

HABILITATION A DIRIGER DES RECHERCHES

délivrée par

l'UNIVERSITE CLAUDE BERNARD LYON 1

soutenue publiquement le

13 décembre 2010

par

Raphaël Dumas

TITRE :

Contribution méthodologique à l'analyse cinématique et
dynamique tridimensionnelle du mouvement

Membres du Jury

Rapporteurs :

M Rachid Aissaoui

Professeur à *l'Ecole de Technologie Supérieure*, Montréal

M Aurelio Cappozzo

Professeur à *l'Istituto Universitario di Scienze Motorie*, Rome

Mme Marie-Christine Ho Ba Tho

Professeur à *l'Université Technologique de Compiègne*, Compiègne

Examineurs :

Mme Laurence Chèze

Professeur à *l'Université Claude Bernard Lyon 1*, Lyon

M François Lavaste

Professeur Emérite à *l'Ecole Nationale Supérieure d'Arts et Métiers*, Paris

M Olivier Rémy-Néris

Professeur à *l'Université de Bretagne*, Brest

Fiche bibliographique

1- UR (1er auteur) Laboratoire de Biomécanique et Mécanique des Chocs UMR_T9406	2- Projet Mémoire d'HDR	3- INRETS LBMC N°1003	
4- Titre Contribution méthodologique à l'analyse cinématique et dynamique tridimensionnelle du mouvement			
5- Sous-titre		6- Langue Français	
7- Auteur(s) Raphaël Dumas		8- Rattachement extérieur	
9- Nom adresse financeur, co-éditeur		10- N° contrat, convention	
		11- Date de publication Décembre 2010	
12- Remarques			
13- Résumé <p>L'ensemble des travaux présentés dans ce mémoire d'HDR porte sur l'analyse tridimensionnelle du mouvement et plus particulièrement sur les aspects méthodologiques des calculs de cinématique et de dynamique.</p> <p>Plusieurs pistes d'amélioration qui ont été explorées pour lever des verrous scientifiques en analyse cinématique sont présentées : généralisation des « <i>systèmes de coordonnées segmentaires</i> », adaptation des « <i>systèmes de coordonnées articulaires</i> », compensation des « <i>artefacts des tissus mous</i> ».</p> <p>Des pistes d'amélioration pour l'analyse dynamique sont également présentées : personnalisation et ajustement des paramètres inertiels des segments corporels, évaluation et validation des calculs de dynamique inverse, interprétation des moments « <i>nets</i> » et des puissances articulaires.</p> <p>Une proposition méthodologique est développée plus en détails : il s'agit de la mise en place d'un paramétrage spécifique des segments permettant d'aller vers une modélisation cinématique avancée, la résolution de problèmes d'optimisation sous contraintes et le calcul de moments articulaires « <i>actifs</i> ».</p> <p>Les travaux réalisés permettent d'envisager des applications cliniques pertinentes, notamment en lien avec l'imagerie médicale, et offrent des pistes d'amélioration potentielles pour la modélisation musculo-squelettique : optimisation à la fois musculaire et articulaire, estimation plus détaillée des efforts articulaires.</p>			
14- Mots clés Analyse du mouvement, Cinématique, Dynamique, Méthodes		15- Diffusion INRETS/RR/10-576-FR	
16- Nb de pages 127	17- Prix	18- Bibliographie Oui	19- Confidentiel Non

Remerciements

Le travail d'un enseignant-chercheur est avant tout un travail d'équipe. Je tiens donc à remercier toutes les personnes avec qui j'ai eu la chance de travailler :

L'ensemble des membres des laboratoires de recherche et des départements de formation qui m'ont accueilli au cours de mon DEA, ma thèse, mon post-doctorat et dans mon poste actuel,

Les partenaires institutionnels, cliniques, et industriels avec qui j'ai collaboré,

Les doctorants, étudiants en master et en projet d'étude qui ont contribué aux travaux de recherche,

Les sujets volontaires et les patients qui ont participé aux études expérimentales,

Les membres du jury qui ont accepté de juger ce travail.

Enfin, je voudrais dire un grand merci à mes amis, ma famille, à Vanessa, Matisse et Malia, qui m'accompagne dans une toute autre recherche, celle du bonheur.

Avant propos

Ce mémoire présente une synthèse de mes activités de recherche, d'enseignement et de gestion en vue de l'obtention de l'Habilitation à Diriger des Recherches.

Une première partie aborde mon parcours professionnel à travers un curriculum vitae et un résumé de mes activités d'enseignant-chercheur.

Une seconde partie aborde plus précisément mes travaux de recherche dans le domaine de l'analyse tridimensionnelle du mouvement. Plusieurs pistes d'amélioration qui ont été explorées en cinématique et dynamique tridimensionnelle sont présentées et une proposition méthodologique qui semble prometteuse est développée plus en détails.

La liste complète des publications et communications et une sélection de certaines d'entre elles sont proposées en annexe.

Table des matières

1	Parcours professionnel.....	1
1.1	Curriculum vitae.....	1
1.1.1	Etat civil.....	1
1.1.2	Formation en mécanique et biomécanique	1
1.1.3	Expérience antérieure de recherche.....	2
1.1.4	Carrière universitaire.....	3
1.2	Résumé des activités d'enseignant-chercheur	3
1.2.1	Responsabilité, animation, gestion	3
1.2.2	Enseignement, encadrement	4
1.2.3	Recherche, collaboration.....	7
2	Travaux de recherche.....	9
2.1	Pistes d'amélioration pour l'analyse cinématique et dynamique 3D du mouvement.....	9
2.1.1	Etat de l'art.....	9
2.1.1.1	Principes de l'analyse tridimensionnelle du mouvement	9
2.1.1.2	Verrou scientifique des « <i>artefacts des tissus mous</i> »	11
2.1.1.3	Standardisation des systèmes de coordonnées	11
2.1.1.4	Débats.....	12
2.1.2	Pistes d'amélioration pour l'analyse cinématique 3D	12
2.1.2.1	Généralisation des « <i>systèmes de coordonnées segmentaires</i> »	12
2.1.2.2	Adaptation des « <i>systèmes de coordonnées articulaires</i> »	14
2.1.2.3	Compensation des « <i>artefacts des tissus mous</i> ».....	18
2.1.3	Pistes d'amélioration pour l'analyse dynamique 3D	22
2.1.3.1	Personnalisation et ajustement des paramètres inertiels.....	22
2.1.3.2	Comparaison, évaluation et validation des calculs de dynamique inverse	25
2.1.3.3	Interprétation des moments « <i>nets</i> » et des puissances articulaires	31
2.2	Proposition méthodologique détaillée	36
2.2.1	Calculs de cinématique.....	39
2.2.1.1	« <i>Système de coordonnées articulaire</i> » cohérent	40
2.2.1.2	Modélisation cinématique avancée.....	45
2.2.2	Calculs de dynamique	62
2.2.2.1	Moments articulaires « <i>nets</i> »	63
2.2.2.2	Moments articulaires « <i>actifs</i> ».....	68
2.3	Perspectives	71
2.3.1	Applications cliniques	71
2.3.2	Forces musculaires et réaction articulaire.....	73

Références	75
Annexes.....	90
A.1 Liste des publications, brevets et communications	90
Publications dans des revues indexées dans les bases de données internationales (<i>Web of Knowledge, Scopus</i>).....	90
Autres publications	93
Brevets	94
Communications avec actes édités	94
A.2 Publications significatives	99

1 Parcours professionnel

Cette première partie du mémoire présente synthétiquement mon parcours professionnel, à travers un curriculum vitae et un résumé de mes activités d'enseignant-chercheur.

1.1 Curriculum vitae

1.1.1 Etat civil

Raphaël Dumas

Né le 23 mars 1975

Marié, deux enfants

1.1.2 Formation en mécanique et biomécanique

2004 Post-doctorat

Ecole de Technologie Supérieure de Montréal

Boursier Lavoisier (*Ministère Français des Affaires Etrangères*) et Boursier Mentor (*Instituts de Recherche en Santé du Canada*)

2002 Doctorat de Mécanique (mention très honorable avec félicitations du jury)

Ecole Nationale Supérieure des Arts et Métiers de Paris

Boursier CIFRE (*Association Nationale de la Recherche et de la Technologie*)

1998 Diplôme d'Etudes Approfondies en Mécanique (mention bien)

Institut National des Sciences Appliquées de Lyon

1998 Ingénieur Génie Mécanique et Construction

Institut National des Sciences Appliquées de Lyon

1993 Baccalauréat C (mention très bien)

Lycée Vincent D'Indy de Privas

1.1.3 Expérience antérieure de recherche

- Jan. 2003** **Laboratoire de recherche en Imagerie et Orthopédie**
- Juin 2004** *Ecole de Technologie Supérieure de Montréal*
Projet : paramètres inertiels personnalisés du membre inférieur à partir de l'imagerie bi-planaire basse dose en vue d'une modélisation en dynamique inverse
Direction : Jacques de Guise et Rachid Aissaoui
Collaboration : société *Biospace* (Paris) et Centre Hospitalier de l'*Université de Montréal*
- Oct. 1999** **Laboratoire de Biomécanique UMR8005**
- Nov. 2002** *Ecole Nationale Supérieure des Arts et Métiers de Paris*
Projet : analyse biomécanique de la correction des scolioses par la technique du modelage in situ
Direction : Wafa Skalli et David Mitton
Collaboration : société *Eurosurgical* (Beaurains) et Service de Chirurgie Orthopédique des *Hôpitaux Universitaires de Strasbourg*
- Oct. 1998** **Laboratoire de Mécanique des Solides**
- Nov. 1998** *Institut National des Sciences Appliquées de Lyon*
Projet : évaluation de nouveaux concepts de prothèse trapézo-métacarpienne et de systèmes d'ostéosynthèse rachidienne
Direction : Claude Rumelhart
Collaboration : sociétés *Biomet Merck* (Valence) et *Fixano* (Péronnas) et Service de Chirurgie Orthopédique de la *Clinique du Parc de Lyon*
- Fév. 1998** **Laboratoire de Mécanique des Solides**
- Juil. 1998** *Institut National des Sciences Appliquées de Lyon*
Projet : caractérisation mécanique de l'os spongieux humain sous contraintes cisailantes
Direction : Claude Rumelhart
Collaboration : société *Tissue Bank of France* (Lyon)

Août 1997 **Département de Génie Mécanique**

Jan. 1998 *Ecole de Technologie Supérieure de Montréal*

Projet : évaluation des précisions d'un processus de conception de prothèses personnalisées du genou

Direction : Sylvie Doré

1.1.4 Carrière universitaire

Actuellement au 3^{ème} échelon de la classe normale du corps des Maîtres de Conférences

2009 **Obtention de la Prime d'Excellence Scientifique**

2005 **Titularisation au poste de Maître de Conférences**

2004 **Affectation à l'Université Claude Bernard Lyon 1**

Laboratoire de Biomécanique et Mécanique des Chocs UMR_T9406

2003 **Qualification en section 60**

1.2 Résumé des activités d'enseignant-chercheur

1.2.1 Responsabilité, animation, gestion

Au sein de l'*Université Claude Bernard Lyon 1*, j'ai pris en 2007 la responsabilité du parcours Ingénierie Mécanique de la licence Sciences, Technologies, Santé, mention Mécanique - Génie Civil. Je suis également élu depuis 2009 au Conseil de la Faculté des Sciences et Technologies et membre de la commission recherche de ce conseil.

A l'extérieur de l'université, je me suis investi dans plusieurs sociétés scientifiques comme l'*Association of Research groups for Spinal Osteosynthesis* dont je suis membre depuis 2003, la *Société de Biomécanique* dont je suis membre depuis 2006, et de la *Société Francophone d'Analyse du Mouvement chez l'Enfant et l'Adulte* dont je suis membre depuis 2008.

J'ai notamment été le secrétaire du Comité d'organisation du 32^{ème} Congrès de la Société de Biomécanique qui a eu lieu à Lyon en 2007 et j'ai participé, en tant que co-éditeur, à l'élaboration

du supplément de la revue *Computer Methods in Biomechanics and Biomedical Engineering* incluant les actes de ce congrès.

1.2.2 Enseignement, encadrement

Depuis mon recrutement au département de mécanique de l'*Université Claude Bernard Lyon 1*, j'interviens dans les enseignements de cours magistraux, de travaux dirigés et de travaux pratiques au niveau de la Licence Sciences et Technologie, Mention Mécanique - Génie Civil, au niveau du Master Mécanique Energétique Génie Civil et Acoustique et à l'*Ecole Polytechnique Universitaire de Lyon*. J'interviens aussi dans un Diplôme Inter-Universitaire en Chirurgie du Rachis.

Le **Tableau 1** ci-dessous reprend les niveaux de formation, l'intitulé des cours et les volumes horaires :

Tableau 1 : résumé des enseignements

Niveau	Intitulé du cours	Nature (nombre d'heures)	Observation
Licence L2, Master M1 et Master M2Pro	Conception Assistée par Ordinateur	CM (18), TD (15), TP (32)	Responsable d'UE
Licence L2	Mécanique des systèmes de solides et de points matériels	TD (30)	
Licence L3	Résistance des matériaux	TD (27)	
Master M1, 2 ^{ème} et 3 ^{ème} année ingénieur	Projet tutoré, projet d'application, projet de fin d'études	TD (24)	
Master M2Pro et 3 ^{ème} année ingénieur	Principes de base pour la simulation en dynamique rapide : dynamique des chocs automobiles	CM (30)	Responsable d'UE, nouveau cours créé en 2004
Master M2R	Modélisation multi-corps dynamique du système ostéo-articulaire : biomécanique de la posture et de la locomotion	CM (8)	Nouveau cours créé en 2004
DIU chirurgie du rachis	Méthodes futures d'analyse des déformations	CM (4)	Nouveau cours créé en 2005

Ces cours, notamment ceux de Master recherche ou de Diplôme Inter-Universitaire, s'appuient directement sur mes travaux de recherche, tout comme l'encadrement des projets tutorés, des

projets d'application et des projets de fin d'études (en première année de Master, seconde et troisième année d'école ingénieur).

