

- [44] CHEZE L., DIMNET J., ROUSSOULY P. « Organisation régionale du rachis scoliotique adulte » *XVème Congrès de la Société de Biomécanique* - Sept. 1990 – Cluny.
- [45] DIMNET J., ROUSSOULY P., CHEZE L. « Modélisation bidimensionnelle des discontinuités des rachis scoliotiques » *Groupe d'Etude de la Scoliose* - Mars 1991 - Nancy.
- [46] ROUSSOULY P., FIERE V., DIMNET J., CHEZE L. « Analyse tridimensionnelle et traitement par VDS des scolioses lombaires dislocantes de l'adulte » *Groupe d'Etude de la Scoliose* - Mars 1991 – Nancy.
- [47] DIMNET J., CHEZE L. « Applications de la robotique aux mouvements humains » Journée spécialisée de la *Société de Biomécanique* - Mars 1991 – Vandoeuvre.
- [48] CHEZE L., SAN MARCELINO R., GREAVES J., DIMNET J. « Etude cinématique des déplacements de solides dans l'espace à trois dimensions par l'intermédiaire de systèmes opto-électroniques » *XVII<sup>ème</sup> Congrès de la Société de Biomécanique* - Sept. 1992 – Toulouse.
- [49] DEJOUR D., CHEZE L., GIGNOUX P., CARRET J.P., DIMNET J. « Etude cinématique tridimensionnelle du membre inférieur en charge - Potentialités cliniques » *XVIIème Congrès de la Société de Biomécanique* - Sept. 1992 – Toulouse.
- [50] JIED A., DEJOUR D., CHEZE L., DIMNET J. « Méthode directe d'analyse de la marche en vue d'applications cliniques » *XX<sup>ème</sup> Congrès de la Société de Biomécanique* - Sept. 1995 -Lausanne (Suisse).

- [51] JIED A., DEJOUR D., CHEZE L., DIMNET J. « Système et méthode d'analyse de la cinématique du membre inférieur lors de la marche en vue d'applications cliniques » *VIII<sup>ème</sup> Forum des jeunes chercheurs de Génie Biologique et Médical* - Juin 1996 – Toulouse.
- [52] ROMAND O., DENIS F., CHEZE L., REMY D., DIMNET J. « Etude des déplacements de la peau au niveau du genou chez l'homme au cours de la marche » *XXI<sup>ème</sup> Congrès de la Société de Biomécanique* - Sept. 1996 – Nancy.
- [53] KARABINOVA E., CHEZE L., DIMNET J. « Analyse du mouvement d'un sujet accomplissant un sautillerment » *XXI<sup>ème</sup> Congrès de la Société de Biomécanique* - Sept. 1996 – Nancy.
- [54] PICON J.P., JIED A., CHEZE L., DIMNET J. « Méthode de détermination du centre de la hanche à l'aide de marqueurs externes » *XXI<sup>ème</sup> Congrès de la Société de Biomécanique* - Sept. 1996 – Nancy.
- [55] CHEZE L. « Etat de l'art des systèmes d'analyse du mouvement : outils actuels pour la modélisation du corps humain » Conférence invitée : *III<sup>ème</sup> Congrès Numérisation 3D - Human modeling* - mai 1998 – Paris.
- [56] KARABINOVA E., CHEZE L., DIMNET J. « Modèle ergonomique du membre inférieur » *III<sup>ème</sup> Congrès Numérisation 3D - Human modeling* - mai 1998 – Paris.
- [57] LAURENT P., RUMELHART C., LBATH F., CHEZE L., COMTET J.J. « Etude in-vivo de la circumduction de l'articulation trapezo-métacarpienne, saine ou pathologique ». *XXIII<sup>ème</sup> Congrès de la Société de Biomécanique* - Sept. 1998 – Lyon.
- [58] DEBRAILLY V., FATEMI J., CHEZE L., GUINGAND M. « Détermination et animation du mécanisme équivalent au dos, à l'aide de données expérimentales ». *XXIII<sup>ème</sup> Congrès de la Société de Biomécanique* - Sept. 1998 – Lyon.
- [59] KARABINOVA E., CHEZE L., DIMNET J. « Validation du modèle géométrique du membre inférieur par la reconstruction des trajectoires spatiales des marqueurs externes ». *XXIII<sup>ème</sup> Congrès de la Société de Biomécanique* - Sept. 1998 – Lyon.
- [60] DORIOT N., CHEZE L. « Estimation des forces musculaires et articulaires mises en jeu pendant la phase d'appui de la marche ». *XXIII<sup>ème</sup> Congrès de la Société de Biomécanique* - Sept. 1998 – Lyon.

**Publications proposées :**

- DORIOT N., CHEZE L.  
« A three-dimensional kinematic and dynamic study of the lower limb during the stance phase of gait, using an homogeneous matrices approach »  
Proposée dans la revue : *Journal of Biomechanics*
- CHEZE L.  
« Determination of three-dimensional joint kinematics from video-based system data using finite helical axis »  
Proposée dans la revue *Journal of Biomechanics*
- CHEZE L., DORIOT N., ECKERT M., RUMELHART C., COMTET J.J.  
« Etude cinématique in vivo de l'articulation trapézo-métacarpienne »  
Proposée dans la revue *La main*
- DORIOT N., CHEZE L.  
« A three dimensional kinematic and dynamic study of the lower limb during the stance phase of gait, using 4\*4 homogeneous matrices »  
Communication proposée : XXIV<sup>ème</sup> congrès de la Société de Biomécanique (sept. 99)
- DORIOT N., CHEZE L.  
« Dynamic model of the lower limb - determination of the muscle forces using genetic algorithms »  
Communication proposée : XXIV<sup>ème</sup> congrès de la Société de Biomécanique (sept. 99)
- ECKERT M., FAYET M., CHEZE L., VERRIEST J.P., LAPELERIE P., BERMOND F., RAMET M., BOUQUET R.  
« Relative contributions of different elements which constitute the thoracic cage to its behaviour and definition of its lesional mechanisms »  
Communication proposée : XXIV<sup>ème</sup> congrès de la Société de Biomécanique (sept. 99)



## Encadrements

### Participations

- [r1] **Denise REMY** (Thèse GBM., dir. J. Dupuy et J. Dimnet, sept. 96)  
« Amélioration des implants prothétiques pour la hanche du chien : propriétés de surface, nouvelle conception et protocole d'étude cinématique »
- [r2] **Patricia LAURENT** (DEA Mécanique, INSA, dir. C. Rumelhart, sept. 97)  
« Etude in vivo des mouvements de l'articulation trapézo-métacarpienne »

### Encadrements de DEA

- [r3] **Irène PERRIER** (DEA Mécanique, sept. 95)  
« Applications de techniques et méthodes d'analyse du mouvement à des situations et à des tâches différentes »
- [r4] **Erika KARABINOVA** (DEA Mécanique, sept. 95)  
« Influence de la douleur sur les paramètres cinématiques de la marche chez les patients souffrant d'artériopathie – Prototypes d'appareils mesurant la distance parcourue et la vitesse du sujet au cours de la marche »
- [r5] **Martine ECKERT** (DEA GBM, sept. 97)  
« Détermination expérimentale, au moyen d'un système d'analyse du mouvement, du modèle géométrique du membre supérieur »
- [r6] **Valérie DEBRAILLY** (DEA Mécanique, INSA -UCBL, sept. 98)  
« Détermination et animation du mécanisme équivalent au dos, à l'aide de données expérimentales »
- [r7] **Nathalie DORIOT** (DEA Mécanique, sept. 98)  
« Estimation des forces musculaires et articulaires mises en jeu pendant la phase d'appui de la marche »

### Co-encadrements de thèses

- [r8] **Erika KARABINOVA** (Thèse Mécanique, dir. J. Dimnet - L. Chèze, mars. 99)  
« Modélisation du membre inférieur à des fins ergonomiques par l'exploitation des trajectoires de marqueurs externes »
- [r9] **Martine ECKERT** (Thèse Mécanique, INSA, UCBL, INRETS,

dir. M. Fayet - L. Chèze, Soutenance prévue en nov. 2000)  
« Modélisation dynamique du comportement global des côtes, avec ses liaisons sterno-chondrales et costo-vertébrales »

- [r10] Nathalie DORIOT** (Thèse Mécanique, dir. L. Chèze - P. Trompette, Soutenance prévue en nov. 2001)  
« Modélisation dynamique du membre inférieur pour l'estimation des forces articulaires et musculaires mises en jeu pendant la phase d'appui de la marche »

## **Publications illustrant les différents thèmes de recherche**

Trois publications, citées dans le document, sont fournies in extenso pour apporter des précisions sur certaines méthodes décrites de façon succincte.

Les deux premiers articles se rapportent à la partie I :

- ❖ CHEZE L., FREGLY B.J., DIMNET J. (1995)  
« A solidification procedure to facilitate kinematic analyses based on video system data »  
*Journal of Biomechanics*, vol. 28, n° 7, p. 879-884.
- ❖ CHEZE L., FREGLY B.J., DIMNET J. (1998)  
« Determination of joint functional axes from noisy marker data using the finite helical axis » *Human Movement Science*, vol. 17, p. 1-15.

Le dernier article se rapporte à la partie II :

- ❖ CHEZE L., GUTIERREZ C., SAN MARCELINO R., DIMNET J. (1996)  
« Biomechanics of the upper limb using robotic techniques » *Human Movement Science*, vol. 15, p. 477-496.





## TECHNICAL NOTE

# A SOLIDIFICATION PROCEDURE TO FACILITATE KINEMATIC ANALYSES BASED ON VIDEO SYSTEM DATA

L. Chèze, B. J. Fregly and J. Dimnet

Centre de Mécanique, Bâtiment 721, Université Claude Bernard Lyon I, 43 Blvd du 11 Novembre 1918, 69622 Villeurbanne, France

**Abstract**—When video-based motion analysis systems are used to measure segmental kinematics, the major source of error is the displacement of skin-fixed markers relative to the underlying skeletal structure. Such displacements cause the marker representation of the segment to deform, thereby decreasing the accuracy of subsequent three-dimensional kinematic calculations. We have developed a two-step solidification procedure to address this problem. First, the mean rigid shape is computed which best represents the time-varying marker configuration of each segment. Second, a least-squares minimization is used to replace the measured marker coordinates with those corresponding to the best-fit mean rigid shape. Rigid body theory can then be applied unambiguously to perform kinematic analyses.

To evaluate this approach, we defined an unperturbed three-dimensional reference movement using kinematic data from the swing phase of gait. After perturbing the marker coordinates with artificial noise, the rotation matrix and translation vector (absolute and relative movement) between each pair of successive images were computed using (1) reference frames fixed directly to the perturbed marker coordinates, (2) a least-squares minimization procedure found in the literature, and (3) the proposed solidification procedure. The least-squares and solidification procedures produced extremely similar results which, relative to the direct calculation, reduced kinematic errors on average by 20–25% when the maximum distance between markers was small (e.g. < 15 cm). The solidification methodology therefore combines the numerical benefits of the least-squares method with the conceptual benefits of a rigid body method.

## INTRODUCTION

Video-based motion analysis systems are being used more and more frequently to study body segmental and joint kinematics during movements such as gait. This is often accomplished by recording the motion of three or more individual markers attached directly to the skin of each moving segment (e.g. Cappozzo, 1984; Kadaba *et al.*, 1990; Ramakrishnan and Kadaba, 1991). If the marker representation of the body segment maintained a rigid shape throughout the motion, then the three-dimensional coordinates  $\mathbf{a}_i$  of any marker  $i$  in one position could be related to its coordinates  $\mathbf{b}_i$  in a successive position by

$$\mathbf{b}_i = R\mathbf{a}_i + \mathbf{t}, \quad (1)$$

where the rotation matrix  $R$  and translation vector  $\mathbf{t}$  are defined relative to the laboratory-fixed reference frame. However, a rigid shape is not maintained, primarily because skin and soft tissue movement cause displacements as large as 2 cm between a marker and its corresponding anatomical landmark (Andriacchi, 1987; Cappozzo *et al.*, 1993). Consequently, rigid body theory, such as equation (1), becomes less accurate for performing kinematic calculations based on the measured marker coordinates.

Both a physical and a numerical solution have been proposed to address this problem. The physical solution involves mounting three (or more) markers on a rigid object which is securely strapped to the body segment (e.g. Boccardi *et al.*, 1981; Stokes *et al.*, 1989). The advantage of this ap-

proach is that rigid body theory can be applied unambiguously to calculate segmental kinematics from the measured marker coordinates (assuming negligible measurement errors). The relative movement between two segments can also be calculated from rigid body relationships (Woltring, 1991). The drawback of this approach is that the rigid object is often strapped over a moving muscle mass rather than over anatomical landmarks with little intervening soft tissue. As a result, soft tissue interference between the markers and the bone introduces motion perturbations which increase with distance from the bone. Furthermore, such perturbations are difficult to remove by low-pass filtering since their frequency content is close to that of the motion.

The numerical solution involves using the least-squares procedure to make measured data from individual markers conform to a rigid body assumption (Söderkvist and Wedin, 1993; Spoor and Veldpaus, 1980; Veldpaus *et al.*, 1988). When the marker representation of the body segment deforms, equation (1) is only satisfied approximately, and the best-fit  $R$  and  $\mathbf{t}$  can be found by solving an unweighted least-squares minimization problem of the form

$$\min \sum_{i=1}^m \|R\mathbf{a}_i + \mathbf{t} - \mathbf{b}_i\|^2, \quad (2)$$

where  $R$  is constrained to be an orthogonal rotation matrix (i.e.  $R^T R = I$ ;  $\det(R) = 1$ ) and  $m$  is the number of markers ( $m \geq 3$ ). By solving two successive least-squares problems (2), the rotation matrix and translation vector describing the relative motion between two segments can also be computed (Söderkvist and Wedin, 1993). The advantage here is that individual markers can be mounted over anatomical landmarks with little intervening soft tissue, thereby minimizing soft tissue perturbations and improving the accuracy of

kinematic results. The drawback is that the results are purely numerical, meaning that rigid body theory cannot be applied directly to calculate desired kinematic quantities (e.g. screw axis parameters) between any pair of images.

This paper presents a solidification procedure which combines the advantageous features of both these approaches. By solidifying the marker configuration numerically rather than physically, the proposed method permits the use of individual markers and rigid body theory simultaneously. In addition to the methodology, a numerical experiment based on kinematic data from the swing phase of gait is used to validate the procedure as well as to compare it with existing methods.

### SOLIDIFICATION METHODOLOGY

To facilitate calculation of body segmental and joint kinematics, marker trajectories consistent with a rigid body assumption can be substituted for marker trajectories recorded by a motion analysis system (Chèze, 1993). To do this, two successive steps are proposed, both of which utilize the directions between markers rather than the positions of markers, as Dimnet (1978) has shown that the directions are more accurate. First, the three markers are identified which define the least-perturbed triangle over the entire motion, and the 'solid' triangle shape which best fits this time-varying deformable triangle is computed. Second, the position of the 'solid' triangle which best fits the measured triangle is calculated at each point in the motion, and the three measured marker positions are replaced accordingly.

#### Determination of a solid triangle shape

Three non-collinear markers are sufficient to determine a segment's position and orientation in three-dimensional space. Given  $m$  markers fixed on the same segment ( $m \geq 3$ ), the three markers are sought which best represent a rigid triangle over the entire movement. Using all  $n$  experimental images, the standard deviations  $SD_1$ ,  $SD_2$ , and  $SD_3$  in the three vertex angles  $\theta_1$ ,  $\theta_2$ , and  $\theta_3$  of each possible triangle are computed. The triangle for which the sum  $SD_1 + SD_2 + SD_3$  is the smallest is then selected to define the three markers showing the least shape deformation.

Once the 'best' three markers have been defined, the solid triangle shape is determined from the corresponding  $n$  measured triangles using an iterative search and elimination procedure. For each iteration, the mean values  $\bar{\theta}_1$ ,  $\bar{\theta}_2$ , and  $\bar{\theta}_3$  of the three vertex angles are computed from the remaining images. The one image for which the sum  $(\bar{\theta}_1 - \theta_1)^2 + (\bar{\theta}_2 - \theta_2)^2 + (\bar{\theta}_3 - \theta_3)^2$  is the largest is found and eliminated, and the process is repeated until a given percentage of experimental images remains. The goal of this procedure is to eliminate extremely deformed images, as caused by merging or partially occluded markers, from the solid shape calculation. In practice although the optimal percentage of least-deformed images to retain varies from experiment to experiment, retention of approximately 75% generally provides good results.

The solid shape is then defined using mean values calculated from the images which remain. Since the six mean triangle parameters (i.e. three angles and three lengths) are not consistent with a unique triangle shape, three mean parameters must be selected. In order to favor the best directions (or angles) between markers, we have defined the solid triangle using the mean value of (1) the least deformed angle (i.e. the angle with the smallest standard deviation), (2) the next least deformed angle, and (3) the side between these two vertices.

#### Fitting the solid triangle to each measured triangle

To determine the best fit of the solid triangle to each measured triangle, a least-squares minimization is used. To

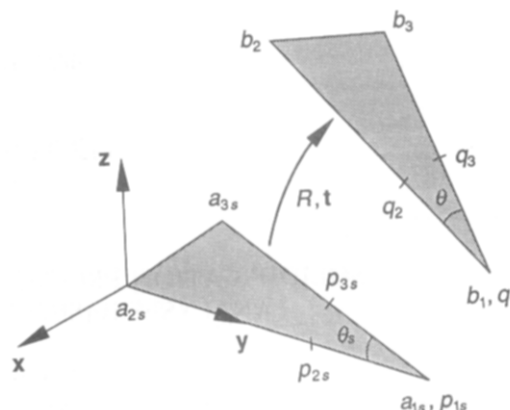


Fig. 1. Least-squares positioning of the solid triangle (subscript S) relative to a measured triangle. Point  $q_1$  corresponds to the least deformed angle  $\theta$  of the measured triangle, while points  $q_2$  and  $q_3$  lie on the two adjacent sides, such that  $\|q_1q_2\| = \|q_1q_3\| = 1$ . Given the corresponding angle  $\theta_i$  and points  $p_{is}$  ( $i = 1, 2, 3$ ) of the solid triangle in any arbitrary initial position, a least-squares procedure can be used to find the rotation matrix  $R$  and translation vector  $t$  which minimize the distances between the points  $p_{is}$  and  $q_i$  ( $i = 1, 2, 3$ ). Measured triangle coordinates  $b_i$  can then be replaced with solidified triangle coordinates  $a_{is}$  via the relationship  $b_{is} = Ra_{is} + t$  ( $i = 1, 2, 3$ ).

perform the minimization, important points must be defined for the measured triangle in each position (Fig. 1). Let  $b_1$  be the vertex corresponding to the least deformed angle  $\theta$ ,  $b_2$  the vertex corresponding to the next least deformed angle, and  $b_3$  the remaining vertex. Point  $q_1$  is then defined to coincide with vertex  $b_1$ , point  $q_2$  to lie on the line between vertices  $b_1$  and  $b_2$  at unit distance from  $q_1$ , and point  $q_3$  to lie on the line between vertices  $b_1$  and  $b_3$ , also at unit distance from  $q_1$ . For the solid triangle, which is placed in any arbitrary position in the laboratory-fixed reference frame, angle  $\theta_{is}$  is defined to correspond to angle  $\theta$ , points  $a_{1s}$ ,  $a_{2s}$ , and  $a_{3s}$  are defined to correspond to points  $b_1$ ,  $b_2$ , and  $b_3$ , respectively, and points  $p_{1s}$ ,  $p_{2s}$ , and  $p_{3s}$  to correspond to points  $q_1$ ,  $q_2$ , and  $q_3$ .

With these definitions, the following least-squares positioning problem is easily solved using the singular value decomposition (SVD) algorithm described by Söderkvist and Wedin (1993):

$$\min_{R, t} \sum_{i=1}^3 \|Rp_{is} + t - q_i\|^2. \quad (3)$$

This algorithm was chosen since it is not only straightforward to implement but also more stable than other least-squares approaches (Söderkvist and Wedin, 1993). Using the points  $p_{is}$  and  $q_i$  in equation (3) rather than the actual triangle vertices  $a_{is}$  and  $b_i$  ( $i = 1, 2, 3$ ) essentially weights the least-deformed vertex the heaviest while still solving an unweighted least-squares problem. When one vertex is much more deformed than the other two, this approach will often produce better results than using the actual triangle vertices in the minimization; when all three vertices are equally deformed, this approach will normally produce comparable results (see numerical results). Note that when only three markers are used to define the solidified shape, the optimal position of the solid triangle will always be in the plane defined by the three markers.

Solution of the above least-squares problem permits the three measured marker coordinates to be replaced with those corresponding to the solid triangle shape. Specifically, by applying the  $R$  and  $t$  found from equation (3) to the solid triangle coordinates  $a_{is}$ , the measured marker coordinates  $b_i$

can be replaced with solidified coordinates  $\mathbf{b}_{is}$  ( $i = 1, 2, 3$ ):

$$\mathbf{b}_{is} = \mathbf{R}\mathbf{a}_{is} + \mathbf{t} \quad (4)$$

Following the replacement,  $\mathbf{R}$  and  $\mathbf{t}$  serve no further purpose and can be discarded, which explains why any arbitrary initial position of the solid triangle is sufficient. After repeating this process for each image, including those eliminated from the solid shape calculation, rigid body theory can be used to perform kinematic analyses.

Although described above for a solid triangle, the entire solidification procedure is equally applicable to solid shapes of higher dimensions. For example, if four solidified markers were used, the solid triangle would be replaced by a solid tetrahedron, and the 'best' angle used in the minimization problem would be replaced by the 'best' set of three angles corresponding to the least deformed vertex. The SVD least-squares minimization is also easily extendible to more than three markers (Söderkvist and Wedin, 1993).

### NUMERICAL EXPERIMENTS

To validate the method described above, as well as to provide a basis for comparison, numerical experiments were performed based on experimental data from the swing phase of gait. A non-perturbed three-dimensional reference movement was generated by applying experimental gait kinematics to two unperturbed triangles representing the marker configurations on the shank and thigh segments (Fig. 2). The simulated marker coordinates of each segment were determined in 11 successive swing phase positions (i.e. 10 motion steps) separated by  $1/20$  s intervals. For each pair of successive positions, the reference (superscript  $r$ ) rotation matrix  $\mathbf{R}_k^r$  and translation vector  $\mathbf{t}_k^r$  were calculated which described the absolute motion of the shank segment ( $k = s$ ), the absolute motion of the thigh segment ( $k = t$ ), and the relative motion between the shank and thigh segments ( $k = r$ ).

Starting from this unperturbed reference movement, 10 different perturbed movements were generated by introducing artificial noise into each three-dimensional marker coordinate. Since Cappozzo *et al.* (1993) found that skin-fixed markers move in a continuous rather than random fashion

relative to their underlying anatomical landmarks, a continuous noise model of the form  $A \sin(\omega t + \phi)$  was chosen, where  $A$  is the amplitude of the noise,  $\omega$  the frequency,  $t$  the simulated time, and  $\phi$  the phase angle. The parameters  $A$ ,  $\omega$ , and  $\phi$  were random numbers scaled to represent the motion artifacts anticipated during gait. Since skin and soft tissue perturbations as large as 2 cm have been observed experimentally (Andriacchi, 1987; Cappozzo *et al.*, 1993), each amplitude  $A$  was scaled to be between 0 and 1 cm (i.e. a 2 cm range). Similarly, since such perturbations typically contain the same frequencies as those of the movement, each frequency  $\omega$  was scaled to be between 0 and  $25 \text{ rad s}^{-1}$  (i.e. roughly 0 to 3 times the frequency of a 1 to  $1\frac{1}{2}$  Hz gait movement). Finally, to allow any phase relationship between the various perturbing sine functions, each phase angle  $\phi$  was scaled to be between 0 and  $2\pi$  rad.

Once the ten perturbed movements were defined, four different methods (Table 1) were used to calculate the perturbed (superscript  $p$ ) rotation matrix  $\mathbf{R}_k^p$  and translation vector  $\mathbf{t}_k^p$  ( $k = s, t$ , and  $r$ ) between each pair of successive images. With methods (a) and (b),  $\mathbf{R}_k^p$  and  $\mathbf{t}_k^p$  ( $k = s$  and  $t$ ) (i.e. the absolute movements) were calculated by fixing a reference frame directly to the perturbed marker coordinates and then applying rigid body theory. The  $x$  direction in method (a) was defined from marker 2 to marker 3 (i.e. the shortest direction and therefore the most susceptible to marker coordinate errors; Fig. 2) and in method (b) from marker 2 to marker 1 (i.e. a much longer direction and therefore less susceptible to marker coordinate errors; Fig. 2). For both methods, marker 2 was chosen as the origin, the  $z$  direction was taken as perpendicular to the plane defined by the three markers, and the  $y$  direction was defined from  $z \times x$ . The points  $o$ ,  $x$ ,  $y$ , and  $z$  were then defined as the origin and the points at the end of the  $x$ ,  $y$ , and  $z$  unit vectors, respectively. From the coordinates of these four non coplanar points expressed in the laboratory-fixed reference frame, the  $4 \times 4$  transformation matrix  $\mathbf{T}_k$  ( $k = s$  and  $t$ ) between each pair of successive images was calculated using the rigid body equations reported by Kinzel *et al.* (1972). After extracting  $\mathbf{R}_k^p$  and  $\mathbf{t}_k^p$  from  $\mathbf{T}_k$  ( $k = s$  and  $t$ ),  $\mathbf{R}_r^p$  and  $\mathbf{t}_r^p$  (i.e. the relative movement) were calculated using the rigid body equations reported by Woltring (1991).

With methods (c) and (d),  $\mathbf{R}_k^p$  and  $\mathbf{t}_k^p$  ( $k = s, t$ , and  $r$ ) were calculated by using a least-squares minimization procedure. Method (c), which did not explicitly define a solid shape, used the SVD least-squares procedure outlined by Söderkvist and Wedin (1993) to calculate  $\mathbf{R}_k^p$  and  $\mathbf{t}_k^p$  ( $k = s, t$ , and  $r$ ) (i.e. both absolute and relative movements) from the perturbed triangle vertices. Method (d) used the proposed solidification procedure with 73% of the least-deformed images retained (i.e. 8 out of 11 images). Once all marker coordinates had been solidified,  $\mathbf{R}_k^p$  and  $\mathbf{t}_k^p$  ( $k = s, t$ , and  $r$ ) were calculated

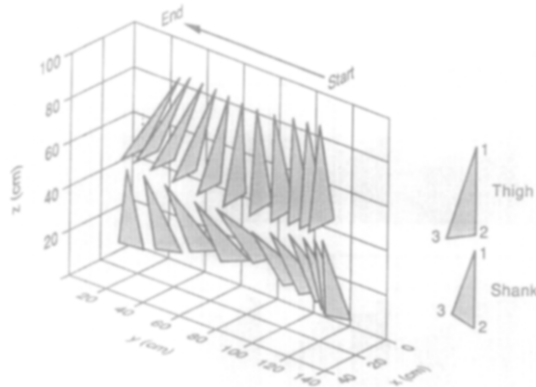


Fig. 2. Visualization of the simulated marker coordinates used in the numerical experiments. The data correspond to the unperturbed movement of the shank and thigh segments during the swing phase of gait. Markers on the thigh (top segment) correspond to (1) the greater trochanter, (2) the lateral femoral epicondyle, and (3) the medial femoral epicondyle, while markers on the shank (bottom segment) correspond to (1) the head of the fibula, (2) the lateral malleolus, and (3) the medial malleolus. The motion occurs from right to left at  $1/20$  s intervals.

Table 1. Summary of the four methods used to calculate rotation matrix and translation vector errors between each pair of successive images. Methods (a) and (b) are performed by fixing a reference frame directly to the perturbed marker coordinates, where marker definitions are given in Fig. 2, while methods (c) and (d) are performed by using least-squares minimizations

Method	Description
a	Rigid body calculation with first axis directed from marker 2 to marker 3
b	Rigid body calculation with first axis directed from marker 2 to marker 1
c	Least-squares calculation without solidification
d	Least-squares calculation with solidification

by direct application of rigid body theory, as described above for methods (a) and (b). However, in contrast to these methods, the choice of reference frame for a solidified triangle has no influence on the kinematic results. All four methods were validated by analyzing the unperturbed reference movement and verifying that the same rotation matrices and translation vectors were found in each case.

The ability of each method to recover the unperturbed kinematics was evaluated by calculating the magnitudes of the rotation matrix and translation vector errors. The errors (superscript e)  $R_k^e$  and  $t_k^e$  ( $k = s, t, \text{ and } r$ ) were computed from

$$\begin{aligned} R_k^e &= R_k^r - R_k^p, \\ t_k^e &= t_k^r - t_k^p, \end{aligned} \quad (5)$$

and their corresponding magnitudes from

$$\|R_k^e\| = \left( \sum_{i=1}^3 \sum_{j=1}^3 r_{ij}^2 \right)^{1/2},$$

$$\|t_k^e\| = \left( \sum_{i=1}^3 t_i^2 \right)^{1/2}, \quad (6)$$

where  $r_{ij}$  is the  $ij$ th element of  $R_k^e$  and  $t_i$  the  $i$ th element of  $t_k^e$ . For each method, local mean values of  $\|R_k^e\|$  and  $\|t_k^e\|$  ( $k = s, t, \text{ and } r$ ) were computed from the 10 motion steps of each perturbed movement. Global mean values were also computed by averaging the errors from all 100 motion steps (i.e. ten perturbed movements with 10 motion steps each).

## NUMERICAL RESULTS

Consider first the local mean errors for the absolute movement of the thigh (Fig. 3). Note that the absolute movement of the shank demonstrates similar results and will not be presented. Methods (c) and (d), both being least-squares approaches, yielded similar mean rotation matrix and translation vector errors which were normally the smallest.

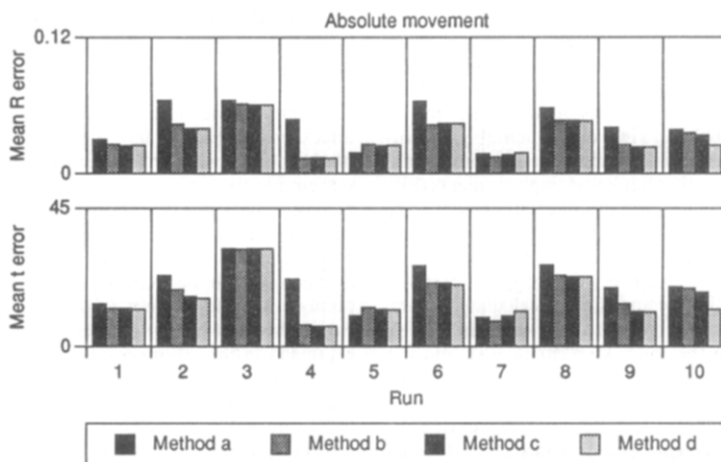


Fig. 3. Local mean rotation matrix  $R$  (top) and translation vector  $t$  (bottom) errors for the absolute movement of the thigh segment as calculated by methods (a)–(d) (see Table 1). Each bar represents the average of ten motion steps from one perturbed movement (i.e. run), where  $R$  errors (dimensionless) and  $t$  errors (millimeters) are calculated between each pair of successive images using equations (5) and (6).