Le **Tableau 2** ci-dessous reprend les niveaux de formation, le sujet des projets, les dates et nom des étudiants :

Tableau 2 : résumé des projets encadrés

Niveau	Sujet	Date	Etudiant	Observation
Master M1 (projet tutoré)	Développement et analyse d'un modèle simple de choc latéral avec passager	Janvier 2007 Juin 2007	D. Badiane N. C. Nguyen I. Batnini	Co-encadrement S. Nicolle (à 50%)
	Etude d'une bielle en éléments finis	Janvier 2008 Juin 2008	F. Chaintreuil M. Diew M. Nové	
	Simulation de la cinématique de l'articulation du genou	Janvier 2009 Juin 2009	T. Cordette N. Favetta D. Matrat	Co-encadrement S. Duprey (à 50%)
2 ^{ème} année ingénieur (projet d'application)	Mise à l'échelle des maillages éléments finis du corps humain pour la simulation du choc automobile	Mars 2008 Juin 2008	J.-J. Juré M. Jebli	
	Estimation des forces musculaires et de contact articulaire au niveau du genou pendant la marche	Mars 2010 Juin 2010	J. Bonin X. Meurisse B. Steinmann P. Moreau	
3 ^{ème} année ingénieur (projet de fin d'étude)	Modèle cinématique personnalisé de la colonne vertébrale	Décembre 2005 Février 2006	M. Biessy D. Castro N. Da Costa	
	Etude du choc piéton-voiture avec le logiciel Dytran	Décembre 2006 Février 2007	C. Charrier D. De Sousa F. Thibaut	
	Etude d'un choc piéton-poids lourd avec le logiciel Dytran	Décembre 2006 Février 2007	B. Bass Y. Pereira F.-P. Ninove	

En lien encore plus étroit avec mes travaux de recherche, j'ai été ou suis actuellement l'encadrant de 2 post-doctorants/ATER, 4 doctorants et 8 étudiants en Masters Recherche.

Le **Tableau 3** ci-après reprend le sujet des travaux, les dates et noms des étudiants :

Tableau 3 : résumé des masters, doctorats et post-doctorats encadrés

Niveau	Sujet	Date	Etudiant	Observation
Master recherche	Etude cinématique du rachis à partir de données expérimentales internes et externes	Septembre 2004 Septembre 2005	A.-L. Didier	Co-encadrement L. Cheze (à 50%)
	Développement d'une méthode d'auto-calibrage pour la stéréoradiographie	Septembre 2004 Septembre 2005	M. El Hariri	
	Etude de l'influence des choix de modélisation en dynamique sur le calcul des efforts articulaires	Septembre 2004 Septembre 2005	E. Nicol	
	Mise en place d'un protocole multi-matériel pour étudier l'influence des chaussures sur la marche	Septembre 2006 Septembre 2007	M. Darmedru	
	Développement d'un dispositif d'introduction - déploiement de prothèse pour hernies ombilicales	Septembre 2006 Septembre 2007	A. Dupic	
	Estimation de la force d'impact au moment du service en tennis par modélisation dynamique 3D du corps humain	Septembre 2009 Septembre 2010	X. Gasparutto	
	Développement d'un modèle musculo-squelettique : intégration de la géométrie articulaire et musculaire et calcul des forces par pseudo-inverse	Septembre 2009 Septembre 2010	S. Keller	Echange ERASMUS
	Analyse des efforts articulaires chez les sujets amputés fémoraux ostéo-intégrés : mesures directes et dynamique inverse	Septembre 2010 Septembre 2011 (prévision)	B. Noury	
Doctorat	Développement d'un modèle biomécanique du rachis basé sur les relations 3D internes – externes : radiographie biplanaire et franges de Moiré	Septembre 2007 Novembre 2010	P. Saunier (épouse Koell)	Co-encadrement L. Cheze (à 20%)
	Biomécanique du pied et de la cheville de l'enfant sain, de l'acquisition de la marche, jusqu'à l'âge de six ans	Janvier 2008 Janvier 2011 (prévision)	W. Samson	Co-encadrement L. Cheze (à 50%)
	Modélisation musculo-squelettique avancée pour la simulation dynamique de la marche	Avril 2008 Avril 2011 (prévision)	F. Moissenet	Co-encadrement L. Cheze (à 50%)
	Modélisation en multi-corps déformable du corps humain - Intégration des effets cinématiques et dynamiques de la structure articulaire et des tissus mous	Novembre 2010 Novembre 2013 (prévision)	X. Gasparutto	Co-encadrement E. Jacquelin (à 50%)
Post-doctorat	Etude des paramètres biomécaniques de la propulsion manuelle en fauteuil roulant	Juillet 2008 Juin 2010	G. Desroches	Co-encadrement L. Cheze (à 50%)
	Calcul de la cinématique articulaire par optimisation sous contraintes	Novembre 2008 Juillet 2009	S. Duprey	

1.2.3 Recherche, collaboration

Depuis mon recrutement en 2004, je suis membre de l'équipe modélisation biomécanique pour l'orthopédie, la médecine du sport et de réadaptation fonctionnelle du *Laboratoire de Biomécanique et Mécanique des Chocs UMR_T9406* (unité mixte de recherche de l'*Université Claude Bernard Lyon 1* et de l'*Institut de Recherche sur les Transports et leur Sécurité*).

Mes thématiques de recherche actuelles portent sur la modélisation du système ostéo-articulaire, de type multi-corps rigides, appliquée à l'étude des pathologies articulaires et aux troubles de la posture et de la locomotion. J'ai également mené quelques travaux connexes en modélisation de type éléments finis et sur des applications liées à la sécurité des transports.

Un aperçu plus détaillé de mes travaux de recherche portant sur l'analyse cinématique et dynamique tridimensionnelle du mouvement est présenté dans la seconde partie de ce mémoire.

Pour ces travaux, j'ai été lauréat du prix de thèse de l'*Association of Research groups for Spinal Osteosynthesis* en 2003 (1000 €), de deux bourses de post-doctorat du *Ministère des Affaires Etrangères* en 2003 (14700 €) et des *Instituts de Recherche en Santé du Canada* en 2004 (21500 \$), d'un Bonus Qualité Recherche de l'*Université Claude Bernard Lyon 1* en 2005 (5000 €), du prix du Colloque *Mécabio* en 2007 (4000 €) et d'une subvention individuelle de recherche du *Centre Jacques Cartier* en 2009 (1000 €).

J'ai été ou suis actuellement impliqué dans 3 projets de recherche nationaux et dans 2 projets européens :

- MIME (ANR programme Jeunes Chercheuses et Jeunes Chercheurs 2010-2014 : *Approche multi-échelle pour la modélisation personnalisée du système musculo-squelettique*) ;
- ACE (ANR programme Blanc 2010-2014 : *Etude écologique de l'interaction homme-matériel : application à l'ergonomie des raquettes de tennis*) ;
- SACR-FRM (ANR programme Tecsan 2006-2010 : *Approches de la sociologie, de la biomécanique et de l'intelligence artificielle distribuée pour la réalisation d'un système d'aide au choix et aux réglages des fauteuils roulants manuels*) ;
- DHErgo (FP7 2008-2011 : *Digital Humans for Ergonomic design of products*) ;
- APROSYS (FP6 2004-2007 : *Advanced Protection Systems*).

Je suis aussi impliqué dans 3 contrats industriels de collaboration en cours : *Medimex*, *Comité Professionnel de Développement Cuir – Chaussure - Maroquinerie*, *AXS Ingénierie*.

Je suis régulièrement « *reviewer* » pour les revues internationales suivantes : *Journal of Biomechanics*, *Gait & Posture*, *IEEE transactions on Biomedical Engineering*, *Journal of Applied Biomechanics*, *Clinical Biomechanics*, *Computer Methods in Biomechanics and Biomedical Engineering*

Je suis co-auteur de 31 articles dans des revues indexées dans les bases de données internationales (*Web of Knowledge*, *Scopus*), de 4 articles dans d'autres revues à comité de lecture et de 37 communications avec actes édités. Je suis également co-inventeur de 2 brevets.

La liste complète des publications est donnée en [Annexe A.1](#).

2 Travaux de recherche

Les travaux de recherche antérieurs à mon post-doctorat ne seront pas directement abordés dans ce mémoire. Ils ont porté sur la caractérisation mécanique du tissu osseux (Bruyere Garnier et al., 1999), sur l'évaluation de prothèses de pouce (Bruyere Garnier et al., 2001), sur l'analyse tridimensionnelle de la posture rachidienne scoliotique (Dumas et al., 2003; Steib et al., 2004) et asymptomatique (Gangnet et al., 2003; Gangnet et al., 2006) par reconstruction stéréo-radiographique (Dumas et al., 2003; Dumas et al., 2004) et sur la simulation de correction chirurgicale par élément finis (Dumas et al., 2005). Les travaux plus récents effectués, dans la continuité, sur la reconstruction stéréo-radiographique (Dumas et al., 2008; Legaye et al., 2009) ne seront pas non plus présentés.

Mes travaux de recherche actuels, dans le prolongement de mon post-doctorat, portent plus particulièrement sur les aspects méthodologiques de l'analyse cinématique et dynamique tridimensionnelle du mouvement. Ainsi, dans cette seconde partie du mémoire, suite à un bref état de l'art, plusieurs pistes d'amélioration qui ont été explorées pour l'analyse cinématique et dynamique 3D seront présentées et une méthodologie qui semble prometteuse est développée plus en détails.

2.1 Pistes d'amélioration pour l'analyse cinématique et dynamique 3D du mouvement

2.1.1 Etat de l'art

2.1.1.1 Principes de l'analyse tridimensionnelle du mouvement

Les principes de l'analyse tridimensionnelle de la posture et du mouvement basée sur des marqueurs cutanés sont bien établis depuis de nombreuses années (Cappozzo, 1984; Davis et al., 1991; Vaughan et al., 1992; Cappozzo et al., 2005). Les trajectoires mesurées d'au moins trois marqueurs par segment permettent de construire un « *système de coordonnées segmentaire* » à chaque image du mouvement étudié. Ce système est soit directement défini comme « *anatomique* » soit défini comme « *technique* » et permet, dans ce cas, de transformer des axes anatomiques construits à une image dite statique ou lors de mouvements spécifiques destinés à estimer par le calcul des

centres ou axes de rotation fonctionnels (Cheze et al., 1998; Halvorsen et al., 1999; Gamage and Lasenby, 2002; Halvorsen, 2003; Marin et al., 2003; Cereatti et al., 2004; Piazza et al., 2004; Schwartz and Rozumalski, 2005; Ehrig et al., 2006; Kiat Teu and Kim, 2006; Chang and Pollard, 2007; Chang and Pollard, 2007; Ehrig et al., 2007; Page et al., 2007; Sancisi et al., 2009).

Le placement des marqueurs est aussi choisi de manière à permettre l'estimation par régression des « *centres articulaires* » (s'ils ne sont pas des centres de rotation fonctionnels) (Bell et al., 1989; Seidel et al., 1995; Lenhofs et al., 1998; Meskers et al., 1998; Reed et al., 1999; Harrington et al., 2007; Sholukha et al., 2009) ainsi que des centres de masse des segments. Les « *centres articulaires* » sont des points choisis par convention afin de délimiter les différents segments (ou chaînons cinématiques), articulées entre eux par des rotules (Dempster, 1955). Les régressions utilisées pour les centres de masse permettent généralement d'estimer en même temps la masse des segments et les moments d'inertie (au centre de masse des segments). Ces régressions ont été principalement obtenues par mesures cadavériques (Dempster, 1955; Clauser et al., 1969; Chandler et al., 1975), par stéréo-photogrammétrie (McConville et al., 1980; Young et al., 1983; Jensen, 1986; Ackland et al., 1988; Jensen, 1989; Schneider and Zernicke, 1992) ou par imagerie médicale (Zatsiorsky and Selujanov, 1985; Mungiole and Martin, 1990; Pearsall et al., 1996; Cheng et al., 2000; Durkin and Dowling, 2003; Ganley and Powers, 2004; Bauer et al., 2007). Les deux dernières méthodes permettent notamment d'obtenir des régressions pour des enfants, des adolescents et de jeunes adultes. Certaines de ces régressions ont été réajustées (Yeadon and Morlock, 1989; Hinrichs, 1990; de Leva, 1996), afin, par exemple, d'être exprimées en fonction de la longueur segmentaire (du « *centre articulaire* » proximal au « *centre articulaire* » distal) plutôt qu'en fonction de mesures anthropométriques externes.

Les forces et moments articulaires (puis les puissances articulaires) sont ensuite calculés par dynamique inverse à partir de la cinématique segmentaire, des paramètres inertiels et de la mesure des efforts extérieurs. Par ailleurs, sans aller jusqu'à une modélisation musculaire qui est très spécifique (Zajac, 2002; Erdemir et al., 2007), des calculs en dynamique directe permettent d'étudier, à partir d'une posture donnée, l'accélération des segments induite par un moment articulaire « *moteur* » (Kepple et al., 1997; Riley et al., 2001; Patel et al., 2007; Goldberg et al., 2010).

2.1.1.2 Verrou scientifique des « *artefacts des tissus mous* »

La précision des trajectoires des marqueurs mesurées par un système d'analyse du mouvement dépend à la fois de la qualité du matériel (résolution spatiale et temporelle des caméras) et du logiciel (algorithmes de calibrage et de reconstruction). Ces erreurs instrumentales sont connues et généralement bien maîtrisées (Chiari et al., 2005). Entre autres, les trajectoires brutes sont systématiquement lissées et/ou filtrées avec un filtre passe-bas à une fréquence de coupure ajustée à la vitesse du mouvement (par exemple, de l'ordre de 5, 6 Hz pour la marche). Cependant, l'analyse du mouvement basée sur des marqueurs cutanés se heurte surtout à une autre source d'erreur qui constitue un verrou scientifique majeur. En effet, les mouvements des tissus mous (contraction des muscles, glissement de la peau) viennent se superposer aux mouvements du squelette (Cappozzo, 1991; Leardini et al., 2005; Peters et al., 2010).

Plusieurs méthodes de compensation ont été développées pour ces « *artefacts des tissus mous* ». Il s'agit, par exemple, de retrouver le mouvement rigide des segments à partir de la transformation géométrique d'un ensemble de marqueurs entre deux images successives (Spoor and Veldpaus, 1980; Arun et al., 1987; Horn, 1987; Veldpaus et al., 1988; Soderkvist and Wedin, 1993; Challis, 1995; Cheze et al., 1995; Andriacchi et al., 1998; Taylor et al., 2005), ou de retrouver, par optimisation, la cinématique articulaire qui suit au mieux les marqueurs et respecte exactement les degrés de liberté d'un modèle cinématique prédéfini (Lu and O'Connor, 1999; Charlton et al., 2004; Reinbolt et al., 2005; Andersen et al., 2009; Klous and Klous, 2010). Cette méthode d'optimisation sous contrainte permet également de réduire le nombre de marqueurs en deçà de trois marqueurs par segments (Begon et al., 2008).

D'autres approches, moins largement utilisées, consistent à établir une relation entre le mouvement des marqueurs cutanés et le mouvement du squelette, soit par des mesures complémentaires (Cappello et al., 1997; Lucchetti et al., 1998; Cappello et al., 2005; Stagni et al., 2009) soit par le calcul (Alexander and Andriacchi, 2001; Camomilla et al., 2009). Il a également été proposé de remplacer les marqueurs cutanés par des systèmes d'attaches percutanées, mais de manière très spécifique pour certaines articulations (Holden et al., 1997; Houck et al., 2004; Hagemeister et al., 2005).

2.1.1.3 Standardisation des systèmes de coordonnées

Ces dernières années, un effort de standardisation a été réalisé sur la définition des « *systèmes de coordonnées segmentaires* » définis comme « *anatomiques* » et des « *systèmes de coordonnées articulaires* » (Cappozzo et al., 1995; Wu and Cavanagh, 1995; Wu et al., 2002; Wu et al., 2005).

Les recommandations de la Société Internationale de Biomécanique (*ISB*) sont focalisées sur le calcul de la cinématique articulaire par une séquence « *mobile* » d'angles de Cardan. Pour la plupart des articulations, cette séquence d'axes de rotation correspond à un axe Z du segment proximal (généralement support de la flexion-extension), puis un axe X dit « *flottant* », puis un axe Y du segment distal (généralement dans la direction longitudinale du segment) (Chao, 1980; Grood and Suntay, 1983).

D'autres propositions, comme par exemple de construire non pas des systèmes « *anatomiques* » mais des systèmes tous alignés en position de référence (Cole et al., 1993) (définissant ainsi le zéro des angles articulaires pour notamment limiter la variabilité inter- et intra-sujet) ou encore de calculer les angles articulaires par projection du vecteur d'attitude (Woltring, 1994) (évitant ainsi les singularités nommées « *gimbal lock* » et les discontinuités des angles d'Euler/Cardan) n'ont pas été suivies. Ce terme de « *gimbal lock* » correspond au fait que, dans certaines configurations singulières, les angles d'Euler/Cardan deviennent indéterminés.

2.1.1.4 Débats

Parmi différents débats et controverses qui ont plus récemment eu lieu au sein de la communauté internationale, on peut citer la recherche d'alternatives aux angles d'Euler/Cardan pour les calculs de cinématique (composition de mouvements, vitesses et accélérations) (Kirtley et al., 2001), la proposition de l'utilisation des « *systèmes de coordonnées articulaires* » pour interpréter non seulement les angles mais aussi les forces et moments « *nets* » (Fujie et al., 1996; Gagnon et al., 2001; Schache and Baker, 2007; Morrow et al., 2009), la réflexion sur l'interprétation des puissances en 3D ou plan par plan (Rubenson et al., 2004).

2.1.2 Pistes d'amélioration pour l'analyse cinématique 3D

2.1.2.1 Généralisation des « *systèmes de coordonnées segmentaires* »

Dans le cas où les « *systèmes de coordonnées segmentaires* » sont « *anatomiques* » (comme ceux recommandés par l'*ISB* (Wu et al., 2002; Wu et al., 2005)), leur construction correspond inévitablement à un compromis entre des directions qui sont généralement loin d'être perpendiculaires entre elles : une direction anatomique (chaînon cinématique défini du « *centre articulaire* » proximal au « *centre articulaire* » distal (Dempster, 1955)), une direction fonctionnelle (axe de rotation du degré de liberté principal d'une articulation) et, éventuellement, des directions

inertielles (axes des moments principaux d'inertie). Un paramétrage généralisé des segments basé sur leurs directions privilégiées et conduisant à la définition d'un repère non orthonormé pourrait donc être une option intéressante en biomécanique (Dumas and Cheze, 2007).

Pour chaque segment i du corps humain, un paramétrage comprenant la position de deux points et deux vecteurs unitaires a donc été proposé (Figure 1). Les deux points, P_i et D_i , sont les « centres articulaires » proximaux et distaux. Ils forment la direction anatomique du segment, $\mathbf{v}_i = \mathbf{r}_{P_i} - \mathbf{r}_{D_i}$. Un vecteur unitaire, \mathbf{w}_i , est selon l'axe fonctionnel moyen de flexion-extension de l'articulation distale. Un autre vecteur unitaire, \mathbf{u}_i , est normal au plan frontal du segment (et \mathbf{u}_i et \mathbf{v}_i sont dans le plan sagittal, les plans frontal, sagittal et transverse étant supposés principaux d'inertie). Tous les vecteurs sont exprimés dans un système de coordonnées global (noté ICS).

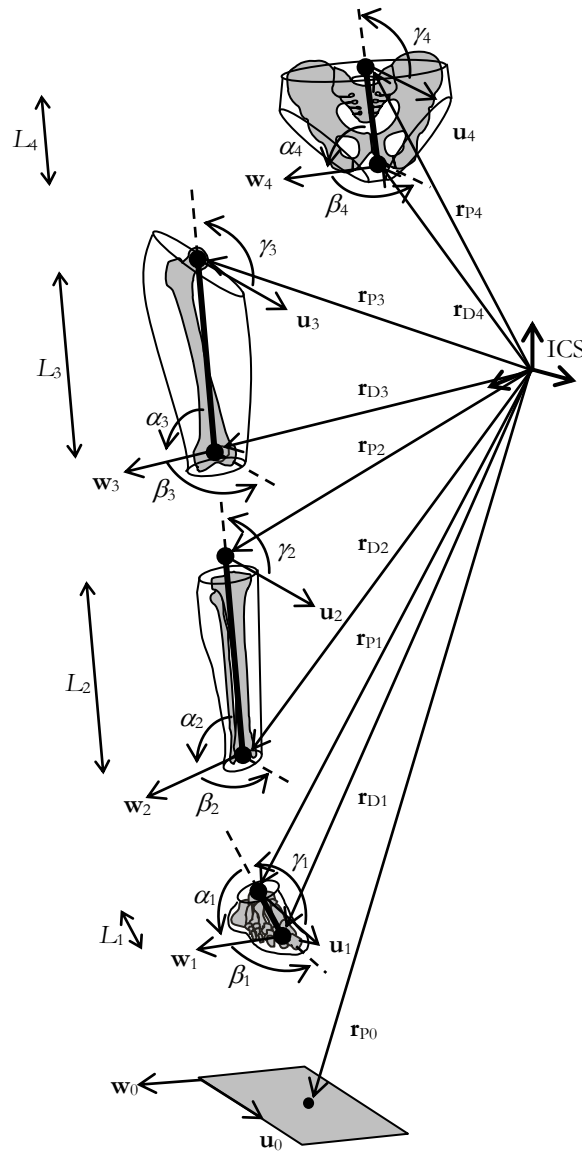


Figure 1 : paramétrage non orthogonal des segments du membre inférieur droit : $i=1$ pour le pied, $i=2$ pour la jambe, $i=3$ pour la cuisse et $i=4$ pour le bassin (adapté de (Dumas and Cheze, 2007))

Le paramétrage $\mathbf{Q}_i = \begin{bmatrix} \mathbf{u}_i \\ \mathbf{r}_{P_i} \\ \mathbf{r}_{D_i} \\ \mathbf{w}_i \end{bmatrix}$ et le repère non orthonormé $\left(P_i, \mathbf{u}_i, \underbrace{(\mathbf{r}_{P_i} - \mathbf{r}_{D_i})}_{\mathbf{v}_i}, \mathbf{w}_i \right)$ associés au

segment i incluent ainsi des informations anatomique, fonctionnelle et inertielle. Notamment, la longueur segmentaire L_i peut être directement déduite ($L_i = \|\mathbf{r}_{P_i} - \mathbf{r}_{D_i}\|$, cette longueur entre généralement en compte dans le calcul des paramètres inertiels par régression). Par ailleurs, le « système de coordonnées segmentaire anatomique » $(P_i, \mathbf{X}_i, \mathbf{Y}_i, \mathbf{Z}_i)$ peut en être déduit (Dumas and Cheze, 2007) mais en forçant les trois directions à devenir orthogonales (alors que les angles $\alpha_i, \beta_i, \gamma_i$ entre les vecteurs de base des segments peuvent être différents de 90°).

Ces coordonnées généralisées correspondent à un paramétrage « *totalelement cartésien* », également appelé paramétrage en « *coordonnées naturelles* » (Garcia de Jalon et al., 1986). Les calculs de cinématique et de dynamique 3D basés sur ces coordonnées généralisées sont présentés plus en détails à la Section 2.2.

Au passage, la notation (avec le même paramétrage \mathbf{Q}_i ou un autre plus classique) de la plateforme de force comme un segment supplémentaire ($i=0$) dont l'articulation proximale est le centre de pression permet de rendre les calculs de dynamique inverse parfaitement récursifs : les forces et moments de réactions au sol sont considérés comme l'opposé du torseur articulaire du segment proximal sur le segment distal, agissant au « *centre articulaire* » entre ces deux segments et exprimé dans le système de coordonnées global. Cette proposition se veut générique (Dumas et al., 2004), applicable de la même manière, par exemple, aux forces et moments agissant sur la main courante pendant la propulsion en fauteuil roulant.

2.1.2.2 Adaptation des « systèmes de coordonnées articulaires »

Par ailleurs, même si le calcul de la cinématique articulaire est standardisé au niveau international pour la plupart des articulations (Wu et al., 2002; Wu et al., 2005), le choix de la séquence d'axes de rotation peut être encore discuté pour des articulations spécifiques telles que la trapézo-métacarpienne (Dumas et al., 2008; Cheze et al., 2009). En effet, la désignation du premier et du troisième axe de rotation de la séquence devrait correspondre aux deux principaux degrés de liberté de l'articulation tandis que l'axe « *flottant* » (deuxième axe de la séquence) devrait correspondre à un degré de liberté couplé, ou plus limité (voire inexistant).

Il faut rappeler qu'une séquence mobile d'axes de rotation correspond à un modèle cinématique de type « *suspension de Cardan* » qu'il convient d'adapter au mieux à l'anatomie fonctionnelle de chaque articulation. Dans le cas de l'articulation trapézo-métacarpienne (Figure 2), la séquence autour d'un axe Z_t du segment proximal (du centre de l'articulation entre le trapèze et le 2^{ème} métacarpien à l'extrémité distale du tubercule du trapèze), puis autour d'un axe Y_f dit « *flottant* », et autour d'un axe X_m du segment distal (normal au plan formé par le centre de la base du 1^{er} métacarpien et par les deux tubercules distaux latéral et médial) semblent la plus cohérentes avec son anatomie (Pieron, 1973; Kuczynski, 1974; Kapandji, 1981) et ses mobilités (Cooney et al., 1981; Hollister et al., 1992; Imaeda et al., 1994; Cheze et al., 2001; Cerveri et al., 2008).