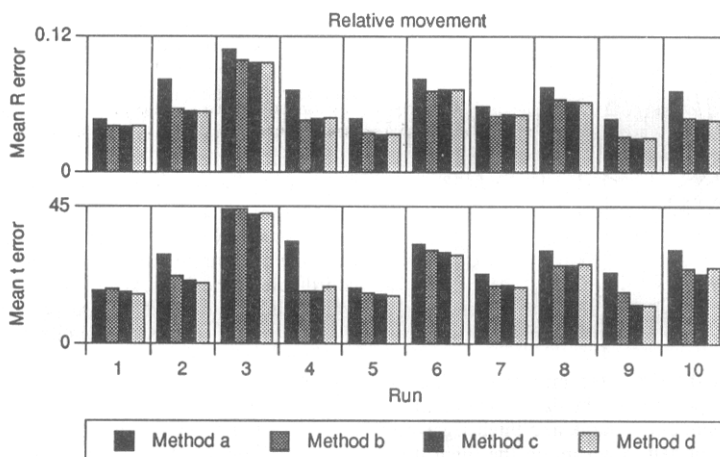


Fig. 4. Local mean rotation matrix  $R$  (top) and translation vector  $t$  (bottom) errors for the relative movement between the shank and thigh segments as calculated by methods (a)–(d) (see Table 1). Each bar represents the average of ten motion steps from one perturbed movement (i.e. run), where  $R$  errors (dimensionless) and  $t$  errors (millimeters) are calculated between each pair of successive images using equations (5) and (6).



Method (b) generally produced only slightly larger mean errors than did methods (c) and (d), while method (a), the other rigid body approach, always yielded worse mean errors with the exception of perturbed movements 5 and 7. Thus, as the distance between the two markers defining the first axis direction was increased, the errors obtained by fixing a reference frame directly to the perturbed marker coordinates were reduced (Cappozzo, 1984) and approached those of a least-squares method.

Consider next the local mean errors for the relative movement between the shank and thigh (Fig. 4). The two least-squares methods (c) and (d) again produced similar and generally the smallest mean rotation matrix and translation vector errors. Relative to these methods, method (b) produced comparable mean errors while method (a) always yielded larger mean errors, even for perturbed movements 5 and 7. For method (a) to produce better results than methods (c) and (d) for a relative movement, it would have to produce smaller mean errors for the two component absolute movements simultaneously, which is not likely based on Fig. 3. Thus, the use of a least-squares method seems especially warranted when calculating joint rather than segmental kinematics.

Finally, consider the global mean rotation matrix and translation vector errors for both the absolute movement of the thigh and relative movement between the shank and thigh (Fig. 5). At least two important observations can be made. First, global mean errors were always greater for the relative movement than for the absolute movement. However, they were only approximately  $\sqrt{2}$  rather than two times greater due to the equation used to compute mean errors (see equation (6)). Second, by switching from method (a) to one of the other methods, global mean errors were reduced by approximately the same percentage for the relative movements as for the absolute movement. The translation vector error showed a smaller percentage reduction

(20% compared to 25% for the rotation matrix) since it is a function of both the rotation matrix error and the distance from the center of the marker distribution to the origin of the laboratory-fixed reference frame (Söderkvist and Wedin, 1993).

## DISCUSSION

The preceding results reveal that the proposed solidification procedure works just as well as an existing least-squares method at reducing errors in kinematic calculations. If the actual triangle vertices are used in equation (3), the solidification results for each individual motion step will be essentially identical to the least-squares results obtained without solidification. Whether or not these methods are advantageous appears to depend on the maximum distance between two markers on the same segment, which influences the extent to which marker perturbations will affect the first and most critical axis direction (Cappozzo, 1984; Ramakrishnan and Kadaba, 1991). For method (b), the first axis direction was determined from markers separated by 35–40 cm, while for method (a), from markers separated by 12–13 cm. Thus, when the maximum distance between markers is small (e.g. < 13 cm), a least-squares method (i.e. (c) or (d)) seems to be warranted (Fig. 5). For larger maximum distances (e.g. between 13 and 35 cm), the crossover point is not clear, although the systematic use of a least-squares method is undoubtedly the safest approach.

Although the solidification procedure does not yield substantial numerical improvements compared to existing least-squares procedures, it still possesses several advantages. One is that it is conceptually simple, providing a geometric interpretation of existing numerical approaches. Specifically, the rotation matrix and translation vector found from a least-squares method without solidification (e.g. Söderkvist and Wedin, 1993; Spoor and Veldpaus, 1980; Veldpaus *et al.*, 1988) correspond to the movement of the best-fit mean rigid shape between the two positions. Another advantage is that solidification provides a straightforward way to identify erroneous or highly deformed images (i.e. those eliminated from the mean shape calculation) which could reduce the accuracy of kinematic calculations. Probably the biggest advantage of the solidification procedure is that it permits the unambiguous application of rigid body theory while maintaining the improved kinematic accuracy of a least-squares method. After solidifying all experimental images, no further least-squares minimizations are required to perform any kinematic calculation between any desired pair of images. For example, using Rodrigues' equation, screw axis parameters can be calculated directly from the solidified marker coordinates without intermediate calculation of  $R$  and  $t$  (Spoor and Veldpaus, 1980).

One disadvantage of the solidification procedure is that the mean shape calculation and fitting become more complex as the number of solidified markers is increased beyond three. Nonetheless, a solidified triangle is still the most common experimental situation, since it is often difficult to place more than three segmental markers over anatomical landmarks with little intervening soft tissue (e.g. the shank and thigh segments). Furthermore, solidified shapes of higher dimensions will not necessarily improve the error results. On the one hand, additional solidified markers far from the best-fit line to the existing three markers will tend to decrease errors (Söderkvist and Wedin, 1993; Veldpaus *et al.*, 1988). On the other hand, additional solidified markers located over large muscle mass may actually increase errors, since the solidification procedure only accounts for local triangle deformation (e.g. as caused by skin elasticity) and not global triangle displacement (e.g. as caused by muscle mass movement), and since the three markers which define the solid triangle shape are already those that show the least shape

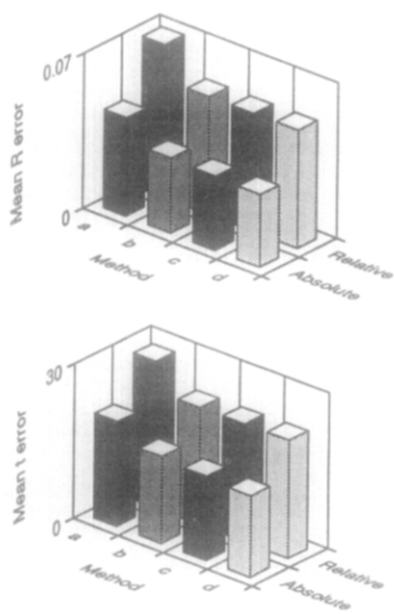


Fig. 5. Global mean rotation matrix  $R$  (top) and translation vector  $t$  (bottom) errors for the absolute movement of the thigh segment and relative movement between the shank and thigh segments as calculated by methods (a)–(d) (see Table 1). Each bar represents the average of all 100 motion steps, where  $R$  errors (dimensionless) and  $t$  errors (millimeters) are calculated between each pair of successive images using equations (5) and (6).

deformation. Further study is therefore required to determine the precise conditions under which additional solidified markers will provide further improvements of kinematic results.

**Acknowledgements**—The authors wish to thank Motion Analysis Corporation of Santa Rosa, CA, for their assistance with this study.

#### REFERENCES

- Andriacchi, T. P. (1987) Clinical applications of the SEL-SPOT system. *Proc. Biomechanics Symp. ASME* **84**, 339–342.
- Boccardi, S., Pedotti, A., Rodano, R., and Santambrogio, G. C. (1981) Evaluation of muscular moments at the lower limb joints by an on-line processing of kinematic data and ground reaction. *J. Biomechanics* **14**, 35–45.
- Cappozzo, A. (1984) Gait analysis methodology. *Hum. movt Sci.* **3**, 27–50.
- Cappozzo, A., Catani, F. and Leardini, A. (1993) Skin movement artifacts in human movement photogrammetry. In *Proceedings of the XIVth Congress of the Int. Soc. of Biomechanics* (Edited by Bouisset, S., Métral, A. and Monod, H.), Vol. I, pp. 238–239. Paris, France.
- Chèze, L. (1993) Contribution à l'étude cinématique et dynamique in vivo de structures osseuses humaines par l'exploitation de données externes. Thèse de Doctorat n° 8993, Université Claude Bernard Lyon I, France.
- Dimnet, J. (1978) Contribution à l'étude biomécanique des articulations par l'utilisation des procédés radiographiques. Thèse d'Etat n° 7823, Université Claude Bernard Lyon I, France.
- Kadaba, M. P., Ramakrishnan, H. K. and Wotten, M. E. (1990) Measurement of lower extremity kinematics during level walking. *J. orthop. Res.* **8**, 383–392.
- Kinzel, G. L., Hall, A. S. and Hillberry, B. M. (1972) Measurement of the total motion between two body segments—I. Analytical development. *J. Biomechanics* **5**, 93–105.
- Ramakrishnan, H. K. and Kadaba, M. P. (1991) On the estimation of joint kinematics during gait. *J. Biomechanics* **24**, 969–977.
- Söderkvist, I. and Wedin, P. (1993) Determining the movements of the skeleton using well-configured markers. *J. Biomechanics* **26**, 1473–1477.
- Spoor, C. W. and Veldpaus, F. E. (1980) Rigid body motion calculated from spatial coordinates of markers. *J. Biomechanics* **13**, 391–393.
- Stokes, V. P., Andersson, C. and Forssberg, H. (1989) Rotational and translational movement features of the pelvis and thorax during adult human locomotion. *J. Biomechanics* **22**, 43–50.
- Veldpaus, F. E., Woltring, H. J. and Dortmans, L. J. M. G. (1988) A least-squares algorithm for the equiform transformation from spatial marker co-ordinates. *J. Biomechanics* **21**, 45–54.
- Woltring, H. J. (1991) Representation and calculation of 3-D joint movement. *Hum. movt Sci.* **10**, 603–616.



ELSEVIER

Human Movement Science 17 (1998) 1–15

HUMAN  
MOVEMENT  
SCIENCE

## Determination of joint functional axes from noisy marker data using the finite helical axis

L. Chèze \*, B.J. Fregly, J. Dimnet

*Laboratoire de Biomécanique du Mouvement, Bât 721, Université Claude Bernard Lyon I, 43 Bd du 11 novembre 1918, 69622 Villeurbanne Cedex, France*

Received 15 January 1997; received in revised form 17 March 1997; accepted 7 April 1997

---

### Abstract

When video-based motion analysis systems are used to measure segmental kinematics, the finite helical displacement computed between two adjacent body segments in two successive positions  $i$ ,  $i + 1$  is often used to approximate the instantaneous joint movement. The measured trajectories of the external markers glued on the skin are very perturbed compared to the real displacement of the bony structure, and the inaccuracy in the measurement leads to stochastic errors in the position and direction of the finite helical axis of motion (FHA). As the errors associated with the FHA estimates are inversely proportional to the rotation magnitude (Woltring, H.J., Huiskes, R., de Lange, A., 1983. Measurement error influence on helical axis accuracy in the description of 3D finite joint movement in biomechanics. In: Woo, S.L., Mates, R.E. (Eds.), Biomechanics symposium AMD 56 (FED 1), New York ASME, pp. 19–22), it is illusive to expect to assess the helical displacement between two neighbouring positions, and so to describe the joint evolution using FHA theory in such a context.

A quantification of the errors on the FHA parameters computed between two successive positions  $i$ ,  $i + 1$  is proposed in this paper, using a numerical simulation of the knee joint evolution during gait. This case has been chosen because previous studies (Cappozzo, A., Catani, F., Leardini, A., 1993. Skin movement artifacts in human movement photogrammetry. Proceedings of the 14th Congress of the International Society of Biomechanics. Paris, France,

---

\* Corresponding author. Tel.: (33) 4 72 44 80 98; fax: (33) 4 72 44 80 54; e-mail: cheze@europe.univ-lyon1.fr.

pp. 238–239) have experimentally described skin and soft tissues perturbations. The results obtained from this simulation lead to two conclusions: first, they confirm the relative FHA cannot be used to represent accurately the joint kinematics during a given movement; and second, they allow a prediction of the minimum joint displacement required in order to have a reliable determination of the helical axis.

The aim of this paper is not to present a new calculation method for the FHA, but to propose an alternative use of the FHA. It is generally assumed to describe a joint displacement using a sequence of rotations about three successive axes. In this case, the difficulty for clinical applications is to correctly locate these axes, in order that they coincide with the functional axes of the considered joint. If the FHA theory is used to determine the location and orientation of these functional axes from corresponding pure movement recording, then the results can be very accurate provided that the measured displacement between the two finite positions  $i$  and  $j$  be sufficient with respect to the perturbing noise. One consequence of this remark is that the rotation axis of the considered joint may remain stable in the range of motion between these positions.

An example of this alternative use of the FHA is displayed in this paper which concerns the determination of the flexion/extension axis of the elbow joint. The elbow joint has been chosen for two reasons: first, it deals with a stable joint rotation axis and second, experimental data were available on a fleshless upper-limb on which the flexion/extension axis of the elbow was marked by an anatomy specialist. © 1998 Elsevier Science B.V.

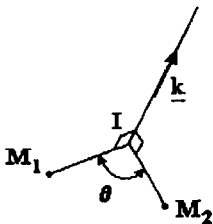
*PsycINFO classification:* 4041

*Keywords:* Biomechanics; Finite helical axis; Joint model; 3D kinematics; Elbow flexion axis

## 1. Introduction

In a mechanical context, the finite displacement of a rigid body between two positions can be modelled using the finite helical axis (FHA) theory. It corresponds to a rotation of magnitude  $\theta$  plus a translation of magnitude about the same axis, where position in space is defined by one point  $I$  and of which orientation is given by a unit vector  $\mathbf{k}$ .

In the case of a finite rotation without translation ( $t=0$ ), the position  $M_2$  of any point fixed to the rigid body after rotation is deduced from its initial position  $M_1$  by the following relationship written by Rodrigues, 1840 as



$$M_1 M_2 = 2 \mathbf{k} \tan(\theta/2) \times \left( \frac{IM_1 + IM_2}{2} \right). \quad (1)$$

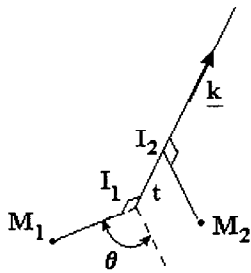
This relationship has been developed by Dimnet and Guingand (1984) to express the desired position  $M_2$  as a function of known quantities

$$M_1 M_2 = \sin \theta (\mathbf{k} \times IM_1) - (1 - \cos \theta) IM_1,$$

or in a different way

$$IM_2 = \sin \theta (\mathbf{k} \times IM_1) + \cos \theta IM_1.$$

In the case of an helical displacement ( $t \neq 0$ ), the Rodrigues formula becomes



$$M_1 M_2 = 2 \mathbf{k} \tan(\theta/2) \times \left( \frac{I_1 M_1 + I_2 M_2}{2} \right) + I_1 I_2. \quad (2)$$

From a biomechanical point of view, the problem to be solved is inverse. The successive positions in space of at least three points fixed on each body segment are measured, and the objective is to obtain the characteristics of the joint displacements, i.e. the relative displacements between two adjacent bones.

The main problem is that the measurements often correspond to the spatial positions of external markers glued on the skin computed using a video-based motion analysis system. Actually, these marker trajectories are noisy compared to the real displacements of the underlying bony landmarks. Several researchers (Andriacchi, 1987; Angeloni et al., 1992; Lafortune et al., 1992) have shown that these perturbations are significant (e.g., relative displacements of about 2 cm between external markers fixed on the thigh segment and corresponding landmarks on the femur).

Different solutions are proposed to reduce the effect of these measurement errors. For example, Veldpaus et al. (1988) and Sodérkvist and Wedin (1993) determine the kinematics of the body segments from noisy marker trajectories by using least-square techniques. Chèze et al. (1995) perform a “solidification” of the body segments, which consists in substituting trajectories consis-

tent with the rigid state assumed for the bones to the measured trajectories of the external markers. These kinds of methods allow the correction of the relative displacements between markers belonging to the same body segment, i.e. the non-rigidity of the segment due to the skin elasticity. Nevertheless, they are unable to correct the global displacements of the set of external markers with respect to the underlying bone, due to muscular and adipose tissues.

As a common rule, when one disposes of a sampled recording of the movement, the finite helical displacement computed between two successive positions  $i$ ,  $i + 1$  is used to approximate the instantaneous helical axis (IHA) parameters. Actually, the IHA determination requires a good estimate of both the positions and velocities of the measured points, which are quite difficult to obtain. Nevertheless, if one uses noisy experimental data, the inaccuracy in the measurement leads to stochastic errors in the position and direction of the FHA. The error propagation formulas described by Woltring et al. (1983) and Spoor (1984) have pointed out that these errors are inversely proportional to the rotation magnitude, and this rotation magnitude is generally small between two successive positions  $i$  and  $i + 1$ . In consequence, it becomes illusive to expect to obtain the characteristics of the helical displacement between two neighbouring positions.

A numerical simulation is proposed on the knee joint to quantify these errors within typical experimental conditions. It is shown that the determination of the FHA parameters is accurate enough, provided that the measured displacement be sufficient with respect to the perturbing noise. Curves are drawn as a function of the joint rotation amplitude in order to anticipate the accuracy obtained on each FHA parameter for a given data perturbation. From these results, an alternative use of the FHA concept is proposed. It consists in computing the FHA characteristics between two sufficiently separate positions of the joint performing a pure movement, in order to assess the corresponding functional axis. The interest of the FHA computation for a functional axis determination is illustrated using a clinical experiment on the flexion/extension axis of the elbow joint.

## 2. Method

### 2.1. Computation of the FHA characteristics

One of the methods often used to determine the characteristics of the helical displacement of a solid from the measurement of the successive positions

of  $n$  points ( $n \geq 3$ ) is that described by Spoor and Veldpaus (1980) and Veldpaus et al. (1988). It consists of determining the rotation matrix  $\mathbf{R}$  and the translation vector  $\mathbf{t}$  characterizing the relative finite displacement from noisy data using a least-square technique. Let  $X_i$  and  $Y_i$  be the coordinates, in the reference frame of the upper segment (supposed fixed in the relative displacement), of a given point  $M_i$  belonging to the lower segment in two distinct positions of the solid; the matter is to solve the following equation

$$\min \sum_{i=1}^n \|\mathbf{R}X_i + \mathbf{t} - Y_i\|^2.$$

Sodérkvist and Wedin (1993) propose to solve this equation by using an algorithm of Singular Value Decomposition (SVD) which improves the solution's stability.

From the matrix  $\mathbf{R}$  and the vector  $\mathbf{t}$ , one can obtain easily the characteristics of the equivalent helical displacement. Actually, the relative rotation operator  $\mathbf{R}$  can be written as follows:

$$\mathbf{R} = \begin{bmatrix} k_x^2 v\theta + c\theta & k_y k_x v\theta - k_z s\theta & k_z k_x v\theta + k_y s\theta \\ k_x k_y v\theta + k_z s\theta & k_y^2 v\theta + c\theta & k_z k_y v\theta - k_x s\theta \\ k_x k_z v\theta - k_y s\theta & k_y k_z v\theta + k_x s\theta & k_z^2 v\theta + c\theta \end{bmatrix} = [\alpha_{ij}],$$

where  $s\theta = \sin(\theta)$ ,  $c\theta = \cos(\theta)$  and  $v\theta = 1 - \cos(\theta)$ .

From the coefficients of this operator, the rotation magnitude can be derived as follows

$$\theta = \cos^{-1} \left( \frac{\alpha_{11} + \alpha_{22} + \alpha_{33} - 1}{2} \right).$$

The direction of the FHA, i.e. the components of a unit vector in the upper segment reference frame (supposed fixed), are given by the relations

$$\mathbf{k} = \begin{bmatrix} \frac{\alpha_{32} - \alpha_{23}}{2 \sin(\theta)} \\ \frac{\alpha_{13} - \alpha_{31}}{2 \sin(\theta)} \\ \frac{\alpha_{21} - \alpha_{12}}{2 \sin(\theta)} \end{bmatrix}.$$

The translation's magnitude is obtained through the scalar product:  $t = \mathbf{t} \cdot \mathbf{k}$ . The position in space of the FHA, i.e. the coordinates of one point  $I_1$  belonging to the axis, is obtained using the Rodrigues formula Eq. (2) which can also be written as

$$I_1 M_1 = -\frac{1}{2} M_1 M_2 + \frac{1}{2} t \mathbf{k} - \frac{1}{2 \tan(\theta/2)} (\mathbf{k} \times M_1 M_2).$$

The question is to know under what conditions this kind of method, currently used to describe the joint displacement between two measured positions, gives accurate enough results. To answer this question, it is advisable to use a numerical simulation, best reproducing the trajectories of external markers glued on the skin, in order to quantify the error due to the noise on the bone displacements determination.

## 2.2. Numerical simulation

The quantification of the errors on the FHA parameters is proposed on a numerical simulation of the knee joint evolution during gait, because measurements of the data perturbations are available in the literature (Cappozzo et al., 1993).

To obtain realistic marker displacements, the reference movement is built using experimental trajectories. These trajectories are those of three markers glued on the thigh and of three markers on the shank, measured using a video-based motion analysis system (Motion Analysis Corp., Santa Rosa – CA) during a gait cycle. The subject (a 25 year old male) was walking at a natural speed (about 4.5 km/h) and the movement was recorded at a frequency of 60 Hz. From the spatial positions of the three markers fixed on each segment, the method previously described gives the characteristics of the helical displacement corresponding to the relative movement between the thigh and the shank (or knee joint movement). These characteristics are: the components of the unit vector  $\mathbf{k}$  of the axis, the coordinates of one point  $I$  belonging to the FHA and the rotation  $\theta$  and translation  $t$  magnitudes. These parameters are then filtered to obtain a reference movement smoothly repetitive. This filtering is realized using a low-pass Butterworth filter, of which cut-off frequency is chosen equal to 3 Hz in order to eliminate the rough variations due to measurement noises. The successive positions of the shank with respect to the thigh are then recomputed to provide a non-perturbed 3D “reference” movement of the knee joint. For this, the relative rotation operator  $\mathbf{R}$  and the translation vector  $\mathbf{t}$  are calculated for each position  $i$  from the filtered helical movement characteristics. Then, these kinematics are applied to an unperturbed triangle representing the marker configuration on the shank, the positions of the thigh remaining unchanged. The thigh segment is rigidified by applying the “solidification” procedure on the marker trajectories (Chèze et al., 1995). In this way, the reference trajectories correspond to a



regular and quite realistic knee displacement, whose characteristics are exactly known.

To these reference trajectories, random noise representing the measurement errors due to perturbing displacements of external markers with respect to the corresponding bony landmarks are added. Since Cappozzo et al. (1993) found that skin-fixed markers move in a continuous rather than random fashion relative to their underlying anatomical landmarks, a continuous noise model of the form  $A \sin(\omega t + \phi)$  is chosen where  $A$  is the amplitude of the noise,  $\omega$  the frequency,  $t$  the simulated time and  $\phi$  the phase angle. The parameters  $A$ ,  $\omega$  and  $\phi$  are random numbers scaled to represent the motion artifacts anticipated during gait. The choice of a continuous perturbation is open to criticism for gait, where heel contacts induce impacts. Nevertheless, it is appropriate for movements undertaken to determine functional axes. Actually, in such a context, pure movements about each functional axis are performed slowly and regularly.

Since skin and soft tissue perturbations as large as 2 cm have been observed experimentally (Andriacchi, 1987; Cappozzo et al., 1993), each amplitude  $A$  is scaled to be between 0 and 1 cm (i.e. a 2 cm range). Similarly, since such perturbations, typically contain the same frequencies as those of the movement (Mann and Antonsson, 1983), each frequency  $\omega$  is scaled to be between 0 and 25 rad s<sup>-1</sup> (to cover the gait movement frequencies). Finally, to allow any phase relationship between the various perturbing sine functions, each phase angle  $\phi$  is scaled to be between 0 and  $2\pi$  rad (see Chèze et al., 1995).

Then the relative FHA characteristics are calculated from these perturbed marker trajectories, using the previously described method, first between successive positions  $i$ ,  $i + 1$  and second between any positions  $i$  and  $j$ . The errors measured on the FHA parameters are assumed representative of results obtained from experimental trajectories of markers glued on the skin.

### 3. Results

#### 3.1. Quantification of the error on FHA parameters using a numerical simulation

Let us first show the stochastic parameters obtained when the FHA is computed as usual between two successive positions  $i$ ,  $i + 1$ . Fig. 1(a) and (b) dis-

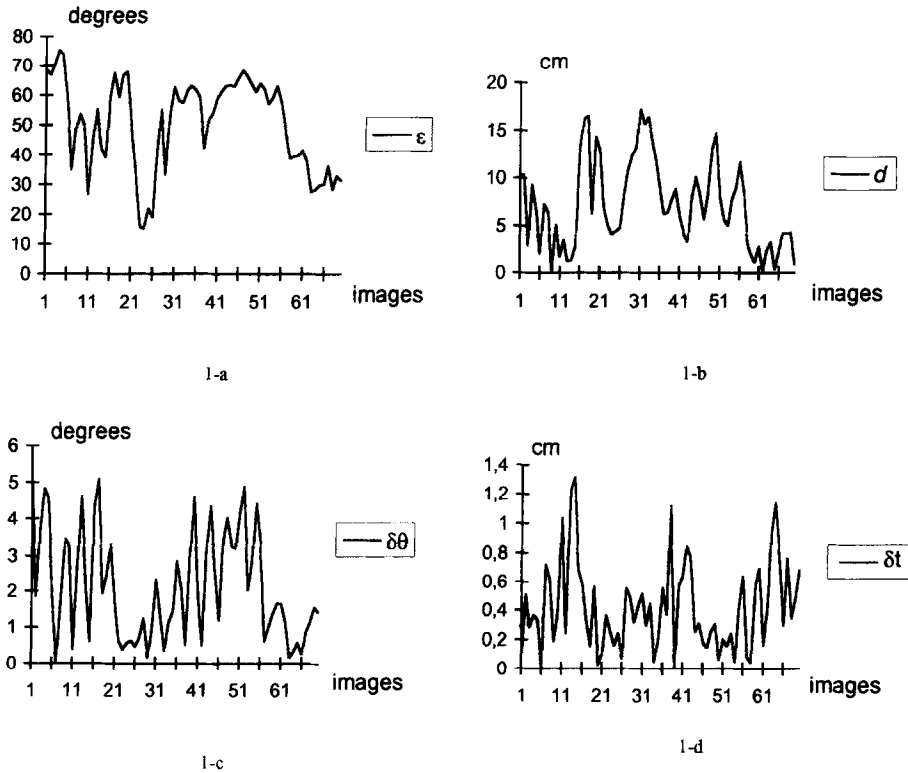


Fig. 1. Errors in the FHA characteristics, as a function of image numbers (sampling frequency: 60 Hz), corresponding to a simulation of experimental data obtained using external markers glued on the skin (maximum amplitude of noise = 2 cm). (a) Angle  $\varepsilon$  between the reference movement FHA and the FHA computed using noisy data. (b) Linear distance  $d$  between these two FHAs. (c) Error  $\delta\theta$  in the rotation magnitude. (d) Error  $\delta t$  in the translation magnitude.

play respectively the angular error  $\varepsilon$  in the direction, and the linear distance  $d$  between the reference movement's axis and the axis computed from the noisy data.

Let  $\mathbf{k}_r$  and  $\mathbf{k}_p$  be the unit vectors of the FHA computed from the unperturbed data and from the perturbed trajectories for each position  $i$ , respectively. The angular error is computed by the relation:  $\varepsilon = \cos^{-1}(\mathbf{k}_r \cdot \mathbf{k}_p)$ . If  $I_r$  and  $I_p$  are the points belonging to the reference and the perturbed FHA respectively, and  $\mathbf{n}$  a unit vector perpendicular to both vectors  $\mathbf{k}_r$  and  $\mathbf{k}_p$  obtained by  $\mathbf{n} = \mathbf{k}_r \times \mathbf{k}_p$ , the linear distance  $d$  is obtained by the relation:  $d = |I_r I_p \cdot \mathbf{n}|$ .

Fig. 1(c) and (d) show the errors on the rotation magnitude  $\delta\theta$  and translation magnitude  $\delta t$ , calculated by the absolute values of the differences:  $|\theta_r - \theta_p|$  (respectively:  $|t_r - t_p|$ ).

The main errors deal with the direction and position of the axis: the angular error  $\varepsilon$  varies from  $15^\circ$  to  $75^\circ$  with a mean value of about  $50^\circ$ . The axis position is not well assessed either, as the maximum distance  $d$  between the reference and the calculated axis is quite important (17 cm) and the mean value is about 7 cm. The errors on the movement variables  $\delta\theta$  and  $\delta t$  are smaller, the maximum values are  $5^\circ$  for the rotation and 1.3 cm for the translation respectively.

These results show clearly that the location and direction of the FHA are not well assessed when the perturbations are of the same magnitude as the measured displacement. The idea is to define a mean helical axis between

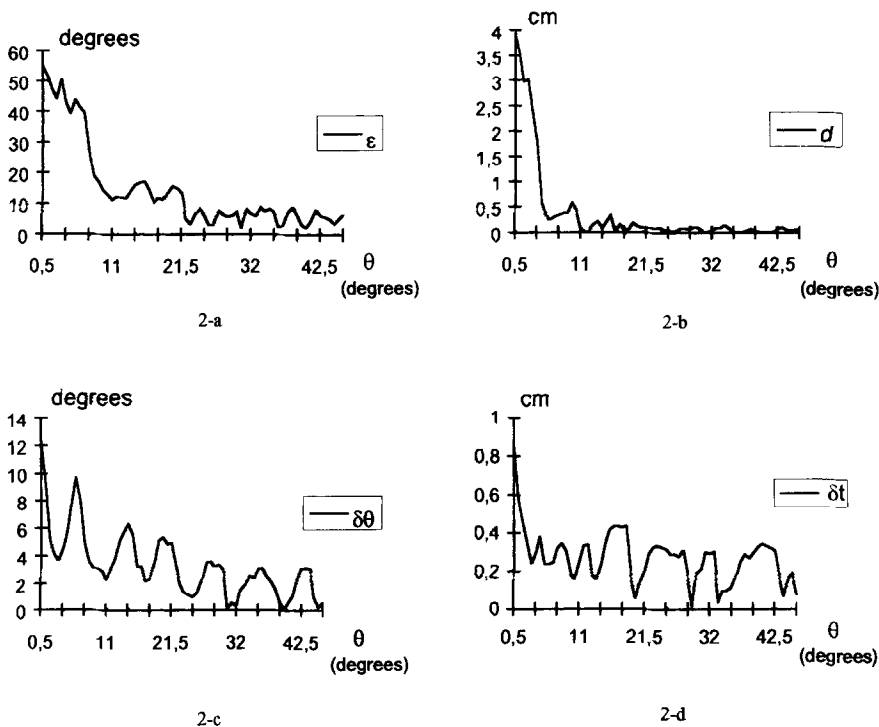


Fig. 2. Errors in the FHA characteristics, as a function of the rotation magnitude  $\theta$ , corresponding to the same simulation (maximum amplitude of noise = 2 cm). (a) Angle  $\varepsilon$  between the reference movement FHA and the FHA computed using noisy data; (b) Linear distance  $d$  between these two FHAs; (c) Error  $\delta\theta$  in the rotation magnitude; (d) Error  $\delta t$  in the translation magnitude.

two sufficiently distinct positions  $i$  and  $j$ . Fig. 2 displays the variation of the perturbations' effect on the different FHA parameters as a function of the rotation magnitude  $\theta$  between the images  $i$  and  $j$ . As expected from the propagation formulas described by Woltring et al. (1983) and Spoor (1984), we can notice a significant decrease in the error on the axis direction (angle  $\varepsilon$ ) and on the axis position (distance  $d$ ) when the amplitude of the measured displacement between the two considered positions is increased. We can consider that the direction is obtained with a good accuracy ( $\varepsilon \leq 10^\circ$ ) when the variation between the two positions is above  $22^\circ$  (Fig. 2(a)). The error on the position in space also decreases rapidly with the rotation  $\theta$  and becomes quite small ( $d \leq 0.5$  cm) as soon as the rotation magnitude is more than  $10^\circ$  (Fig. 2(b)). As far as the magnitudes  $\theta$  and  $t$  are concerned, the improvement of the results for a movement of great magnitude is less obvious. The error on the rotation magnitude  $\delta\theta$  is about  $4^\circ$  for a variation greater than  $22^\circ$  (Fig. 2(c)). The error on the translation magnitude  $\delta t$  does not depend significantly on  $\theta$ , except for very small values, but remains below 0.5 cm as soon as the rotation  $\theta$  is more than about  $2^\circ$  (Fig. 2(d)).