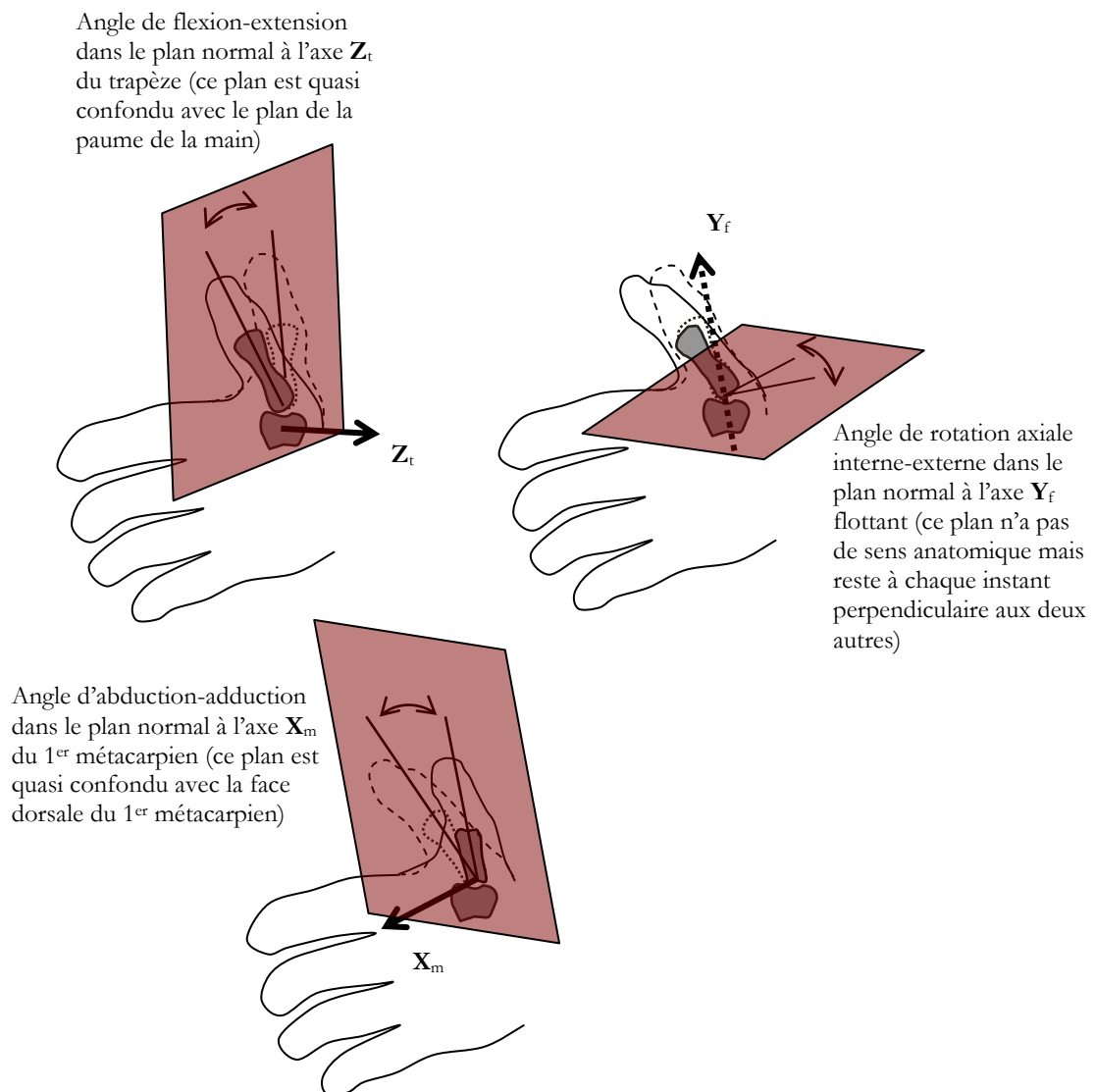


Figure 2 : séquence mobile d'axes de rotation proposée pour l'articulation trapézo-métacarpienne (adapté de (Dumas et al., 2008))

Évaluée sur six positions successives mesurées par tomographie axiale sur un sujet volontaire (Cheze et al., 2009), cette séquence $Z_t Y_f X_m$, comparée à deux autres (fixe $Z_t Y_t X_t$ et mobile $Z_t X_f Y_m$) précédemment proposées dans la littérature (Cooney et al., 1981; Wu et al., 2005), donne une amplitude de rotation axiale interne-externe plus limitée (Figure 3), ce qui est plus cohérent avec les deux degrés de liberté de l'articulation trapézo-métacarpienne en forme de « selle de cheval ».

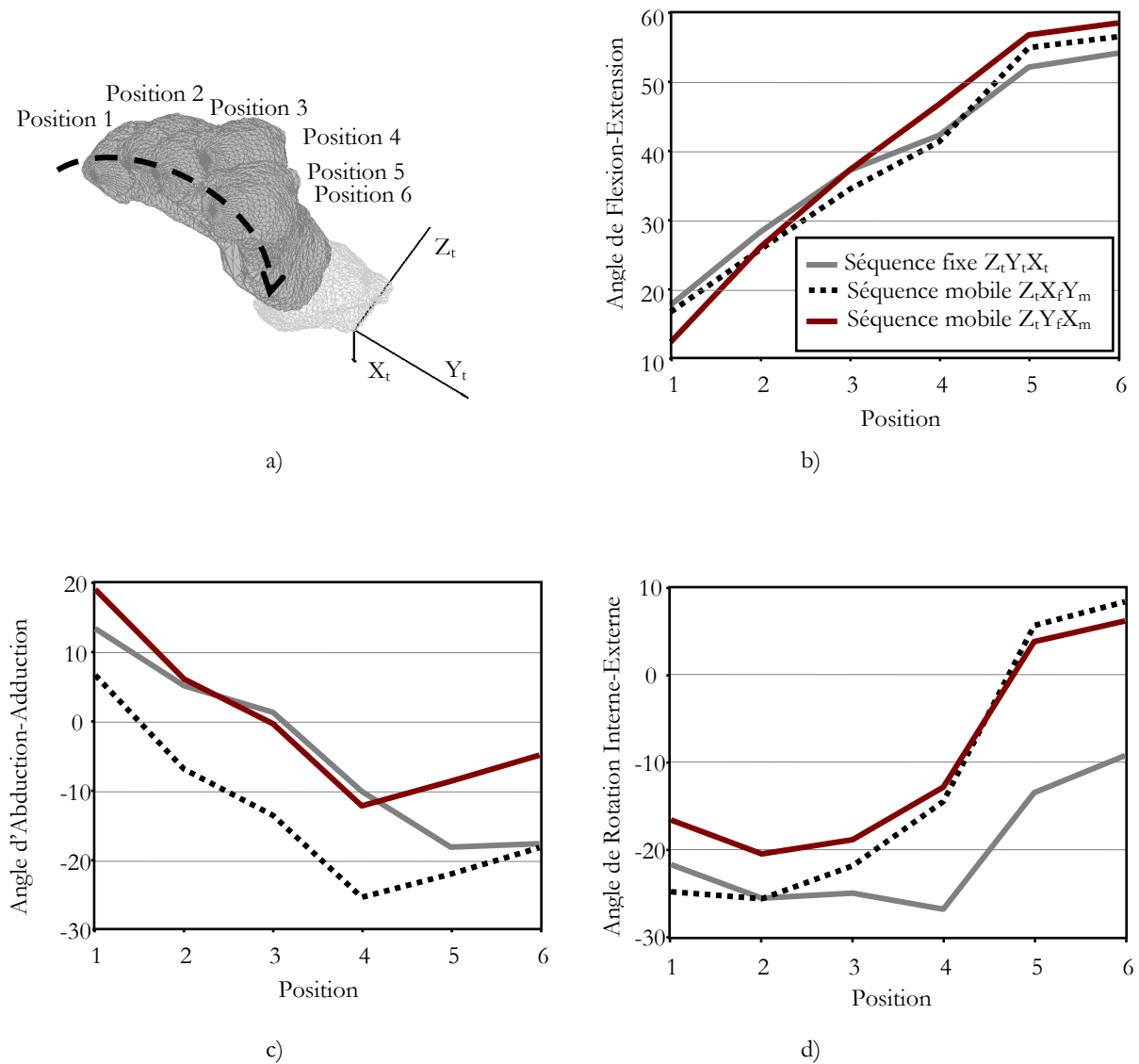


Figure 3 : a) positions successives de l'articulation trapézo-métacarpienne mesurées par CT-scan
 b) angles de Flexion-Extension, c) angles d'Abduction-Adduction et
 d) angles de Rotation Interne-Externe calculés par trois séquences d'axes de rotation
 (adaptée de (Cheze et al., 2009))

Une autre question concerne la définition du zéro des angles articulaires. Sans aller jusqu'à aligner tous les systèmes de coordonnées dans une position de référence (Cole et al., 1993), un alignement sélectionné peut être pertinent pour certaines articulations comme, par exemple, le complexe de l'épaule dont l'amplitude de mouvement rend les calculs de cinématique tridimensionnelle complexes.

Pour un mouvement d'élévation du bras dans le plan de l'omoplate, l'humérus étant en rotation interne, neutre ou externe, la séquence d'axes mobile XZY a été rapportée comme celle conduisant au nombre minimal de « *gimbal lock* » et à des amplitudes de mouvement cohérentes avec la clinique (Senk and Cheze, 2006). Cependant, ces amplitudes de mouvement dépendent non seulement de la séquence d'axes de rotation mais aussi de l'orientation de ces axes (du fait d'un « *cross talk* »). Ce terme de « *cross talk* » correspond au fait que le mouvement de rotation sur un seul degré de liberté peut correspondre à des variations des trois angles d'Euler/Cardan dans le cas où aucun des axes autour desquels sont calculés ces angles n'est aligné avec l'axe de ce degré de liberté.

L'alignement, en position de référence, des axes du segment distal sur les axes du segment proximal, qui a précédemment été proposé pour une étude *in vitro* de l'articulation gléno-humérale (Levasseur et al., 2007), a été généralisé et évalué *in vivo* (Hagemeister et al., 2010). Ainsi, trois alignements ont été proposés, basés sur les axes du thorax, de l'omoplate et de l'humérus (Figure 4).

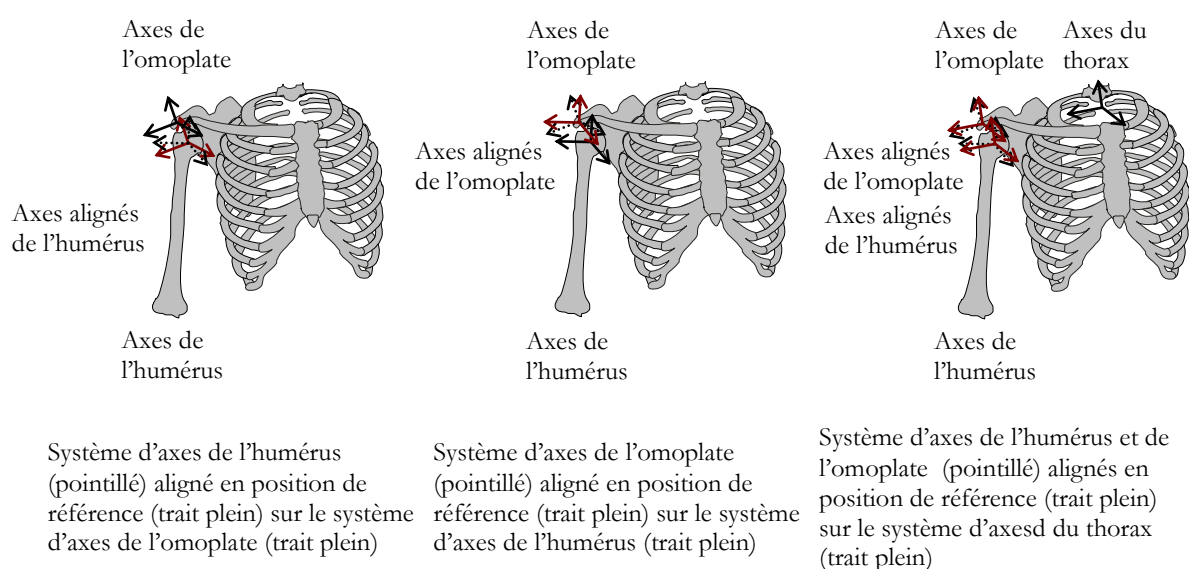


Figure 4 : alignements des axes de l'humérus et /ou de l'omoplate pour les calculs de cinématique de l'articulation gléno-humérale (adapté de(Hagemeister et al., 2010))

La seule méthode qui semble donner des positions et des amplitudes de mouvement cohérentes avec l'anatomie et la clinique est l'alignement des axes de l'omoplate sur ceux de l'humérus. Pour un mouvement d'élévation du bras dans le plan de l'omoplate mesuré chez 5 sujets volontaires, les autres alignements ainsi que l'absence d'alignement conduisent à des angles équivalents pour l'adduction-abduction mais différents pour la flexion-extension horizontale et la rotation interne-externe (avec, par exemple, des amplitudes et des variabilités inter-sujets exagérées) notamment quand les mouvements d'élévation du bras sont exécutés avec l'humérus en rotation interne et externe.

2.1.2.3 Compensation des « *artefacts des tissus mous* »

Concernant les méthodes de compensation des « *artefacts des tissus mous* », lorsque la transformation géométrique d'un ensemble de marqueurs sert à calculer le mouvement rigide des segments, les autres informations géométriques liées à la déformation de l'ensemble de marqueurs ne sont généralement pas exploitées.

A l'inverse, dans d'autres domaines tels que l'imagerie médicale, les méthodes de recalage élastique sont essentielles. L'application de méthodes linéaires d'interpolation et d'approximation 3D (Sommer et al., 1982; Trochu, 1993; Buhmann, 2000) a donc été proposée (Dumas and Cheze, 2009) pour la compensation des « *artefacts des tissus mous* » et leur modélisation (Tableau 4).

Les transformations affine, de Krigeage et par fonctions à bases radiales ont été évaluées sur des données de simulation. Elles permettent de calculer, par moindres carrés, la transformation rigide (rotation et translation) avec un niveau d'erreur équivalent à une méthode classique (Soderkvist and Wedin, 1993) pour un ensemble de marqueurs dont la trajectoire connue a été bruitée. Ce niveau d'erreur est de $1,5^\circ$ pour les angles et 4 mm pour les déplacements articulaires du genou pour un bruit d'une amplitude de 3 cm et 1,5 cm sur la position des marqueurs cutanés de la cuisse et de la jambe, respectivement. Les transformations affine, de Krigeage et par fonctions à bases radiales permettent en plus de modéliser la transformation déformante (homothétie, glissement, ...) qui correspond aux « *artefacts des tissus mous* ».

L'ensemble de la méthode et des résultats est présenté dans la première publication qui est donnée en Annexe A.2.

Tableau 4 : compensation et modélisation des
« artefacts des tissus mous » (adapté de (Dumas and Cheze, 2009))

Méthode	Calcul de la transformation rigide	Ensemble de marqueurs	Modèle de la transformation déformante	Sélection des paramètres du modèle d'interpolation (ou d'approximation)
Affine	(pseudo-) inversion et décomposition polaire ⁽¹⁾	Au minimum 4 marqueurs non-coplanaires : la transformation est une interpolation si $n = 4$ (et une approximation dans les autres cas)	Homothétie, glissement (et résidu des moindres carrés)	Aucune
Krigeage	Inversion et décomposition polaire ⁽¹⁾	Au minimum 5 marqueurs non-coplanaires : la transformation est une interpolation dans tous les cas	Homothétie, glissement et fonction 3D des distances entre les marqueurs de l'ensemble	Sélection stochastique de la fonction 3D des distances entre les marqueurs
Fonctions à bases radiales	(pseudo-) inversion et décomposition polaire ⁽¹⁾	Au minimum 5 marqueurs non-coplanaires : la transformation est une interpolation si tous les marqueurs sont sélectionnés comme centres (et une approximation dans les autres cas)	Homothétie, glissement et fonctions 3D des distances entre les marqueurs de l'ensemble et des centres sélectionnés (et résidu des moindres carrés)	Sélection déterministe ⁽²⁾ des fonctions 3D et des centres
Méthode classique (SVD)	Décomposition en valeurs singulières	Au minimum 3 marqueurs non alignés : la transformation est une approximation dans tous les cas	Résidu des moindres carrés	Aucune

⁽¹⁾ La décomposition polaire doit être « *positive* », c'est à dire avec le déterminant de la rotation à +1, afin d'éviter une transformation supplémentaire de symétrie miroir dans le modèle (Sommer et al., 1982).

⁽²⁾ Le résultat de la sélection (Orr, 1995) est que la transformation par fonctions à bases radiales est exactement la même que le Krigeage si tous les marqueurs de l'ensemble sont sélectionnés comme centres, ou que la transformation par fonctions à bases radiales est exactement la même que l'affine si aucun des marqueurs de l'ensemble n'est sélectionné comme centre.

Par ailleurs, lorsqu'un modèle cinématique prédéfini est utilisé pour calculer la cinématique articulaire, par exemple du membre inférieur, les liaisons mécaniques qui représentent le genou et la cheville sont souvent très simplifiées : rotules, pivots ou cardans. Ainsi, bien qu'ils aient été mis en évidence par des mesures *in vivo* ou *in vitro* utilisant des vis intra-corticales, aucun degré de liberté en translation et aucun couplage articulaire (excepté pour un cardan non orthogonal) n'est pris en compte. C'est cette connaissance *a priori* plutôt restrictive qui est utilisée pour compenser les « *artefacts des tissus mous* » par optimisation sous contraintes (Lu and O'Connor, 1999; Charlton et al., 2004; Reinbolt et al., 2005; Andersen et al., 2009; Klous and Klous, 2010). L'idée est donc de remplacer les liaisons mécaniques simples par des « *mécanismes parallèles* » plus proches de l'anatomie (Duprey et al., 2010).

Ces mécanismes, qui sont composés de contacts « *sphère sur plan* » et de ligaments indéformables (Wilson et al., 1998; Feikes et al., 2003; Di Gregorio et al., 2007; Franci et al., 2009), conduisent à des liaisons ne présentant qu'un seul degré de liberté indépendant et cinq degrés de liberté couplés par des équations de contraintes. L'utilisation du paramétrage \mathbf{Q}_i précédemment défini permet de rendre ces contraintes (ainsi que celles correspondantes aux liaisons rotules, pivots et cardans) toutes linéaires ou quadratiques.

Le développement des calculs de cinématique par optimisation sous contraintes est présenté plus en détails à la [Section 2.2](#).

Pour un mouvement de marche à vitesse confortable, les résultats d'optimisation sous contraintes sur 5 sujets volontaires (Duprey et al., 2010) montrent que la cinématique du membre inférieur calculée est fortement dépendante du choix du modèle cinématique (rotules, pivots, cardans et « *mécanisme parallèle* »). Par exemple, bien que l'ensemble des angles articulaires de la hanche ainsi que la flexion-extension du genou et de la cheville ne soient pas trop influencés, les angles d'abduction-adduction et de rotation interne-externe le sont tout particulièrement ([Figure 5](#)). En effet, ce sont surtout ces degrés de liberté qui sont laissés libres, forcés à zéro ou spécifiquement couplés selon le modèle cinématique.

De plus, ces angles articulaires au niveau du genou sont influencés par le choix du modèle cinématique de la cheville et réciproquement, excepté quand ils sont déjà eux-mêmes complètement contraints (comme dans le cas d'un modèle pivot ou « *mécanisme parallèle* »).

Enfin, seuls les « *mécanismes parallèles* » permettent de retrouver des déplacements articulaires comme ceux rapportés dans les études *in vivo* utilisant des vis intra-corticales (Lafortune et al., 1992; Reinschmidt et al., 1997; Benoit et al., 2007).

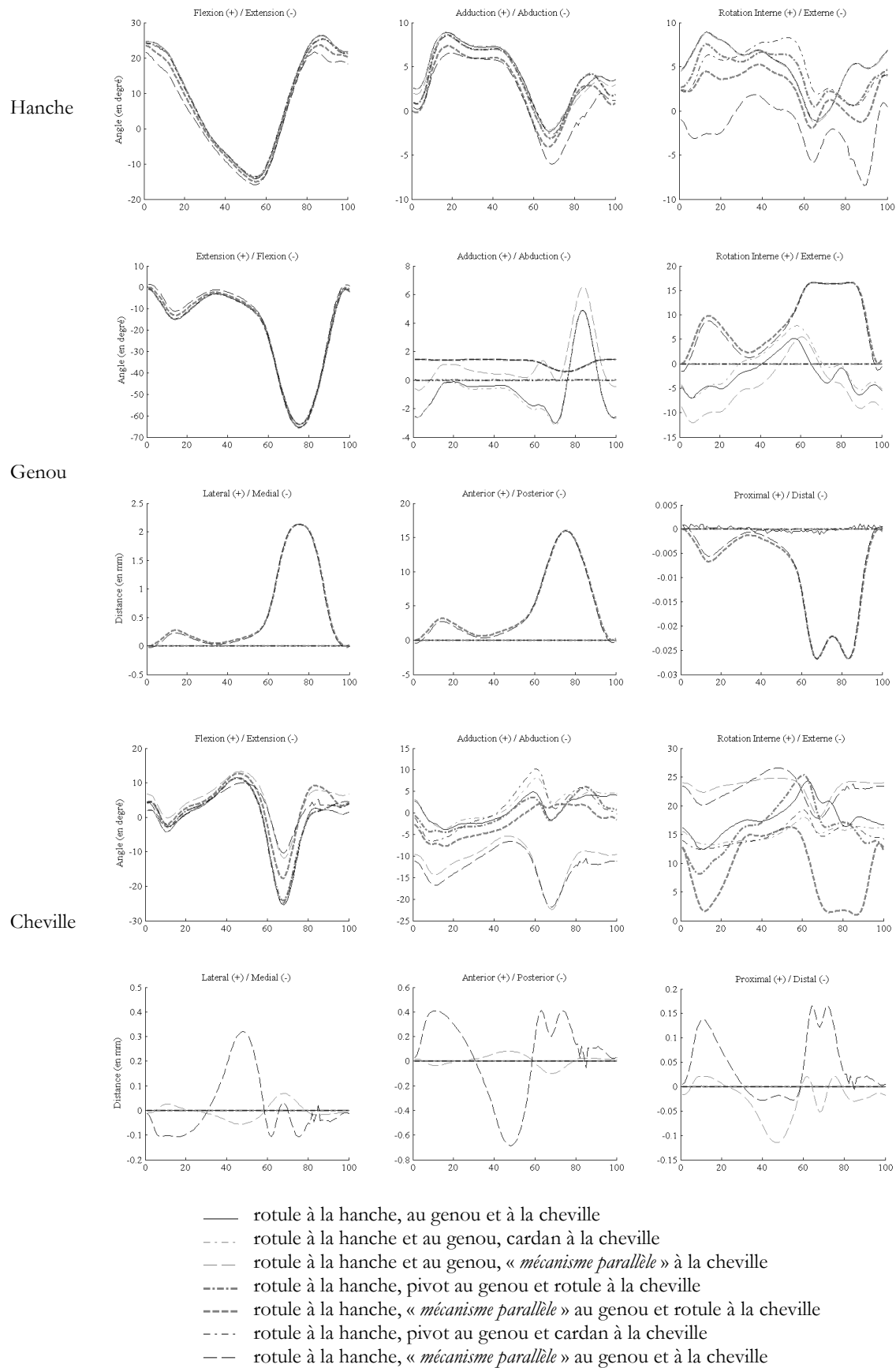


Figure 5 : angles et déplacements articulaires à la hanche, au genou et à la cheville sur 100% du cycle de marche obtenus pour un sujet représentatif par optimisation sous contraintes avec différents modèles cinématiques (adapté de (Duprey et al., 2010))

2.1.3 Pistes d'amélioration pour l'analyse dynamique 3D

2.1.3.1 Personnalisation et ajustement des paramètres inertiels

Les calculs de dynamique, inverses ou directs, vont faire intervenir les paramètres inertiels des segments du corps humain. Ils sont connus pour être très variables d'une étude à l'autre et assez peu établis pour les enfants, les adolescents, les femmes, et les sujets pathologiques comme, par exemple, les obèses (Reid and Jensen, 1990; Jensen, 1993; Pearsall and Reid, 1994). Ils ont une influence plus faible que d'autres termes intervenant dans les calculs de dynamique, comme les actions extérieures et les accélérations segmentaires, mais une influence non négligeable, même pour un mouvement à faible vitesse comme la marche (McCaw and DeVita, 1995; Andrews and Mish, 1996; Challis and Kerwin, 1996; Krabbe et al., 1997; Pearsall and Costigan, 1999; Manal et al., 2002; Ganley and Powers, 2004; Silva and Ambrosio, 2004; Rao et al., 2006; Reinbolt et al., 2007; Riemer et al., 2008). Les simplifications sur la répartition des masses qui sont quasiment toujours faites dans les régressions, sont elles moins connues ou, en tous cas, peu discutées et remises en question. Généralement, le centre de masse est supposé aligné avec les « *centres articulaires* » du segment et les produits d'inerties sont considérés nuls. Tous les segments du corps humain seraient ainsi sensés avoir au moins deux plans de symétrie. Afin d'obtenir des paramètres inertiels non simplifiés et notamment pour des populations pour lesquelles pas ou peu de régressions existent, une approche personnalisée, par exemple par imagerie médicale (Imagerie à Résonance Magnétique, tomographie axiale), représente un intérêt certain (Mungiole and Martin, 1990; Pearsall et al., 1996; Cheng et al., 2000; Bauer et al., 2007).

L'opportunité a alors été testée (Dumas et al., 2005) d'utiliser une modalité d'imagerie particulière, la radiographie basse dose biplane (système EOS, société Biospace, Paris), qui permet d'obtenir une modélisation 3D du squelette et de la surface extérieure à partir d'une acquisition simultanée en position debout (par opposition aux acquisitions multiples réalisées couchées avec d'autres moyens d'imagerie). La masse, la position 3D du centre de masse, les moments et les produits d'inertie ont été calculés à partir du volume des modèles 3D reconstruits (par recalage rigide et élastique basé sur les contours 2D identifiés dans les radiographies). Les « *systèmes de coordonnées segmentaires anatomiques* » (recommandés par l'ISB (Wu et al., 2002)) peuvent aussi être calculés à partir de la géométrie reconstruite (Figure 6).

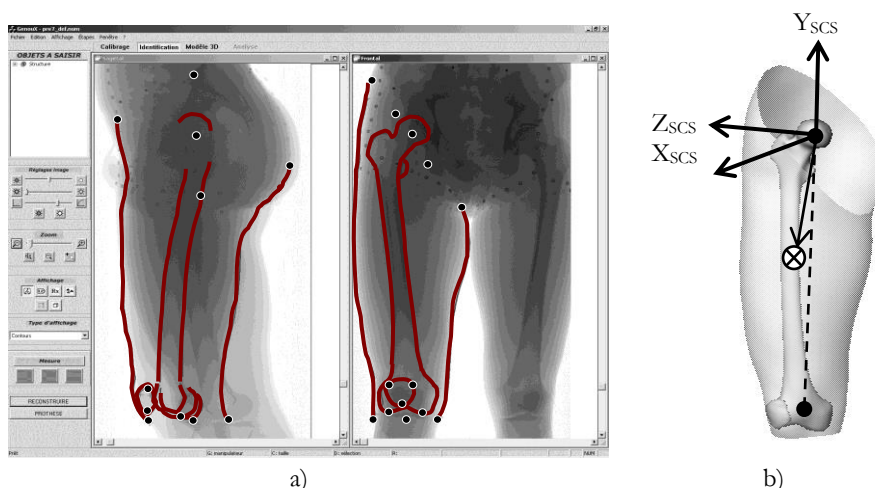


Figure 6 : a) identification de points anatomiques et de contours dans les radiographies et
b) modèles 3D reconstruits et centre de masse dans le « système de coordonnées segmentaire anatomique »
(adapté de (Dumas et al., 2005))

Pour les cuisses de huit jeunes femmes et huit jeunes hommes, l'estimation personnalisée des paramètres inertiels par radiographie bi-plane a montré une position du centre de masse légèrement postérieure et latérale ainsi qu'un opérateur d'inertie non principal dans le « système de coordonnées segmentaire anatomique », comme cela avait été précédemment mesuré sur des sujets cadavériques (Chandler et al., 1975).

Par ailleurs, l'accès à l'imagerie médicale étant très contraignant, la possibilité d'obtenir par régression des paramètres inertiels correspondant à une répartition des masses non simplifiée (c'est-à-dire un centre de masse non aligné avec les « centres articulaires » du segment et des produits d'inerties non nuls) semble aussi pertinente.