These results correspond to experimental conditions for which the measured positions are those of external markers glued on the skin over the corresponding bony landmarks, i.e. to measurement errors of about 2 cm maximum. A second range of trials has been tested, choosing a maximum error amplitude of 0.5 cm (i.e. an amplitude  $A$  for the noise model scaled to be between 0 and 0.25 cm). This case corresponds to another kind of experimental data, where the anatomical points are directly digitalized on radiographs. Under these new conditions, we obtain similar variations of the errors on the various parameters, but the error magnitudes are definitely smaller (Fig. 3).

### 3.2. Determination of the functional joint axis from experimental data

From the previous results, the position and orientation of the FHA is well defined only if the relative displacement between the two considered positions  $i$  and  $j$  is sufficient with respect to the measurement noise (Figs. 2 and 3). So, this concept of finite helical axes does not allow a reliable description of the variation of the joint displacement from external markers glued on the skin. Actually, to follow the joint movement, two successive positions  $i$  and  $i + 1$  have to be considered, and then the real displacement and the measurement noise are of about the same magnitudes. On the other hand, the FHA can be obtained with a good accuracy when it is computed between two sufficiently distinct positions  $i$  and  $j$ . As a consequence, it can be considered as a

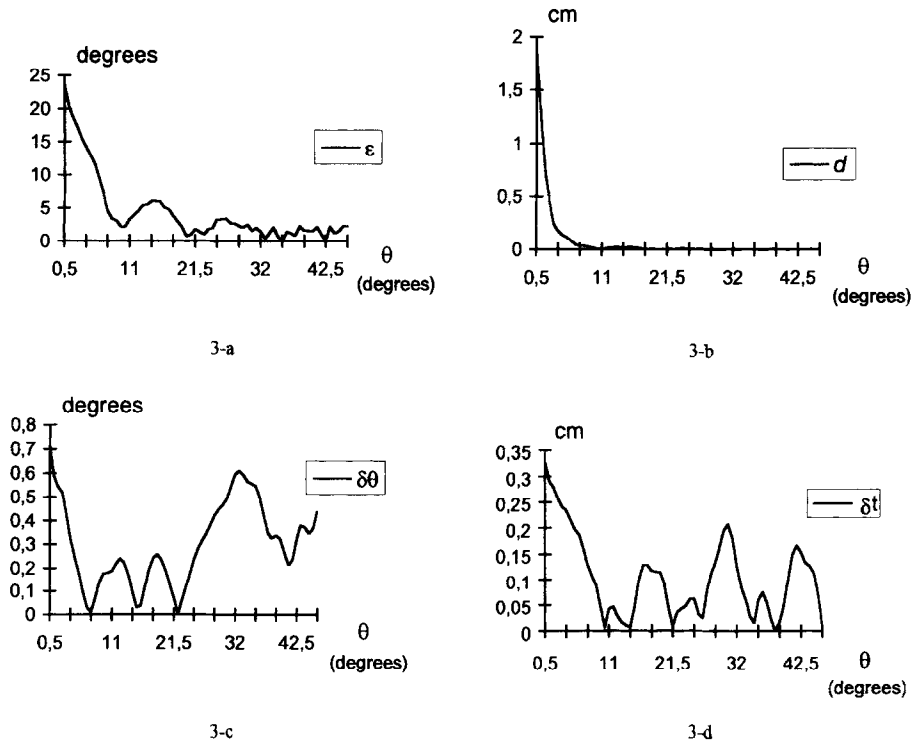


Fig. 3. Errors in the FHA characteristics, as a function of the rotation magnitude  $\theta$ , corresponding to a simulation of experimental data obtained digitalizing anatomical landmarks on radiographs (maximum amplitude of noise = 0.5 cm). (a) Angle  $\varepsilon$  between the reference movement FHA and the FHA computed using noisy data; (b) Linear distance  $d$  between these two FHAs; (c) Error  $\delta\theta$  in the rotation magnitude; (d) Error  $\delta t$  in the translation magnitude.

realistic model of the functional axis of the joint, assuming that this functional axis is not varying too much in the range of movement between the two considered positions (i.e. the functional axis variation remains in the scale of calculation error).

In order to illustrate the interest of this model in a clinical context, we have chosen to show the improvement obtained in the determination of the flexion/extension axis of the elbow joint when distinct positions ( $i$  and  $j$ ) are considered instead of successive positions ( $i$  and  $i + 1$ ). To quantify the errors, the experiment has been realized on a fleshless upper-limb where the flexion/extension axis was marked by a stick crossing the elbow joint. This stick has been fixed by an anatomist and its position was defined by two reflective markers which was assumed to represent the reference functional axis. The

humerus was fixed in the laboratory frame, and its position was located by four reflective markers. The radius and ulna were fastened together and this rigid body was also located by three markers. The forearm was moved in order to realize a flexion of the elbow joint to about  $90^\circ$  (see Fig. 4). The 3D trajectories of the reflective markers fixed on the humerus and the radius–ulna segments are recorded using a Motion Analysis system. From these trajectories, the relative displacement of the radius–ulna with respect to the humerus is calculated.

Fig. 5(a) and (b) display the errors on the direction (angle  $\varepsilon$ ) and position (distance  $d$ ) when the corresponding FHA is computed between two successive positions  $i$  and  $i + 1$ . Fig. 5(c) and (d) display the same errors when an amplitude of  $45^\circ$  is imposed between the two considered positions  $i$  and  $j$ . The curves show a real improvement in the accuracy in the second case (distinct positions); the maximum angular error is reduced from  $25^\circ$  to  $3^\circ$ , and the maximum linear error is reduced from about 4 cm to less than 1 cm. It has to be emphasized that the experimental conditions were dealing with an am-

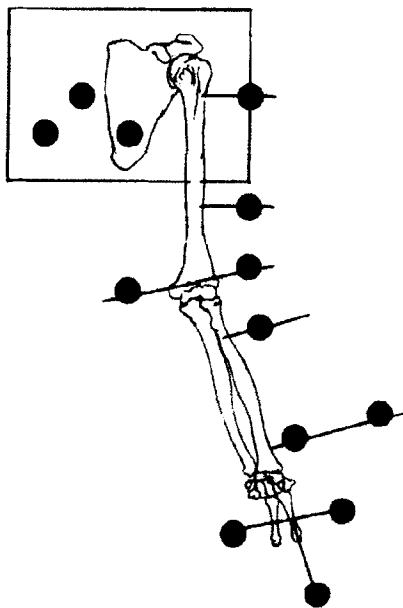


Fig. 4. Sketch representing the experimentation on the fleshless upper-limb. The scapula and the humerus are rigidly fastened on the base. The radius and the ulna are fastened together and each body segment (scapula, humerus, radius and hand) is located by at least three reflective markers mounted on sticks directly screwed in bones. The functional flexion/extension axis of the elbow is materialized by a stick located by two reflective markers.

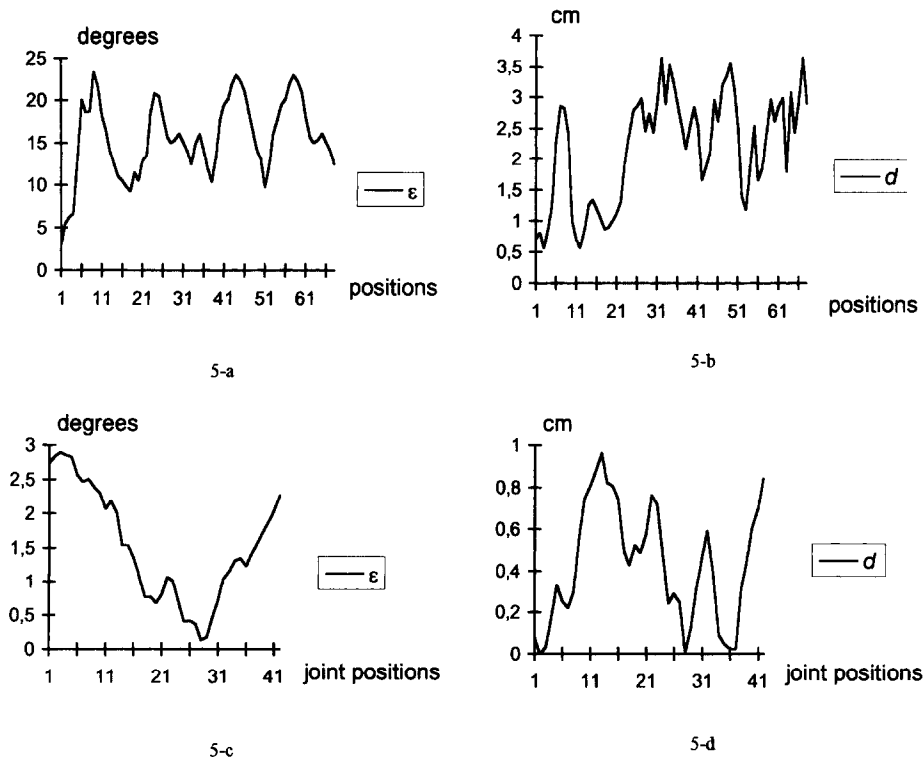


Fig. 5. Errors in the FHA characteristics corresponding to the experiment on the fleshless upper-limb: flexion of the elbow joint. (a) and (b) correspond to the calculation between successive position  $i, i + 1$ . (c) and (d) correspond to the calculation between distinct positions  $i$  and  $j$ . (a) Angle  $\epsilon$  between the axis defined by the markers fixed on the humerus and the FHA computed between two successive positions  $i, i + 1$ ; (b) Linear distance  $d$  between these two axes; (c) Angle  $\epsilon$  between the axis defined by the markers fixed on the humerus and the FHA computed using a minimum of  $45^\circ$  of rotation between two considered positions; (d) Linear distance  $d$  between these two axes.

plitude of measurement error less than 1 cm, as the reflective markers were fixed directly on the bones so that the major source of error (i.e. the perturbations due to the muscular and adipose tissues displacements with respect to the skeleton) was avoided.

#### 4. Conclusion

The finite helical displacement computed between two adjacent body segments in two successive positions is often used to approximate the instantana-

neous joint movement. A quantification of the errors on each FHA parameter has been realized on a numerical simulation of the knee joint evolution during gait. This case has been chosen because experimental measurements of the distances between skin-markers and corresponding anatomical landmarks were available.

The results obtained on this numerical simulation have pointed out that the determination of the finite helical axis characterizing the finite displacement of anatomical joints from noisy measurements is accurate only if the variation between the two considered positions is sufficient with respect to the perturbations. For example, in the case of an experiment using a video-based motion analysis system (maximum measurement error = 2 cm), the characterization of a displacement smaller than about 20° to 25° of rotation is not reasonable. Because of this limit, the FHA is not a good way to describe the variation of a joint displacement during a given movement.

It is much better, to obtain fair results, to model the joint kinematics by a sequence of rotations about three successive axes (Chao, 1980; Grood and Suntay, 1983). Nevertheless, this last description has an interest in a clinical context only if the chosen axes are consistent with the functional axes of the joint under study. These functional axes are very difficult to determine correctly, as Pennock and Clark (1990) and Ramakrishnan and Kadaba (1991) have shown, but they are the basis for a reliable clinical analysis of the movement. The approach proposed here, i.e. calculating a mean FHA between sufficiently distinct positions, is a good way to define the joint functional axis, provided this axis can be assumed steady between these two joint positions. The experimental results obtained on the fleshless upper-limb indicate that the FHA well represents the functional flexion/extension axis of the elbow joint, if the calculations are realized between enough distinct positions.

As a conclusion, the calculation of the finite helical axis between two sufficiently distinct positions is undoubtedly useful to determine accurately the joint functional axes from a recording of corresponding pure movements (i.e., flexion/extension, internal/external rotation) for each joint under study. The curves displayed in this paper allow the choice of the appropriate rotation increment between the two selected joint positions in order to obtain reliable results for data corresponding either to skin-fixed marker trajectories, or to anatomical landmarks digitalized on radiographs.



## References

- Andriacchi, T.P., 1987. Clinical applications of the SELSPOT system. *Biomechanics Symposium ASME* 84, pp. 339–342.
- Angeloni, C., Cappozzo, A., Catani, F., Leardini, A., 1992. Quantification of relative displacement between bones and skin and plate-mounted markers. *Proceedings of the Eighth Meeting of the European Society of Biomechanics*. Rome, Italy.
- Cappozzo A., Catani F., Leardini, A., 1993. Skin movement artifacts in human movement photogrammetry. *Proceedings of the 14th Congress of the International Society of Biomechanics*. Paris, France, pp. 238–239.
- Chao, E.Y., 1980. Justification of triaxial goniometer for the measurement of human body movements. *J. Biomechanics* 13, 989–1006.
- Chèze, L., Fregly, B.J., Dimnet, J., 1995. A solidification procedure to facilitate kinematic analyses based on video system data. *J. Biomechanics* 28, 879–884.
- Dimnet, J., Guingand, M., 1984. The finite displacement vector's method: An application to the scoliotic spine. *J. Biomechanics* 17, 397–408.
- Grood, E.S., Suntay, W.J., 1983. A joint coordinate system for the clinical description of 3D motions: Applications to the knee. *J. Biomechanical Engrg.* 105, 136–144.
- Lafortune, M.P., Cavanagh, P.R., Sommer, H.J., Kalenak, A., 1992. Three-dimensional kinematics of the human knee during walking. *J. Biomechanics* 25, 347–357.
- Pennock, G.R., Clark, K.J., 1990. An anatomy-based coordinate system for the description of the kinematic displacements in the human knee. *J. Biomechanics* 23, 1209–1218.
- Mann, R.W., Antonsson, E.K., 1983. Gait analysis: Precise, rapid, automatic 3D position and orientation kinematics and dynamics. *Bull. Hosp. Joint Diseases*. Orthopaedic Institute XLIII (2), 137–146.
- Ramakrishnan, H.K., Kadaba, M.P., 1991. On the estimation of joint kinematics during gait. *J. Biomechanics* 24, 969–977.
- Rodrigues, O., 1840. Des lois géométriques qui régissent les déplacements d'un système solide dans l'espace, et de la variation des coordonnées provenant de ces déplacements considérés indépendamment des causes qui peuvent les produire. *J. de Mathématiques Pures et Appliquées* 5, 380–440.
- Sodérkvist, I., Wedin, P., 1993. Determining the movements of the skeleton using well-configured markers. *J. Biomechanics* 13, 1473–1477.
- Spoor, C.W., Veldpaus, F.E., 1980. Rigid body motion calculated from spatial coordinates markers. *J. Biomechanics* 13, 391–393.
- Spoor, C.W., 1984. Explanation, verification and application of helical axis error propagation formulas. *Human Movement Science* 3, 95–117.
- Veldpaus, F.E., Woltring, H.J., Dortmans, L.J.M.G., 1988. A least-squares algorithm for the equiform transformation from spatial marker coordinates. *J. Biomechanics* 21, 45–54.
- Woltring, H.J., Huskies, R., de Lange, A., 1983. Measurement error influence on helical axis accuracy in the description of 3D finite joint movement in biomechanics. In: Woo, S.L., Mates, R.E. (Eds.), *Biomechanics symposium AMD 56 (FED 1)*, New York ASME, pp. 19–22.