De telles régressions 3D ont pu être établies en ajustant des données de la littérature obtenues par stéréophotogrammétrie (McConville et al., 1980; Young et al., 1983) assez peu utilisées jusqu'à présent car exprimées dans des systèmes de coordonnées différents des « systèmes de coordonnées segmentaires anatomiques » (recommandés par l'ISB (Wu et al., 2002; Wu et al., 2005)). Cet ajustement (Dumas et al., 2007), comme ceux précédemment effectués (Hinrichs, 1990; de Leva, 1996) sur d'autres données de la littérature, correspond à la redéfinition des régressions, non plus en fonction de mesures anthropométriques externes, mais en fonction des longueurs segmentaires (du « centre articulaire » proximal au « centre articulaire » distal).

L'ensemble des régressions 3D ajustées est présenté dans la seconde publication qui est donnée en Annexe A.2.

Les paramètres inertiels des cuisses des seize sujets, mesurés précédemment par radiographie biplane ont donc pu être comparés (Dumas et al., 2006) à leurs estimations faites par ces régressions 3D, ajustées à partir de mesures stéréophotogrammétriques, ainsi que des estimations faites par d'autres régressions très utilisées dans la littérature (Dempster, 1955; de Leva, 1996), basées respectivement sur des mesures cadavériques et absorptiométriques (Figure 7). Ces autres régressions font intervenir, elles aussi, les longueurs segmentaires mais sont limitées à des informations planes.

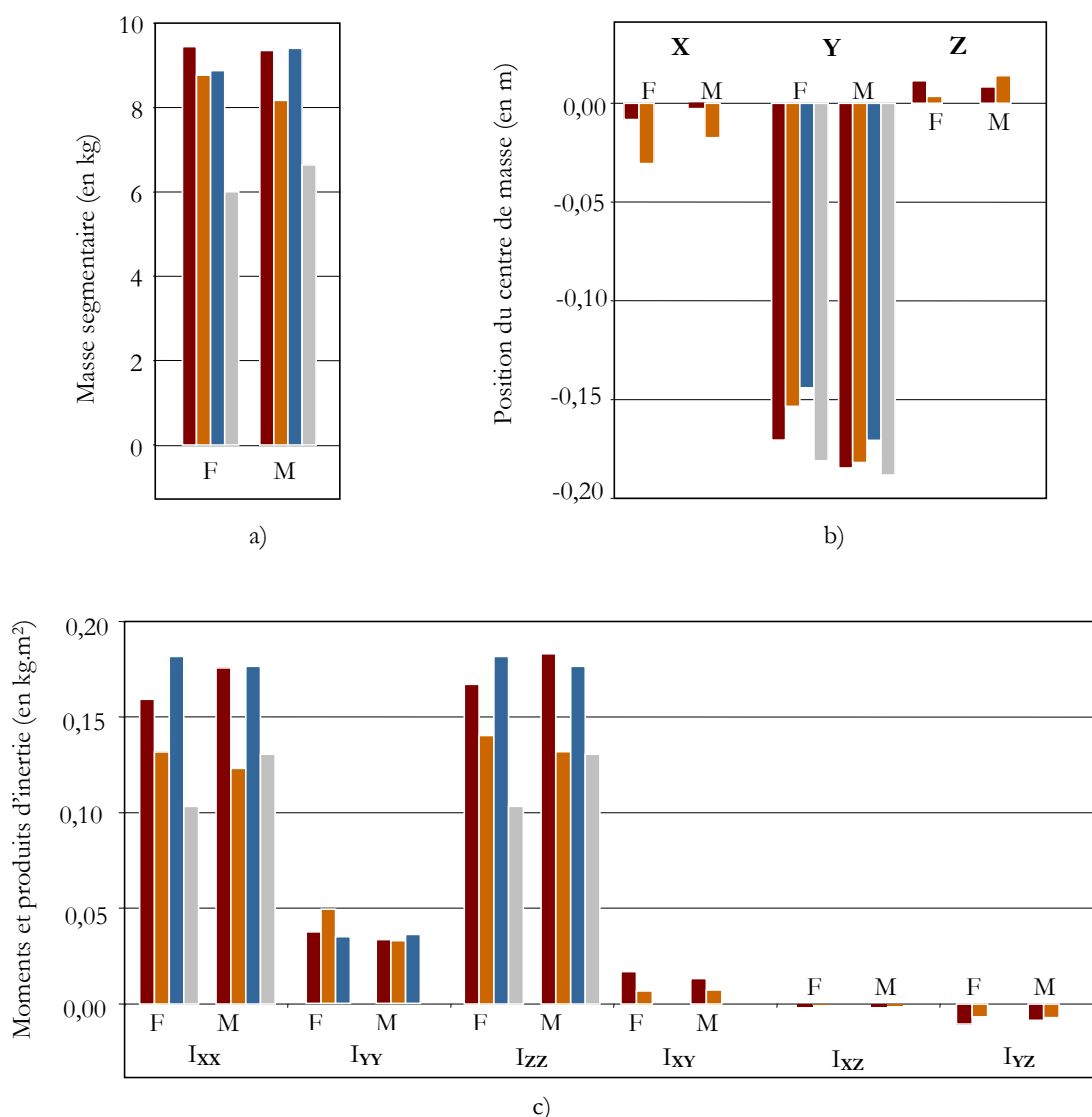


Figure 7 : comparaison des paramètres inertiels de la cuisse de 8 femmes (F) 8 hommes (M) mesurés par radiographie biplane ■, estimés par régressions 3D basées sur des mesures stéréophotogrammétriques ■, estimés par régressions basées sur des mesures absorptiométriques ■ et estimés par régressions basées sur des mesures cadavériques ■ : a) masse segmentaire moyenne, b) position moyenne du centre de masse et c) moments et produits d'inertie moyens (adapté de (Dumas et al., 2006))

Des différences notables apparaissent pour l'estimation de la masse segmentaire (plus faible quand elle est estimée par les régressions basées sur des mesures cadavériques), pour l'estimation de la position inférieure-supérieure du centre de masse (notamment pour les sujets féminins) et pour l'estimation des moments d'inertie (plus élevés et relativement proches quand ils sont mesurés par radiographie biplane et estimés par les régressions basées sur des mesures absorptiométriques). Ces différences restent néanmoins dans la plage de variation rapportée dans la littérature. En outre, seules les mesures personnalisées et les régressions 3D donnent les positions antérieure-postérieure et médiale-latérale du centre de masse et les produits d'inertie, avec des différences quantitatives mais pas qualitatives. C'est-à-dire que la tendance dans la répartition des masses reste la même : le centre de masse est légèrement postérieur et latéral, seul un produit d'inertie est négligeable, les deux autres sont comparables et de signe opposé.

2.1.3.2 Comparaison, évaluation et validation des calculs de dynamique inverse

Pour les calculs de dynamique inverse, les paramètres inertiels (personnalisés ou non, correspondant à une répartition des masses simplifiée ou non) sont les données d'entrée dont l'influence a été le plus étudiée avec la position des « *centres articulaires* » (Andrews and Mish, 1996; Krabbe et al., 1997; Holden and Stanhope, 1998; Kirkwood et al., 1999; Pearsall and Costigan, 1999; Stagni et al., 2000; Besier et al., 2003; Ganley and Powers, 2004; Rao et al., 2006; Reinbolt et al., 2007). L'influence de la méthode de calcul, elle-même, reste par contre méconnue.

Aussi, quatre méthodes 3D récursives (équations de Newton-Euler) ont-elles été comparées (Dumas et al., 2007). La première méthode est celle la plus couramment utilisée dans la littérature (Apkarian et al., 1989; Kadaba et al., 1989; Davis et al., 1991; Vaughan et al., 1992; Allard et al., 1996). Les calculs de cinématique sont effectués avec les angles d'Euler et les calculs de dynamique sont mis sous forme vectorielle. Or, les angles d'Euler sont utiles pour l'interprétation de la cinématique articulaire mais assez peu pratiques pour les calculs de cinématique segmentaire. Par exemple, ils ne permettent pas de composition de mouvement et peuvent rencontrer des positions singulières (« *gimbal lock* ») où ils deviennent indéterminés.

Les quaternions et les matrices homogènes sont alors deux approches alternatives plus largement utilisées dans les domaines de l'animation et de la robotique. Ainsi, la seconde méthode de dynamique inverse évaluée correspond donc à des calculs de cinématique effectués avec les quaternions et des calculs de dynamique mis sous forme de torseur (Dumas et al., 2004) tandis que la troisième méthode utilise le formalisme des matrices homogènes (Doriot and Cheze, 2004).

Enfin, la quatrième méthode évaluée utilise les coordonnées généralisées, à savoir le paramétrage **Q** comprenant la position de deux points et deux vecteurs unitaires (Dumas and Cheze, 2007). Dans ce cas, il n'y pas de calculs de cinématique à proprement parler. Les coordonnées généralisées sont simplement dérivées deux fois. Les calculs de dynamique font, quant à eux, intervenir des multiplicateurs de Lagrange et la matrice Jacobienne de contraintes représentant l'indéformabilité des segments (du fait que le paramétrage soit surabondant).

Les quatre méthodes, appliquées à des données de marche pour 9 sujets volontaires, donnent des courbes moyennes de force et de moment articulaires similaires en forme et en amplitude mais présentant des différences non négligeables (Figure 8). Ces différences, exprimées comme le rapport entre la dispersion relative due à la méthode et l'amplitude maximale de la courbe d'effort atteignent 43% et 45% pour le moment de flexion-extension (exprimé sur l'axe Z_{ICS}) pendant la phase oscillante respectivement à la hanche et au genou. L'influence des choix de modélisation semble donc être du même ordre que l'influence, bien connue, de l'ensemble des données d'entrée de la dynamique inverse (Challis and Kerwin, 1996; Silva and Ambrosio, 2004; Riemer et al., 2008).

Ces différences peuvent être imputées aux calculs de cinématique et de dynamique. D'une part, alors que les angles d'Euler correspondent à un paramétrage strict, les quaternions (quatre paramètres pour trois degrés de liberté en rotation), les matrices homogènes (seize paramètres pour six degrés de liberté) et les coordonnées généralisées (douze paramètres pour six degrés de liberté) mettent en jeu des contraintes qui restent souvent implicites mais qui sont enfreintes suite aux dérivations terme à terme, éventuellement suivies de filtrage. D'autre part, les forces et moments sont calculés, respectivement pour les quatre méthodes, en deux temps comme deux vecteurs (dans des systèmes de coordonnées différents), simultanément comme un torseur, simultanément et de manière redondante comme une matrice antisymétrique, et simultanément mais avec des contraintes de corps rigides comme des forces généralisées.

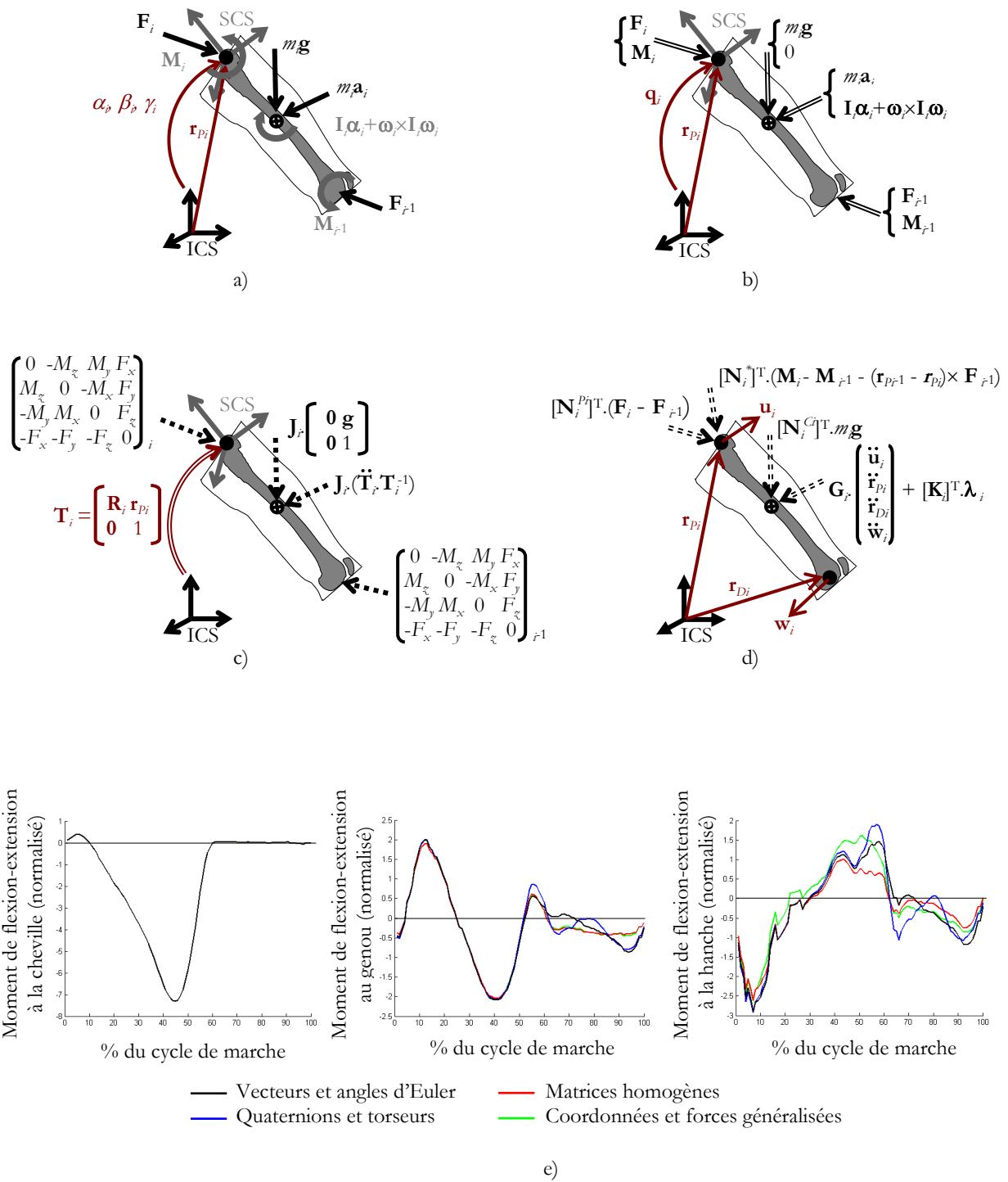


Figure 8 : a) méthode par vecteurs et angles d'Euler, b) méthode par quaternions et torseurs, c) méthode par matrices homogènes, d) méthode par coordonnées et forces généralisées et e) moments moyen de flexion-extension calculés à la cheville, au genou et à la hanche pour 9 sujets volontaires et normalisés en % de Poids*Taille (adapté de (Dumas et al., 2007))

L'étude de sensibilité de la dynamique inverse par rapport aux données d'entrée ou aux méthodes de calcul permet d'établir une plage d'incertitude. Ce type d'étude permet aussi d'identifier ce qui a le plus d'influence mais aucunement d'aider aux choix parmi les paramètres, les modélisations (par exemple nombre de segments) ou les méthodes possibles. Pour cela, il est possible de mettre en place une évaluation de la cohérence des résultats, mais uniquement dans le cas de calculs redondants, notamment avec une modélisation du corps en entier quand les efforts extérieurs sont également connus. Une telle modélisation n'est pas forcément nécessaire en dynamique inverse mais permet de comparer, par exemple en position debout au niveau d'une articulation du tronc (Kingma et al., 1996; Plamondon et al., 1996; Lariviere and Gagnon, 1999), les résultats obtenus par une « *stratégie descendante* » (en partant des segments mains et tête qui sont libres) et une « *stratégie montante* » (en partant des segments pieds au niveau desquels les efforts extérieurs sont mesurés).