ELSEVIER

Human Movement Science 15 (1996) 477–496

HUMAN  
MOVEMENT  
SCIENCE

## Biomechanics of the upper limb using robotic techniques

L. Chèze, C. Gutierrez<sup>\*</sup>, R. San Marcelino, J. Dimnet

*Laboratory of Motion Biomechanics, University of Lyon I, Bâtiment 721, 43 Bd du 11 novembre 1918, 69622 Villeurbanne Cedex, France*

---

### Abstract

Motion biomechanics in living subjects is very often obtained from data provided by optoelectronic systems. They describe 3-dimensional trajectories of either emitting or reflective markers fixed upon subject body segments. Is it possible to use these trajectories to define the 3-dimensional kinematics of articular groups while carrying out a task? In this paper, the methodology to determine the movements of the internal structure of an upper limb from external marker trajectories is described. Each body segment (trunk, arm, forearm, hand) is labeled by reflective markers. The individual trajectories are numerically treated so that each segment can be considered as a solid for which laws of solid mechanics can be applied. A mechanism is introduced to represent the functional anatomy of the upper limb carrying out a task. The laws of displacements of this mechanism reconstitute the motion of body segments known from the external markers trajectories. The structure of the mechanism is defined from pretestings to determine the flexion and rotation axes of body segments, the centers of rotation and their corresponding scattering. A robotic approach is used so as to numerically describe the upper limb whilst carrying out a task. The mechanical structure is a complex structure of longitudinal links representing human body segments. These links are connected together by the mean of articular groups. Each of these groups have 3 angular degrees of freedom (df). Experimental testings have been performed using anatomic specimens of the upper limb. They focus upon geometrical constraints existing between the 3 angular df of each articular group. The corresponding laws of motion obtained on cadavers are assumed to be representative of the bony structure of living subjects. The

---

<sup>\*</sup> Corresponding author. E-mail: corinne@biomeca.univ-lyon1.fr, Tel.: +33 72 448573, Fax: +33 72 448054.

structure of the mechanism is then modified to take into account this phenomenon and to introduce the disturbing effects due to the soft tissues.

*PsycINFO classification:* 4140

*Keywords:* Upper limb; Robotic model; 3D kinematics; External markers

---

## 1. Introduction

Several optoelectronic systems are now able to describe, with good accuracy, the trajectories of emissive or reflective markers in the laboratory frame. Application software was specifically developed for gait analysis. Markers are put on the skin of each body segment from which stick diagrams are drawn to roughly represent the body in motion. Stick diagrams may be considered as a simplified model of the moving limb (Youm and Yih, 1987). It is assumed that body segments are solids connected by articular groups or joints to which the laws of solid kinematics can be applied (Cappozzo, 1984). This is why at least 3 markers are fixed to each segment allowing a 3-dimensional study.

In the biomechanic field, the geometrical figure drawn by the 3 markers fixed on a same segment is not undeformable throughout the movement. This is due to both inaccuracies of the optoelectronic system and far more elastic deformation of skin-fixed markers. It is not reasonable to directly apply the laws of solid kinematics upon the trajectories of segmental markers. Woltring et al. (1985) defined a segmental frame and used a least-square technique to best fit the instant location of the segmental frame to the instant position of each marker of the segment. The 3 best markers among all markers fixed upon each segment were developed by Chèze et al. (1995). With this technique, the angular deformations between the sides of the triangle defined by the 3 markers are optimized throughout the motion. A mean shape of the best triangle is calculated. This solidified triangle is best fitted to each position of the real marker triangle using a least-square technique.

The apices of the solidified triangle are fitted to those of the instant one and the individual markers replaced. Any further computation uses the coordinates of the apices of the solidified triangle. The laws of solid kinematics can then be applied to these modified trajectories of solidified markers.

In kinematics, we treat continuous trajectories of points, whereas only discrete locations of markers are available from a video analysis system. Kinematics are generally approximated by substituting finite small displace-

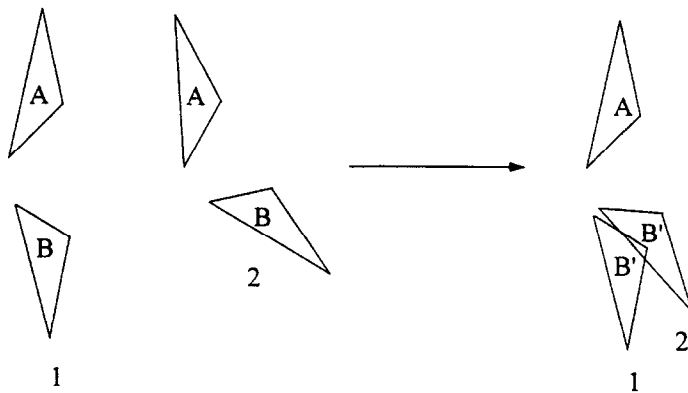


Fig. 1. The location of real markers and the situation allowing the calculation of kinematic components.

ments to instantaneous velocities corresponding to the relative displacement of the segmental triangle *B* versus the segmental triangle *A* computed between two successive instants of time 1 and 2 (Fig. 1).

The parameters describing the finite screw displacement are: location and orientation in space of the screw axis, the angle and translation along it. Another way to describe the relative displacement between the two adjacent segments is to use a sequence of 3 successive rotations (Grood and Suntay, 1983). These rotations must have an anatomic significance for clinical applications. In this case, a mechanism analogous to the joint is defined to model the variations of the anatomic angles and the scattering of the joint center. Robotics may provide an answer to this modeling difficulty.

An elementary link is associated with each degree of freedom (df) in rotation (flexion, abduction, axial rotation). The size of each elementary link is calculated through an inverse process from the matrix form describing the location of frame *B* with respect to frame *A*. The determination of the analogous mechanism to the articular group gives the direction of the elementary axes of rotation (flexion, abduction, axial rotation) known in local frames *A* and *B*. This is obtained from preliminary testings. The subject, instrumented with skin markers, is asked to move each of his joints with simple movements: pure flexion and axial rotation, and circumductions of different magnitudes.

Each articular group is modeled as a mechanism where each df is represented by a separate joint. The analogous mechanism of the entire upper limb is obtained by assembling the different articular groups connected together by

longitudinal links. The mechanical structure of the upper limb is then animated: the changes in the joint variables over time are computed using an inverse process from the trajectories of segmental markers. Often the result obtained are not compatible with the anatomical reality. The elbow shows variations in abduction component which cannot be neglected. This can be explained in part by the movement of the analogous mechanism to that of the articular group defined from the displacement of frames affixed to external triangles *A* and *B*. These triangles move themselves with respect to internal bones. The laws of displacement of the internal structure are different to those obtained from external marker treatment. To address this problem, it is necessary to have an idea about the kinematic behavior of the anatomic structure. This is obtained from tests carried out on specimens. It is then assumed that the joint constraint equations obtained from the specimen can be applied to the movements of the internal structure of a living subject.

The existence of constraint between the articular variables allows us to introduce new df. They correspond to the perturbed movement due to external markers and skin movement with respect to the underlying bone. The modified mechanical structure takes into account the articular constraints and the perturbing effect of the soft tissues in relation to the bone. The changes in the df of the new structure are computed whilst carrying out a task. It is difficult to directly validate the simplifying hypotheses used to represent the relative displacement of external markers with respect to internal bones. Markers, close to bony landmarks, indirectly confirm the retained assumptions. The methodology used for upper limb may be extended, after specific testings, to the motion of the lower limbs during gait.

## **2. From the individual marker trajectories to the relative displacement of segments**

### *2.1. Solidification procedure*

Video-based motion analysis systems are commonly used to study joint kinematics. This is often accomplished by recording the movement of 3 or more individual markers put over the skin of each moving segment (Cappozzo, 1984; Kadaba et al., 1990). If the marker representation of the body segment maintained a rigid shape throughout the motion, rigid body theory could be directly applied to describe the marker trajectories. However, a rigid shape is not

maintained, primarily because of skin and soft tissue movements caused by displacements as large as 2 cm between a marker and its corresponding anatomical landmark (Andriacchi, 1987). Consequently, rigid body theory becomes less accurate for performing kinematic calculations based on the measured marker coordinates.

Both a physical and a numerical solution can be proposed to address this problem. The physical solution involves mounting 3 markers on a rigid device often strapped over a moving muscle mass rather than over an anatomical landmark with little intervening soft tissue (Stokes et al., 1989). As a result, soft tissue introduces motion perturbations which increase with the marker to bone distance. Furthermore, such perturbations are difficult to remove by a low-pass filter since their frequency content is close to that of the motion.

The numerical solution proposed by Chèze (1993) involves a least-square procedure to transform measured data from individual markers into a rigid body. Individual markers can be mounted over anatomical landmarks, minimizing soft tissue perturbations. The solidification procedure is composed of 3 consecutive steps. All steps utilize the directions given by any two markers rather than the positions of the markers, as Dimnet (1978) has shown that the directions are more accurate. First, the 3 markers which define the least-perturbed triangle are identified over the entire motion. Then the shape best fitting this time-varying triangle is computed. Third, the position of the 'solid' best-fit triangle is calculated at each point of the motion. Afterwards, the 3 measured marker coordinates are replaced by those estimated by the best-fit triangle. It has to be noticed that the solidification procedure is efficient to correct the measurement errors due to skin elasticity, which deforms the marker triangle, but is unable to correct a global shift of the whole triangle with respect to the underlying bone.

To validate this method, a sensitivity analysis was performed on experimental data taken during the swing phase of gait. A 25% reduction in the kinematic errors was obtained when the maximum distance between body markers was small ( $< 15$  cm).

## *2.2. Numerical treatment of external intersegmental displacements*

The parameters of finite screw displacements are presented in Fig. 2. Let  $R_0$  be the fixed frame and  $S$  a moving solid. The frame  $R$  is fixed to  $S$ . At the instants of time  $t_1$  and  $t_2$ ,  $R$  is in the positions  $R_1$  and  $R_2$ , respectively. A screw axis  $\Delta$  is defined passing through  $I$  and of unit vector  $k$ . It is possible to

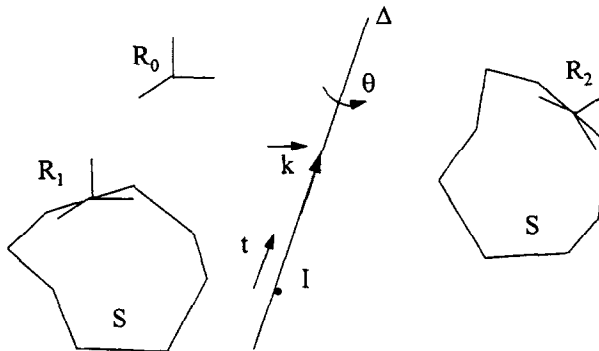


Fig. 2. The screw displacement moving the solid  $S$  from position 1 to position 2.

move  $S$  from  $R_1$  to  $R_2$  using both a translation  $t$  and a rotation  $\theta$  around  $\Delta$ .  $\bar{k}$  and  $\theta$  are obtained through a mathematical treatment from the rotation matrix  ${}^1_2R$ :

${}^1_2R = \cos(\theta)[I] + k \sin(\theta) + k.k'(1 - \cos(\theta))$  with

$$k = \begin{bmatrix} kx \\ ky \\ kz \end{bmatrix} \quad k' = [kx \ ky \ kz] \quad k = \begin{bmatrix} 0 & -kz & ky \\ kz & 0 & -kx \\ -ky & kx & 0 \end{bmatrix}$$

$\theta$  and  $t$  are obtained using the following formulae:

$$\left\{ \begin{array}{l} \theta = \cos^{-1} \left[ \left( \text{Trace} \left( {}^1_2R \right) - 1 \right) / 2 \right] \\ t = O1O2'.k \end{array} \right\}$$

The concept of screw displacement may be adapted to the biomechanical situation. Let two triangles  $A_1$  and  $B_1$  representing two adjacent body segments at instant  $t_1$  (Fig. 1). They are located, respectively, in  $A_2$  and  $B_2$  at instant  $t_2$ . The kinematical approach considers the relative displacement  $B'_1B'_2$  of triangle  $B$  with respect to  $A$  assumed to be fixed between instant  $t_1$  and  $t_2$ . The triangle apices correspond to skin fixed markers not very accurately known in space. Position  $B'_2$  is often very closed to position  $B'_{12}$ , so that the matrix form  ${}^1_2R$  is very perturbed. The calculation of the vector  $\bar{k}$  components is altered by large errors. Chèze analyzed this phenomenon and its corresponding consequences. An alternative approach has been proposed. It consists in computing the screw parameters with respect to a relative displacement between two distinct positions  $B_i$  and  $B_j$ . If the measured displacement is quite significant compared to the

uncertainties on the marker locations, then the finite displacement parameters can be obtained with good accuracy.

### **3. The mechanical structure of the articular group connecting two body segments**

#### *3.1. Introduction*

Modeling the mechanism relative displacement of segment *B* versus segment *A* implies that the functional axes and the centers are known. Here, each of the body segment is materialized by the solidified triangle of the skin-fixed markers. Previous studies attempted to directly locate the internal bony structure with respect to the triangle of external markers (Gignoux, 1994) where the shape of the bones was obtained from a data bank. These shapes were roughly adapted to subject's size, but the bony morphology was not taken into account. Moreover, the functional axes and the centers were defined from the shape of bone assuming that they were corresponded with anatomical directions. This last assumption was not accurate and resulted in a lack of reproductivity. Another approach has been tested to directly determine the functional parameters (axes and centers) with respect to the external triangles without the above assumption relative to the shape of internal bones.

#### *3.2. Functional parameters in moving upper limbs*

These functional parameters are the axes and the centers of rotation. They are determined from a simple pretest. The subject is instrumented with the same markers in the same positions as used in the main testing. These pretests are performed on one articular group only. Only one df is studied for the axis determination while several df are simultaneously moved to locate the joint center.

##### *3.2.1. Axes of rotation*

An experimental protocol has been defined to isolate an elementary rotation for each articular group (shoulder, elbow and wrist joints) using video cameras. Tests that are as close as possible to pure flexion (or axial rotation) are retained. Subjects are asked to move their articular group, to obtain a pure movement of flexion. The angular velocity must be low in order to avoid perturbing displacements of smooth masses. Several experimental devices have been used to obtain



the pure movement corresponding to the selected df and to avoid coupling effects with the others movements. The best data were obtained teaching the task to the subject with successive feedbacks after result analysis.

Two kinds of numerical treatment have been selected. A global kinematic treatment defines for each instant of time  $i$  the global relative screw axis moving the solidified triangle of the segment between two sufficiently distinct positions  $B_i$  and  $B_j$ . For the entire movement, a bundle of screw axes is obtained. If the bundle is not too scattered, it can be claimed that the pure motion was correct. The mean axis of the bundle is considered as the functional axis of the pure movement of flexion (or rotation). It is then located in each external frame affixed to triangles  $A$  and  $B$ .

A global geometric approach has also been tested. The apices of triangle  $B$  describing relative trajectories with respect to the segment  $A$  are assumed to be fixed. Each marker movement is comparable to a rotation about a fixed axis, then the trajectories are roughly planed and look like circles. A mean plane best fitting the 3-dimensional trajectories is calculated afterwards. It is then possible to determine if each trajectory is either best fitted to a single mean plane or to several. The trajectories are projected onto the mean plane and corresponding projections are fitted to a circle. The axis of the circle perpendicular to the mean plane and passing through the circle center is assumed to be the axis of the pure rotation. In the case of several mean planes, the corresponding axes are calculated and the global motion is decomposed in several phases.

### 3.2.2. Centers of rotation

This following analysis deals with both the wrist and the shoulder. In the pretests, markers have the same location as used in the main experiment. The difference lies in the kind of movement. The upper limb is fixed with the exception of the studied articular groups. The subject moves his articular group with a circumduction movement. Several angular motions describe a cone. The method used to define the position of the joint center follows.