Lors d'une telle évaluation de la cohérence pour un mouvement de rattrapage d'équilibre sur dix sujets volontaires (Robert et al., 2007), le choix des paramètres inertiels estimés par des régressions 3D (correspondant à une répartition des masses non simplifiée) a semblé donner de meilleurs résultats que ceux estimés par des régressions 2D (limitées à des informations planes). De même, une segmentation détaillée des membres supérieurs et du tronc donne des résultats plus cohérents qu'une modélisation considérant un segment unique.

La modélisation du corps en entier permet également de calculer la vitesse du centre de masse ou l'énergie cinétique du sujet et permet en même temps de vérifier, par exemple en phase d'envol pendant la course, que les équations de la dynamique sont respectées. Notamment, la résultante dynamique doit correspondre au poids du sujet et le moment dynamique à son centre de masse doit s'annuler. Néanmoins, ce type de calcul, comme le calcul des moments articulaires, est sensible à la dérivation des positions segmentaires et à l'estimation des paramètres inertiels.

Une modélisation utilisant les matrices homogènes et les paramètres inertiels estimés par des régressions 3D (correspondant à une répartition des masses non simplifiée) semble, dans ce cas, donner de bons résultats (Slawinski et al., 2010; Slawinski et al., 2010). Notamment, la vitesse horizontale du centre de masse évaluée chez douze coureurs de 100 m de niveau national et international est quasiment constante en phase d'envol, ce qui vérifie le théorème de la résultante dynamique.

Dans le cas précédent, on peut parler de validation car on dispose alors d'une valeur de référence (comme le poids du sujet). Toutefois, il s'agit d'une validation globale de l'ensemble du modèle (les erreurs pouvant éventuellement se compenser entre elles). Une autre possibilité de validation des moments articulaires « *nets* » calculés par dynamique inverse existe. Dans le cas de sujets amputés fémoraux, le segment prothétique peut être instrumenté et permettre ainsi la mesure directe des forces et moments articulaires au niveau du genou qui sont comparés aux résultats des calculs de dynamique inverse (Dumas et al., 2009).

Plusieurs méthodes et plusieurs modélisations, particulièrement utilisées pour la marche des sujets amputés, ont pu ainsi être testées (Figure 9). D'une part, les résultats de dynamique inverse peuvent être approchés par la méthode du « *vecteur réaction au sol* » (Wells, 1981; Winter and Wells, 1981; Stephenson and Seedhom, 2002). En faisant l'hypothèse que les paramètres inertiels des segments prothétiques sont négligeables, le torseur des efforts extérieurs est alors simplement transporté au « *centre articulaire* » du genou. D'autre part, les prothèses ne sont généralement pas articulées à la cheville et deux modélisations avec deux ou, plus classiquement, trois segments pour le membre inférieur peuvent ainsi être considérées.

Pour la marche d'un sujet amputé fémoral, quelles que soient la méthode et la modélisation, les erreurs entre les forces et moments « *nets* » calculés par dynamique inverse et les mesures directes restent relativement faibles : 42 N en moyenne pour la force supérieure–inférieure (exprimée sur l'axe \mathbf{Y}_{SCS}) et 3 N.m en moyenne pour le moment de flexion-extension (exprimé sur l'axe \mathbf{Z}_{SCS}). La méthode du « *vecteur réaction au sol* » semble la moins adéquate d'autant plus qu'elle n'est pas applicable pendant la phase oscillante.

Par ailleurs, les forces calculées pendant la phase d'appui apparaissent sur-estimées à cause de l'absorption du pied prothétique qui n'a pas été prise en compte dans la dynamique inverse. De la même manière, les moments pendant la phase oscillante apparaissent sous-estimés à cause

du frottement et de la butée en extension du genou prothétique qui n'ont pas, non plus, été pris en compte. Ainsi, cette validation fait surtout ressortir les limites de la dynamique inverse où l'on considère des corps rigides articulés par des liaisons parfaites.

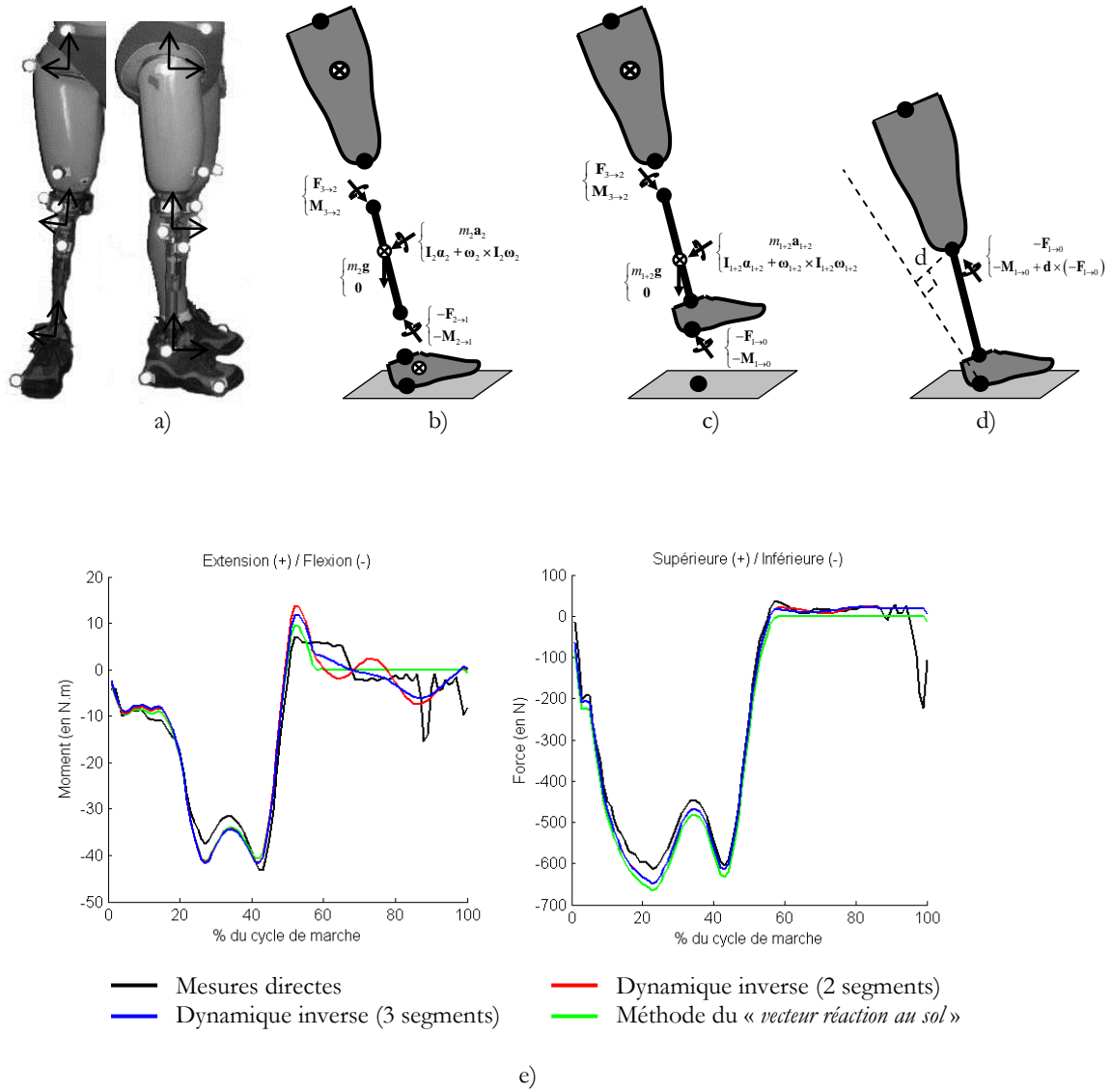


Figure 9 : a) membre prothétique instrumenté, b) dynamique inverse avec 3 segments c) dynamique inverse avec 2 segments, d) méthode du « vecteur réaction au sol » et e) force supérieure-inférieure et moment de flexion-extension calculés au genou pour un sujet amputé fémoral (adapté de (Dumas et al., 2009))

2.1.3.3 Interprétation des moments « *nets* » et des puissances articulaires

L'interprétation des moments « *nets* » et des puissances articulaires est encore sujette à débat. En ce qui concerne les moments, l'utilisation des « *systèmes de coordonnées articulaires* » pour exprimer non seulement les angles mais aussi les efforts articulaires a été proposée (Fujie et al., 1996; Gagnon et al., 2001; Schache and Baker, 2007; Morrow et al., 2009). Cependant, l'expression d'un vecteur dans un tel système de coordonnées reste confuse. En effet, la projection orthogonale, par simple produit scalaire, d'un vecteur sur trois axes ne donne les composantes de ce vecteur dans la base formée de ces trois axes que si la base est orthonormée. Ce n'est pas le cas pour les trois axes du « *système de coordonnées articulaire* » (généralement notés \mathbf{e}_1 , \mathbf{e}_2 et \mathbf{e}_3).

Les composantes d'un vecteur dans une base non orthonormée sont obtenues pas une équation spécifique, basée sur des produits mixtes (Cheze, 2000; Desroches et al., 2010). D'un point de vue géométrique, il s'agit de projeter un vecteur sur chacun des axes, mais dans une direction parallèle aux deux autres axes. C'est, de ce fait, une projection non orthogonale (Figure 10). D'un point de vue mécanique, il s'agit en quelque sorte d'un calcul de cinématique inverse, étant donné que le « *système de coordonnées articulaire* » correspond aussi à un modèle cinématique de type « *suspension de Cardan* ». Si le vecteur à projeter est le vecteur entre un point distal du segment proximal de l'articulation et un point proximal du segment distal de l'articulation, situés au niveau du « *centre articulaire* » et superposés en position neutre, cette projection donne les déplacements articulaires sur chacun des axes \mathbf{e}_1 , \mathbf{e}_2 et \mathbf{e}_3 . De même, si le vecteur à projeter est la vitesse angulaire relative entre les deux segments, cette projection donne les dérivées des angles articulaires sur chacun des axes \mathbf{e}_1 , \mathbf{e}_2 et \mathbf{e}_3 (Slawinski et al., 2010). L'utilisation des « *systèmes de coordonnées articulaires* » pour exprimer plus que les angles articulaires nécessite donc, en toute rigueur, de mettre œuvre cette projection non orthogonale.

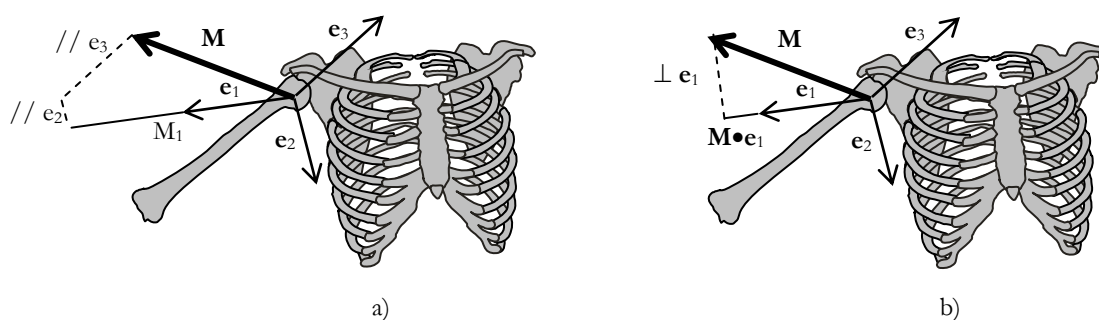


Figure 10 : a) projection non orthogonale du vecteur \mathbf{M} sur l'axe \mathbf{e}_1 de la base $(\mathbf{e}_1, \mathbf{e}_2, \mathbf{e}_3)$ et
 b) projection orthogonale du vecteur \mathbf{M} sur l'axe \mathbf{e}_1 (adapté de (Desroches et al., 2010))

Les projections orthogonale et non orthogonale (sur les axes \mathbf{e}_1 , \mathbf{e}_2 et \mathbf{e}_3 d'une séquence ZXY) du moment articulaire « *net* » au niveau de l'épaule pendant la propulsion en fauteuil roulant de 9 sujets paraplégiques et au niveau du genou pendant la marche de 9 sujets volontaires ont été comparées. Les résultats de cette étude montrent que les deux types de projection donnent des résultats très différents pour une articulation où les axes sont fortement non orthogonaux au cours du mouvement. Ainsi, le pic du moment de flexion à l'épaule est divisé par deux avec une projection orthogonale sur le premier axe du « *système de coordonnées articulaire* ». Les résultats sont, par contre, comparables pour une articulation où les axes restent quasi orthogonaux, comme au niveau du genou pendant la marche.