The articular groups are idealized as ball and socket joints. Let  $A$  and  $B$  be the triangles representing the adjacent body segments. The relative movement of  $B$  with respect to  $A$  is a rotation about an unknown point. The principle consists in finding a line  $\Delta$  belonging to  $B$  with respect to a point belonging to  $A$  which is minimum throughout the total movement. An initial position is chosen for  $\Delta$ . It corresponds to the estimated direction  $\Delta_0$  of the longitudinal axis of the body segment  $B$ . An initial position  $A_0$  is chosen for the joint center  $C$ : it is the estimated location of the center of rotation in the segment  $A$ . During motion,  $\Delta_0$  moves with respect to (w.r.t.)  $A$ . Let  $\Delta_{0i}$  be its position at the instant  $i$ .  $A_0$  is

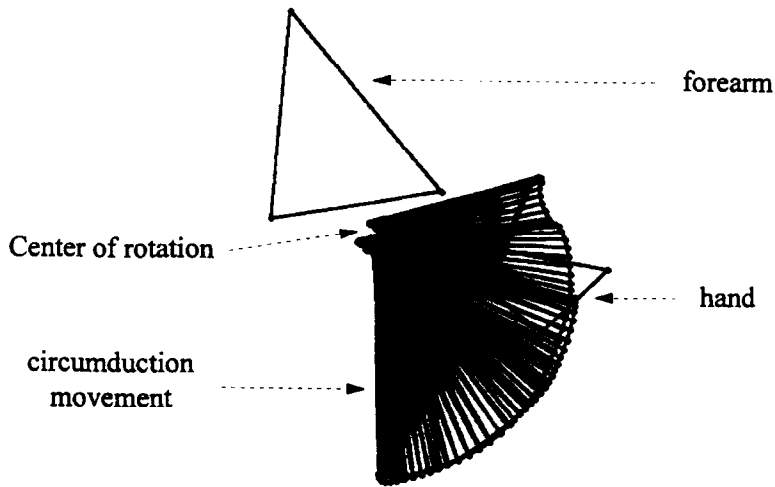


Fig. 3. The circumduction movement of the wrist joint.

then orthogonally projected upon  $\Delta_{0i}$ : let  $H_{0i}$  be this projection. The cluster of points  $H_{0i}$  in the frame  $A$  has a barycenter: let  $A_1$  be this point. At each instant  $i$ ,  $A_1$  coincides with a point named  $B_{1i}$  belonging to  $B$ . The cluster of points  $B_{1i}$  has a barycenter  $B'_1$ . In frame  $B$ , the direction  $\Delta_0$  is altered in  $\Delta_1$  so that it passes through  $B'_1$ . The process continues,  $\Delta_1$  and  $A_1$  replacing  $\Delta_0$  and  $A_0$ , respectively, until the distance between the cluster barycenters is stabilized at a minimum value. The final location  $A_n$  is assumed to be the center of rotation in frame  $A$ .  $\Delta_n$  is the longitudinal axis of the segment  $B$ . The changes in the normal distances between the center  $A_n$  and the instant locations of longitudinal axis  $\Delta_n$  of  $B$  give the linear offset of the joint during motion.

Fig. 3 shows the results obtained for the wrist, which has a single center of rotation. In the case of the shoulder, a circumduction movement of large angular magnitude displays an important scattering of the articular center. The shoulder must be considered as an articular group with 2 centers: one deals with a circumduction movement of small angular magnitude, the arm being roughly vertical (Fig. 4). It has been verified that this rotation center corresponds to the anatomic center of the humerus head. The second center corresponds to a circumduction of small magnitude when the arm is roughly horizontal (Fig. 5).

Fig. 6 illustrates the functional parameters of the upper limb when articular groups are combined. From the circumduction movements of the longitudinal axes of hand, the centers of the wrist and shoulder and the corresponding linear

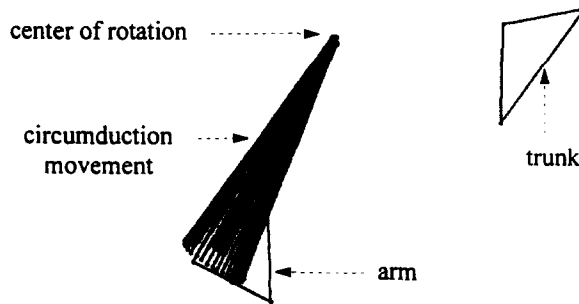


Fig. 4. The circumduction movement of the shoulder joint, the arm being roughly vertical.

articular offsets are estimated. The single rotation movements give: flexion axes of shoulder, elbow and wrist, axial rotation axes of the arm and of the forearm.

The internal structure of the analogous robot of the moving upper limb is defined from the functional parameters known from these pretests.

### 3.3. Identification of the robot structure

It is assumed that longitudinal links of the mechanism representing the arm, forearm and hand coincide with the longitudinal functional axes defined from pretests. The external segmental triangles representing the arm, forearm and hand are assumed to be rigidly connected to corresponding longitudinal links of the mechanism. Each articular group connecting two successive longitudinal links of the mechanism is assumed to have 3 angular df.

The technique of Denavit and Hartenberg is based upon an initial postulate: a mechanism must be considered as a chain of segments connected by joints with

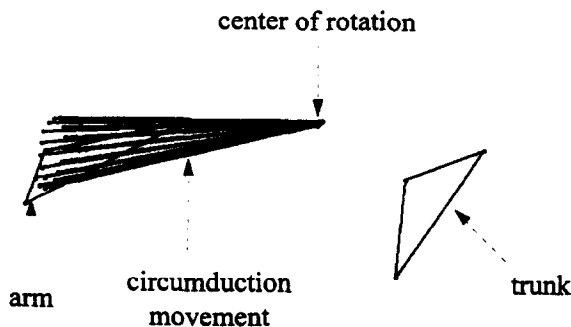


Fig. 5. The circumduction movement of the shoulder joint, the arm being roughly horizontal.

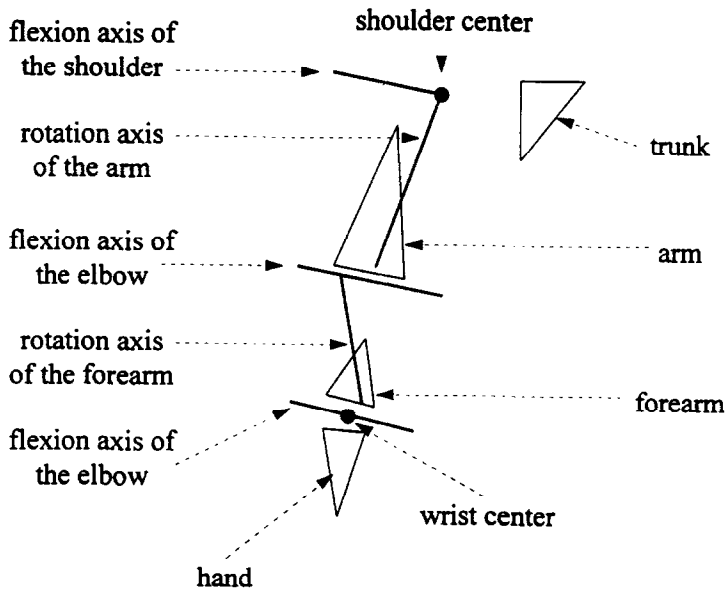


Fig. 6. The result of assembling the functional parameters of the upper arm.

a single df (Fig. 7). The geometry of each link  $S_i$  is described: the angular offset  $\alpha_i$  between down and up joint axes  $Z_{i-1}$  and  $Z_i$ , and the linear offset  $a_i$  between them.

The location of each link  $S_i$  with respect to previous one  $S_{i-1}$  is defined: one

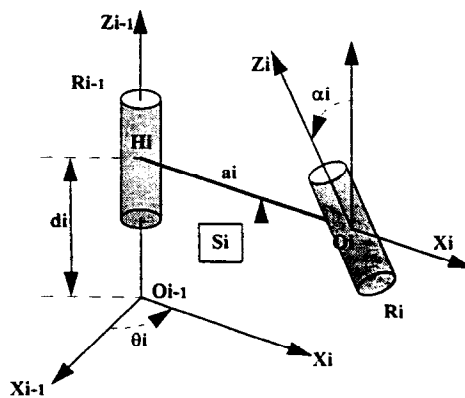


Fig. 7. The Denavit-Hartenberg parameters locating a solid  $S_i$  w.r.t. a solid  $S_{i-1}$ .

translation  $d_i$  along  $Z_{i-1}$  and one rotation  $\theta_i$  around  $Z_{i-1}$ , where  $d_i$  is constant while  $\theta_i$  is variable.

A matrix form is associated to each link  $S_i$  and is a function of the geometric parameters  $a_i$  and  $\alpha_i$  and on the parameters  $\theta_i$  and  $d_i$  defining the position of the link  $S_i$  versus  $S_{i-1}$ .

The frame  $F_{i-1} (O_{i-1}, X_{i-1}, Y_{i-1}, Z_{i-1})$  is affixed to the solid  $S_{i-1}$ . The frame  $F_i (O_i, X_i, Y_i, Z_i)$  is affixed to the solid  $S_i$ . The matrix form  ${}^{i-1}_i T$  locates the frame  $F_i$  w.r.t.  $F_{i-1}$ . It is obtained through the following formula.

$${}^{i-1}_i T = \begin{bmatrix} C\theta_i & -S\theta_i & 0 & 0 \\ S\theta_i & C\theta_i & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 1 & d_i \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix} \begin{bmatrix} 1 & 0 & 0 & a_i \\ 0 & C\alpha_i & -S\alpha_i & 0 \\ 0 & S\alpha_i & C\alpha_i & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix}$$

This matrix form allows to transfer the coordinates of any point  $M$  belonging to  $S_i$  in the frame affixed to  $S_{i-1}$ :

$$\underline{O_{i-1}M}^{i-1} = {}^{i-1}_i T \cdot \underline{O_iM}^i$$

where  $\underline{O_iM}^i$  represents the coordinates of  $M$  in frame  $S_i$ ,  $\underline{O_{i-1}M}^{i-1}$  the coordinates of  $M$  in frame  $S_{i-1}$ . This formula, applied to all links constituting the robot, is used to compute the coordinates of any point of the robot structure in any fixed or moving frame.

### 3.4. Identification of the model of an articular group using the Denavit-Hartenberg formalism

For each articular group, the problem may be stated as: a solidified down triangle  $A$  is rigidly connected to the longitudinal axis  $\Delta_A$  of the low segment.

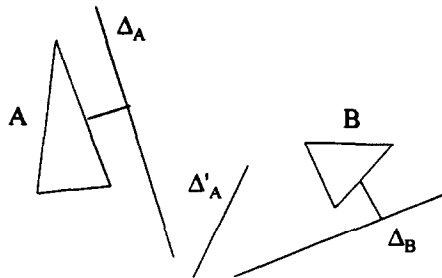


Fig. 8. Experimental results before joint modeling.

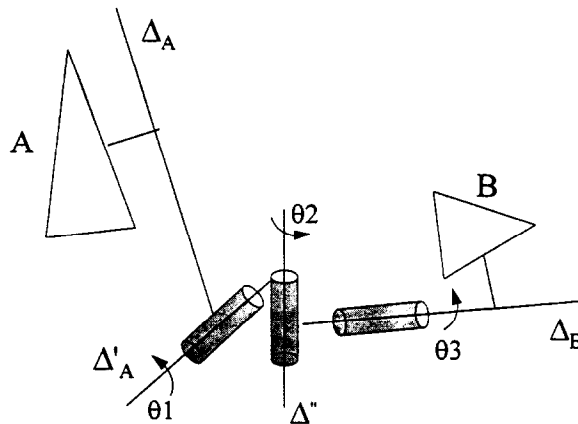


Fig. 9. The principle of joint modeling.

In the same conditions, the solidified up triangle  $B$  is rigidly fixed to the up axis  $\Delta_B$ . Pretests have determined a flexion axis  $\Delta'_A$  of known position w.r.t. the low segment  $A$  (Fig. 8).

The relative position of  $B$  w.r.t.  $A$  is based on 6 articular variables: 3 rotations and 3 translations. The identification of the articular group model is obtained using 3 links of Denavit–Hartenberg connected in a chain, rotation axes coinciding with functional axes. The first rotation is a flexion about  $\Delta'_A$  axis. The third rotation (axial rotation) corresponds to  $\Delta_B$  axis while the second rotation deals with an abduction rotation around  $\Delta''$ , this axis being perpendicular to both axes  $\Delta'_A$  and  $\Delta_B$  (Fig. 9).

The analogous mechanism to the articular group connecting  $A$  to  $B$  is compound of 4 links:

- $S_A$ ,
- $S_1$  rotates versus  $A$  of an angle  $\theta_1$  around  $\Delta'_A$ ,
- $S_2$  rotates versus  $S_1$  of an angle  $\theta_2$  around  $\Delta''$ ,
- $S_B$  rotates versus  $S_2$  of angle  $\theta_3$  around  $\Delta_B$ .

The matrix form  ${}^A_B T$  is known at each instant of time from the locations of triangles  $A$  and  $B$ . The Denavit–Hartenberg formalism is used to express the matrix form  ${}^A_B T$  as a function of the 3 angular variables  $\theta_1$ ,  $\theta_2$ ,  $\theta_3$  and 3 of the linear geometric parameters of internal links:  $a_1$ ,  $d_2$ ,  $a_3$ . They allow the instant value of the offset between rotation axes  $\Delta'_A$  and  $\Delta_B$  to be described.

An inversion procedure allows the instant value of the 6 parameters to be calculated characterizing the articular group ( $\theta_1$ ,  $\theta_2$ ,  $\theta_3$ ,  $a_1$ ,  $d_2$ ,  $a_3$ ) from the

numerical values of the matrix form  ${}^A_B T$ . But the Denavit–Hartenberg convention implies that the value  $a_1 d_2 a_3$  describing the geometry of links would be constant throughout the movement. Mean sizes of links  $\overline{a_1} \overline{d_2} \overline{a_3}$  are calculated from instant values  $a_1 d_2 a_3$  and then introduced in the new matrix form  ${}^A_B T$ . This operation does not modify the instant values of  $\theta_1, \theta_2, \theta_3$  because the rotation matrix  ${}^A_B R$  calculated remains the same. Replacing  $a_1 d_2 a_3$  by  $\overline{a_1} \overline{d_2} \overline{a_3}$  in the matrix form  ${}^A_B T$  modifies very slightly the offset between rotation axes  $\Delta'_A$  and  $\Delta_B$ . These changes can be neglected. Thus, 3 angular values  $\theta_1, \theta_2, \theta_3$  are enough to correctly model any articular group. Angular displacements and linear offsets are taken into account by only 3 df and a well-adapted geometry of links. Assembling 3 articular groups gives a mechanism with 9 df. Its geometric structure is known directly from the pretests (longitudinal links) and indirectly from numerical treatment of each articular group (intra-articular links).

#### 4. Accounting the effects of fat and muscles

The analogous mechanism of the moving upper limb has 9 df. Each articular group is modeled sequentially by 3 rotations: flexion, abduction, axial rotation. Results obtained for flexion angles are very satisfying. But other values do not totally relate with anatomic observations. It is necessary to define anatomic constraints, compatible with the functioning of internal joints, and then to modify the structure of the mechanism so as to both respect the anatomic constraints and to take into account the perturbing effect of smooth masses between external markers and internal bones.

In anatomy, coupling effects are observed, so mathematical relations may connect two articular variables. These constraint relations decrease the degree of mobility of the corresponding group. In the case of the elbow, anatomists claim that there is no abduction during any movement and that the wrist has no axial rotation. Corresponding constraints would be  $\theta_2 = 0$  (elbow) and  $\theta_3 = 0$  (wrist). It was necessary to experimentally validate these anatomic observations.

A upper limb specimen has been prepared, all muscles being removed, but articular materials have been entirely kept. Reflective markers were fixed in the same position as in the living subjects. The same movements as those performed in pre-experiments were realized and numerically treated. The results are given below.

(1) The axes of single rotation (flexion axes and pronosupination axis) are more stable than those found in living subjects. The joint centers are localized in

a very small area. The location of functional axes and centers corresponds to those of the specimen.

(2) The structure of the specimen have been modeled in the same conditions as in the living subject (mechanism with 3 df for each of the 3 articular group). The value found for the abduction  $\theta_2$  of the elbow is close to zero ( $\theta_2 = 0 \pm 1^\circ$ ). For the wrist, the axial rotation is also very small ( $\theta_3 = 0 \pm 1^\circ$ ).

An indirect validation was also carried out in the living subject. External markers are placed near bony structures as close as possible to flexion axes of elbow and wrist. Markers fixed on the internal side of the upper limb are poorly visible on living subjects. Specific experiments have been defined with numerous cameras, different camera locations in a great number of tests. In these conditions, the new matrix forms  ${}^A_B T$  describing the function of each articular group are obtained. The corresponding model with 3 df in rotation for each joint was applied. The corresponding values for elbow abduction and wrist axial rotation were  $\theta_2 = 0 \pm 2^\circ$  and  $\theta_3 = 0 \pm 1.5^\circ$ , respectively.

#### 4.1. New model of the upper limb

In the new model of the upper limb, the following hypotheses are assumed.

(1) The internal structures in a living subject respects the same anatomic constraints as those observed in a specimen without any fat and muscle. This has been verified on living persons under specific conditions allowing the effects of smooth masses to be neglected.

(2) The use of constraint relations decreases the number of degrees of mobility of the mechanism. It allows the introduction of new degrees of mobility in each articular group concerned by a constraint relation (elbow and wrist). These new degrees of mobility were chosen to represent the perturbing effect of the smooth masses interposed between external markers and internal bone. To solve the numerical problem, another hypothesis has been necessary.

(3) It is assumed that at the level of the hand, the smooth masses effect is negligible (no fat and no muscles between markers and internal bones). To reinforce this hypothesis, a small wooden board has been solidly fixed to the hand and 3 markers glued upon this device.

At the wrist, axial rotation, existing in the initial model, is suppressed to respect the anatomic constraint  $\theta_3 = 0$ . The modified model introduces:

- an axial rotation  $\theta'_0$  around the longitudinal axis  $\Delta_A$ .  $\theta'_0$  represents the perturbing effect of smooth masses between skin and forearm a flexion rotation  $\theta'_1$  around the flexion axis  $\Delta'_A$ ,
- an abduction rotation  $\theta'_2$  around the abduction axis  $\Delta''$ .



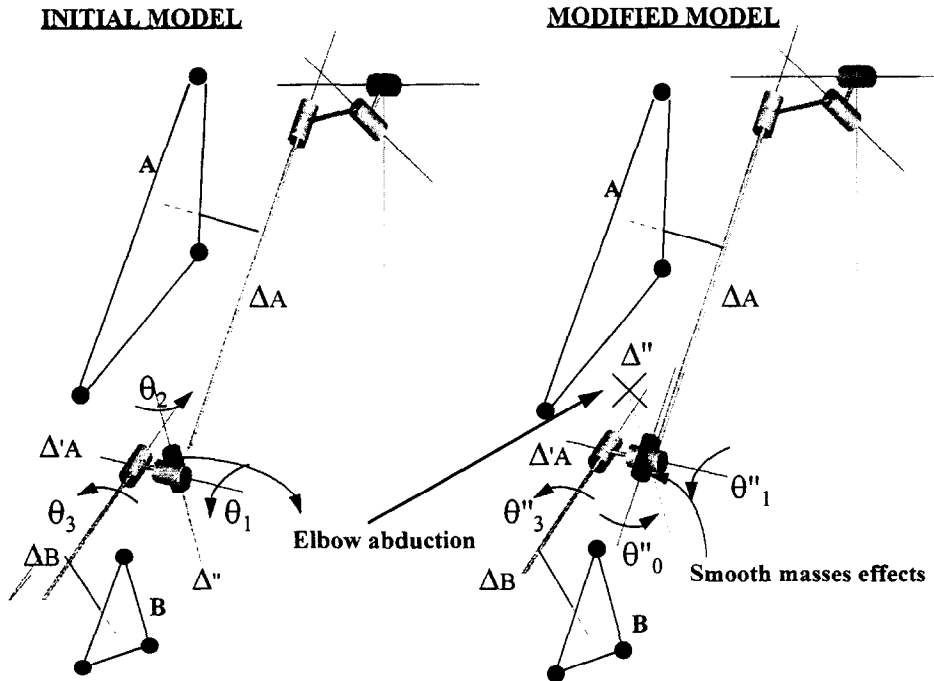


Fig. 10. The elbow joint (A, arm; B, forearm) before and after modification taking the anatomic specificities into account.

The angular relative position of the up segment B with respect to the down segment A is numerically defined from the rotation matrix form  ${}^A_B R$ . Initially the inverse procedure gave 3 angles ( $\theta_1$ ,  $\theta_2$ ,  $\theta_3$ : flexion, abduction, axial rotation), with the modified model the inverse procedure applied to the same matrix form gives  $\theta'_0$ ,  $\theta'_1$ ,  $\theta'_2$  (smooth masses rotation, flexion and abduction, axial rotation being null).

The new model has been directly validated using specimen and indirectly with subjects instrumented with numerous markers and more particularly with marker locations coinciding with functional axes. The results allow smooth masses perturbing effects in some tasks of the current life to be evaluated.

The triangle A in Fig. 10 of the wrist is now the triangle B of the elbow. In the initial model, the rotation matrix of the elbow  ${}^A_B R$  was decomposed in a sequence of 3 successive rotations: flexion  $\theta_1$  around  $\Delta A$ , abduction  $\theta_2$  around  $\Delta''$  and axial rotation (pronosupination) around  $\Delta B$ . In the modified model, the same matrix form  ${}^A_B R$  is decomposed as:

- an axial rotation  $\theta''_0$  around the longitudinal axis  $\Delta_A$  of arm (this rotation  $\theta''_0$  represents the smooth masses effects between skin and arm),
- a flexion rotation  $\theta'_1$  around  $\Delta'_A$ ,
- an axial rotation  $\theta''_3$  around  $\Delta_B$ . This last angle  $\theta''_3$  is the resultant of the smooth masses effects  $\theta'_0$  between skin and bones at the level of the forearm and the pronosupination angle  $\theta'_3 - \theta'_0$ ,
- the abduction is assumed to be null (respecting the anatomic constraint).

Anatomic studies with specimen did not give any constraint relation between articular variables of the shoulder. In the initial model, the rotation matrix  ${}^A_B R$  between the segment of the arm  $B$  and the segment of the torso  $A$  gave: flexion  $\theta_1$ , abduction  $\theta_2$  and axial rotation  $\theta_3$  through an inverse procedure. The axial rotation  $\theta_3$  is the sum of the smooth masses angle  $\theta''_0$  and the internal rotation of the arm  $\theta_3 - \theta''_0$ . The global model of the articular group corresponding to the shoulder is represented by the matrix form  ${}^A_B T$  where  $A$  corresponds to the torso and  $B$  to the arm. The rotation matrix  ${}^A_B R$  (a part of  ${}^A_B T$ ) gives the angular variables  $\theta_1 \theta_2 \theta_3$ . The instant values of offset  $a_1 d_2 a_3$  are obtained at the instant value of  ${}^A_B T$ . So  $a_1 d_2 a_3$  must be considered as linear variables, but this is not compatible with the initial postulate: each articular group is modeled by 3 revolute joints connected by links with a constant geometry. The linear offset may be modeled by constants  $\overline{a1} \overline{d2} \overline{a3}$  which correspond to the mean of instant values  $a_1 d_2 a_3$ .

A new value of  ${}^A_B T^*$  may be obtained from instant value of  $\theta_1 \theta_2 \theta_3$  and from  $\overline{a1} \overline{d2} \overline{a3}$  by replacing  $a_1 d_2 a_3$ , respectively. Applied to the real location of  $B$ ,  ${}^A_B T^*$  gives a new location for the triangle  $A^*$  which is slightly different from the real torso triangle  $A$ . A 3-dimensional translation moves  $A^*$  to  $A$ . It can be proposed that the shoulder articular group is modeled by a mechanism having 3 revolute joints ( $\theta_1 \theta_2 \theta_3$ ) and constant offsets  $\overline{a1} \overline{d2} \overline{a3}$ .

#### 4.2. Smooth masses effects

Each articular group is numerically defined by a matrix form  ${}^A_B T$  connecting the frame  $A$  to the frame  $B$ . This matrix, incorporating rotation and translation, must be described by 6 parameters (3 rotations and 3 translations). The mechanism representing this articular group is modeled on 3 revolute joints (variables  $\theta_1 \theta_2 \theta_3$ ) and 3 prismatic joints (variables  $a_1 d_2 a_3$ ). To limit the number of degrees of freedom, it was decided to keep the 3 revolute joints and to lock the prismatic ones in their mean value  $\overline{d5}, \overline{d6}, \overline{a6}$ . The lack of information due to the simplified model is very low in wrist and elbow. It is not strictly

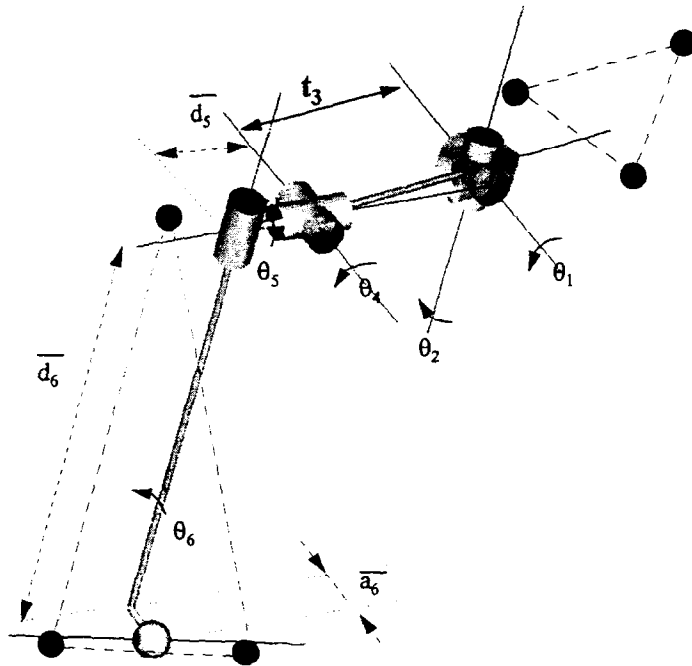


Fig. 11. The new model of the shoulder joint representing the effects of scapula and clavicle.

negligible in the case of the shoulder. This is why a new model of the shoulder complex has been tested. It is much more adapted to the anatomic observation. Pretests on living subjects clearly show the existence of two separate clusters of joint centers. The first deals with movements of small magnitude when only the scapulohumeral joint is solicited. The second is observed when the arm is moved around a horizontal position. It corresponds to the motion of a set of bones: humerus, scapula and clavicle. It is possible to represent this anatomic reality by a model with 6 df (5 rotations and one translation) (Fig. 11):

- 2 intersecting rotations  $\theta_1$   $\theta_2$  represent the down center,
- 3 intersecting rotations  $\theta_4$   $\theta_5$   $\theta_6$  represent the up center (spherical joint),
- 1 translation  $t_3$  represents the offset between the two centers.

The mechanism is roughly comparable to the anatomic reality. A first longitudinal link  $S_4$  correspond to the set clavicle/scapula moving with respect to the torso  $A$ . The arm  $B$  is connected to the scapula by mean of scapulohumeral joint assumed to be a spherical joint. This last model gives good results which correspond to clinical observations.

## 5. Discussion and conclusion

A robotic model of the moving upper limb has been presented. The experimental study is based upon 3 markers fixed on each moving segment. The triangle drawn by the segmental markers is solidified and an external frame is affixed to it. The relative position in space of successive segmental triangles is then calculated. It allows the instant configuration of the articular complex connecting the two adjacent segments to be defined. This configuration must be expressed in terms of anatomic rotations if clinical applications are wanted based on new experimental pretests. They allow axes and centers of rotation versus external frames to be directly located without X-ray examination.

The model of each articular group might have 6 df: 3 rotations for 3-dimensional angular displacements and 3 translations to take into account the scattering of rotation centers. For simplification purposes, each articular group is modeled using only 3 angles, the offset of the joint centers being represented by the 3 angles and by the geometry of the 3 elementary links connected together. The initial global model of the upper limb shows 9 df. Each local model representing each articular group is modified so as to introduce the effect of fat and muscles interposed between external markers and internal bones. Each model of the effects of smooth masses is based upon experimental tests on an anatomic specimen. They confirmed the existence of anatomic constraints between the variables. In the upper limb, the expression of the law of constraint is relatively simple. Anatomic variables are close to zero during any motion of the upper limb (elbow abduction and wrist axial rotation), which introduces two constraints among 9 df describing the external structure. This means that the internal structure has only 7 real degrees of mobility. The difference in degrees of mobility between external (9) and internal (7) is used to introduce 2 degrees of mobility to represent the effects of smooth masses interposed between markers and bone. These hypotheses have been tested and the smooth masses effects have been modeled.

In the location of axes and centers w.r.t. external frames, a slight change in the direction of rotation axes greatly affects the distribution of angle values during the motion. Reproducible results are obtained through very strict observance of the protocol. The perturbing effect induced by the smooth masses can vary as a function of the task. When the upper limb is pointing to an object, the retained perturbing effects of smooth masses at the level of forearm and arm are axial rotations.

Between an external frame defined from superficial markers and the corresponding internal bone, six df might be used to describe 3-dimensional displace-

ments. Measurement inaccuracies are such that a more sophisticated model would be inoperative. In this context, the main displacement is represented and a coefficient is created: it allows the lost information to be quantified. In the case of an upper limb pointing to an object, the main displacement of arm and forearm external frames versus internal bones are found to be rotations around longitudinal axes. A living subject instrumented with markers has been submitted to a 3-dimensional X-ray analysis in the two external positions in the movement. From the 3-dimensional images of both bones and markers, global displacements of markers, with respect to underlying bones, have been computed and confirm the hypothesis.

The upper limb has more degrees of freedom than necessary to realize a given task in 3-dimensional space. The internal simplified structure, without participation of the hand and back, has 7 df. In which way does the neuromuscular system control this redundancy? In order to understand this phenomenon, it has appeared necessary to define a good model representing the moving structure of an upper limb so as to describe the laws of variations of each of articular parameter task.

## References

- Andriacchi, T.P., 1987. Clinical applications of the SELSPOT system. *Biomechanics Symposium ASME* 84, 339–342.
- Cappozzo, A., 1984. Gait analysis methodology. *Human Movement Sciences* 3, 27–50.
- Chèze, L., 1993. Contribution à l'étude cinématique et dynamique in vivo de structures osseuses humaines par l'exploitation de données externes, Thèse no. 89–93, Université Claude Bernard, Lyon.
- Chèze, L., B.J. Fregly and J. Dimnet, 1995. A solidification procedure to facilitate kinematic analyses based on video system data. *Journal of Biomechanics* 28, 879–884.
- Dimnet, J., 1978. Contribution à l'étude biomécanique des articulations par l'utilisation des procédés radiographiques, Thèse d'Etat no. 7823, Université Claude Bernard, Lyon.
- Gignoux, P., 1994. Etude tridimensionnelle des sollicitations mécaniques d'une hanche en mouvement. Thèse no. 23–94, Université Claude Bernard, Lyon.
- Grood, E.S. and W.J. Suntay, 1983. A joint coordinate system for the clinical description of three-dimensional motions: applications to the knee. *Journal of Biomechanical Engineering* 105, 136–144.
- Kadaba, M.P., K.K. Ramakrishnan and M.E. Wooten (1990) Measurement of lower extremity kinematics during level walking. *Journal of Orthopaedic Research* 8, 383–392.
- Stokes, V.P., C. Andersson and H. Forsberg, 1989. Rotational and translational movement features of the pelvis and thorax during adult human locomotion. *Journal of Biomechanics* 22, 43–50.
- Woltring, H.L., R. Huiskes and A. de Lange, 1985. Finite centroid and helical axis estimation from noisy landmark measurements in the study of human kinematics. *Journal of Biomechanics* 18, 379–389.
- Youn, Y. and T. Yih, 1987. Kinematic simulations of normal and abnormal gaits. *Biomechanics of Normal and Prosthetic Gait* 4, 23–29.