Le débat sur le système de coordonnées le plus adapté pour interpréter les moments articulaires « *nets* » reste ouvert. L'utilisation du « *système de coordonnées articulaire* » permet d'analyser le mouvement et les efforts articulaires selon les mêmes axes (qui, de surcroît, ont un sens anatomique et/ou fonctionnel) et de mieux faire le lien entre ces efforts globaux et les structures (muscles, ligaments, surfaces articulaires) mises en jeu (Schache and Baker, 2007; Morrow et al., 2009; Desroches et al., 2010). Encore faut-il que la projection du moment sur les axes du « *système de coordonnées articulaire* » soit non orthogonale.

En ce qui concerne les puissances articulaires, leur interprétation en termes d'action musculaire et de transfert d'énergie a été proposée historiquement en 2D (Elftman, 1939; Robertson and Winter, 1980). Une puissance positive correspond à une génération d'énergie associée à une action concentrique des muscles. Une puissance négative correspond à une absorption d'énergie associée à une action excentrique des muscles. Une puissance nulle ne peut être due qu'à un moment articulaire « *net* » nul ou une vitesse angulaire nulle. Dans ce cas, elle correspond à un transfert d'énergie associé à une action isométrique des muscles.

En 3D, l'interprétation de la puissance est plus délicate. Par exemple, le cas de la puissance nulle peut aussi être dû à un moment articulaire « *net* » et une vitesse angulaire non nuls mais orthogonaux. Néanmoins, la « *décomposition* » de la puissance sur 3 axes peut permettre une analyse tout à fait équivalente à celle faite en 2D (Eng and Winter, 1995; Vardaxis et al., 1998; Rubenson et al., 2004), même si cette « *décomposition* » sur 3 axes d'un scalaire est théoriquement attaquant. De plus, les interprétations de la puissance articulaire en termes de d'action musculaire et de transfert d'énergie ont été fortement critiquées (Aleshinsky, 1986; van Ingen Schenau, 1998). La controverse tient au fait qu'il est difficile d'attribuer la génération, l'absorption et le transfert d'énergie à l'action des différents muscles (agonistes et antagonistes, bi-articulaires) ou à la dissipation par friction et le stockage élastique dans les structures articulaires. Il faut, pour étudier cela, mettre en place une modélisation musculo-squelettique bien plus complexe que la dynamique inverse. L'analyse en « *accélération induite* » a, par exemple, été très largement utilisée pour évaluer comment un moment articulaire « *moteur* » (Kepple et al., 1997; Riley et al., 2001; Patel et al., 2007; Goldberg et al., 2010) ou une force musculaire individuelle (Piazza and Delp, 1996; Neptune et al., 2001; Zajac, 2002; Anderson and Pandy, 2003; Arnold et al., 2005; Kimmel and Schwartz, 2006; Liu et al., 2006; Siegel et al., 2006; Arnold et al., 2007; Goldberg and Kepple, 2009) contribue à actionner (c'est-à-dire, propulser ou freiner) les articulations. Ce type d'analyse n'est pas non plus exempt de critique (Chen, 2004; Chen, 2006; Xiao and Higginson, 2008). En

outre, les résultats dépendent fortement de la modélisation cinématique des articulations. De plus, la dynamique directe ne considère généralement que les moments « *moteurs* » alors que la dynamique inverse récursive donne les moments « *nets* ». L'étude de ces moments « *nets* » offre la possibilité d'analyser non seulement les efforts qui contribuent à actionner les articulations mais aussi les efforts qui contribuent à les guider et à les stabiliser. Pour cela, l'étude de l'angle 3D entre le moment « *net* » et la vitesse angulaire articulaire a été proposée (Dumas and Cheze, 2008). Cet angle 3D (noté $\alpha_{M\omega}$) est celui qui apparait lors du calcul de la puissance articulaire par produit scalaire (Figure 11).

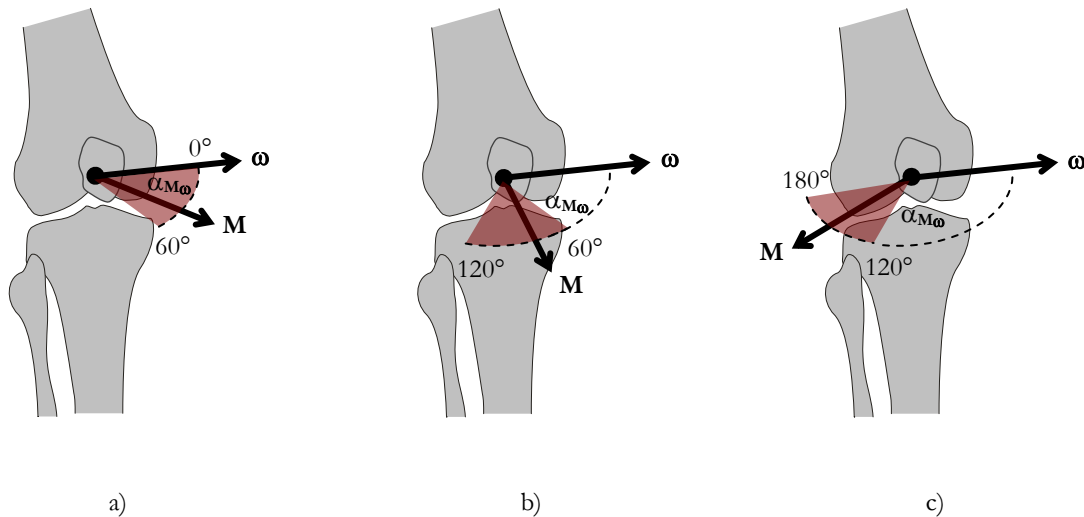


Figure 11 : configurations dynamiques de l'articulation (ici le genou) selon l'orientation relative des vecteurs moment « *net* » \mathbf{M} et vitesse angulaire ω :
a) configuration de propulsion avec l'angle 3D $\alpha_{M\omega}$ dans l'intervalle 0° - 60° ,
b) configuration de stabilisation avec l'angle 3D $\alpha_{M\omega}$ dans l'intervalle 60° - 120° et
c) configuration de résistance avec l'angle 3D $\alpha_{M\omega}$ dans l'intervalle 120° - 180°
(adapté de (Samson et al., 2009))

Quand l'angle est dans l'intervalle $[0^\circ$ - $60^\circ]$, l'articulation est principalement dans une configuration de propulsion puisque plus de 50% du moment « *net* » ($\cos \alpha_{M\omega} > 0.5$) contribue à une puissance articulaire positive. Quand l'angle 3D est dans l'intervalle $[60^\circ$ - $120^\circ]$, l'articulation est principalement dans une configuration de stabilisation puisque moins de 50 % du moment

« *net* » ($|\cos \alpha_{\text{Mo}}| < 0.5$) contribue à la puissance (positive ou négative). Quand l'angle est dans l'intervalle $[120^\circ-180^\circ]$, l'articulation est principalement dans une configuration de résistance puisque plus de 50% du moment « *net* » ($\cos \alpha_{\text{Mo}} < -0.5$) contribue à une puissance articulaire négative. Enfin, au plus l'angle est proche de 0° ou 180° , au plus l'articulation est actionnée puisque quasiment 100 % du moment « *net* » ($|\cos \alpha_{\text{Mo}}| \rightarrow 1$) contribue à la puissance.

Pour une analyse dynamique 3D détaillée, la démarche peut donc être la suivante. Premièrement, le moment articulaire « *net* » 3D (exprimé dans le « *système de coordonnées articulaire* ») renseigne sur l'amplitude et le sens (par exemple, la flexion ou l'extension) de l'action mécanique, mais sans donner d'information sur sa contribution au mouvement articulaire. Deuxièmement, la puissance articulaire 3D renseigne sur l'amplitude et le sens (c'est-à-dire, l'énergie générée ou absorbée) de cette contribution, mais ne concerne qu'une fraction du moment « *net* » (celle alignée sur l'axe du mouvement) et sans donner d'informations sur la proportion correspondante. Troisièmement, l'angle 3D entre le moment « *net* » et le vecteur angulaire renseigne sur la proportion du moment « *net* » qui actionne ou stabilise l'articulation, mais sans donner d'informations sur l'amplitude et le sens du moment « *net* » et sur l'amplitude de la puissance.

Ces interprétations complémentaires ont pu apporter des éclairages sur la stabilisation de la hanche et du genou pendant la marche de 10 adultes (Dumas and Cheze, 2008), sur la stabilisation de la cheville et la propulsion de la hanche pendant la marche de 14 enfants de moins de 6 ans (Samson et al., 2009). Ces interprétations complémentaires ont également apporté des éclairages sur l'efficacité et les risques de troubles musculo-squelettiques pendant la propulsion en fauteuil roulant de 9 sujets paraplégiques (Desroches et al., 2010).

Les résultats détaillés sur la propulsion, la stabilisation et la résistance des articulations du membre inférieur pendant la marche des adultes et des enfants sont présentés dans la troisième publication qui est donnée en [Annexe A.2](#).

2.2 Proposition méthodologique détaillée

Le paramétrage $\mathbf{Q}_i = \begin{bmatrix} \mathbf{u}_i \\ \mathbf{r}_{P_i} \\ \mathbf{r}_{D_i} \\ \mathbf{w}_i \end{bmatrix}$ qui a été proposé comme généralisation des « *systèmes de coordonnées*

segmentaires » (généralisation dans le sens où il définit un repère non orthonormé

$\left(P_i, \mathbf{u}_i, \underbrace{(\mathbf{r}_{P_i} - \mathbf{r}_{D_i})}_{\mathbf{v}_i}, \mathbf{w}_i \right)$ incluant des informations anatomiques, fonctionnelles et inertielles), offre

un certain nombre d'avantages numériques dans les calculs de cinématique et de dynamique 3D.

En effet, l'utilisation de ces « *coordonnées naturelles* » devient tout particulièrement intéressante dans le cas où une modélisation cinématique est mise en œuvre : optimisation sous contraintes (Lu and O'Connor, 1999; Charlton et al., 2004; Reinbolt et al., 2005; Andersen et al., 2009; Duprey et al., 2010), « *accélération induite* » (Kepple et al., 1997; Riley et al., 2001; Patel et al., 2007; Goldberg et al., 2010). En effet, toutes les équations de contraintes, notamment celles décrivant les liaisons mécaniques, deviennent linéaires ou quadratiques (Garcia de Jalon et al., 1986). Les matrices Jacobiennes de ces contraintes sont donc constantes ou linéaires.

Mais le paramétrage \mathbf{Q}_i est également pertinent dans le cas où aucune modélisation cinématique n'est mise en œuvre : « *système de coordonnées articulaire* » (Chao, 1980; Grood and Suntay, 1983; Pennock and Clark, 1990), dynamique inverse récursive (Apkarian et al., 1989; Kadaba et al., 1989; Davis et al., 1991; Doriot and Cheze, 2004; Dumas et al., 2004; Dumas and Cheze, 2007). D'une part, ce paramétrage offre la possibilité de calculer l'angle de flexion-extension autour d'un axe \mathbf{w}_i qui a justement été construit avec un sens fonctionnel. D'autre part, il rend trivial le calcul du torseur dynamique puisqu'il se résume à calculer $\ddot{\mathbf{Q}}_i$, la dérivée seconde des paramètres, et une matrice de masse constante.

En outre, la position dans le système de coordonnées global d'un point fixe du segment (que l'on peut appeler « *marqueur virtuel* ») peut être déduite des paramètres \mathbf{Q}_i par une interpolation linéaire :

$$\mathbf{r}_{V_i^j} - \mathbf{r}_{P_i} = \left(n_i^{V_i^j}\right)_u \mathbf{u}_i + \left(n_i^{V_i^j}\right)_v \underbrace{\left(\mathbf{r}_{P_i} - \mathbf{r}_{D_i}\right)}_{\mathbf{v}_i} + \left(n_i^{V_i^j}\right)_w \mathbf{w}_i$$

$$\mathbf{r}_{V_i^j} = \underbrace{\begin{bmatrix} \left(n_i^{V_i^j}\right)_u \mathbf{E}_{3 \times 3} & \left(1 + \left(n_i^{V_i^j}\right)_v\right) \mathbf{E}_{3 \times 3} & -\left(n_i^{V_i^j}\right)_v \mathbf{E}_{3 \times 3} & \left(n_i^{V_i^j}\right)_w \mathbf{E}_{3 \times 3} \end{bmatrix}}_{\left[\mathbf{N}_i^{V_i^j}\right]} \begin{bmatrix} \mathbf{u}_i \\ \mathbf{r}_{P_i} \\ \mathbf{r}_{D_i} \\ \mathbf{w}_i \end{bmatrix}.$$

avec $\left(n_i^{V_i^j}\right)_u, \left(n_i^{V_i^j}\right)_v$ et $\left(n_i^{V_i^j}\right)_w$ les coordonnées du « *marqueur virtuel* » V_i^j exprimées dans le repère

non orthonormé du segment i $\left(P_i, \mathbf{u}_i, \underbrace{\left(\mathbf{r}_{P_i} - \mathbf{r}_{D_i}\right)}_{\mathbf{v}_i}, \mathbf{w}_i\right)$, $\mathbf{E}_{3 \times 3}$ la matrice identité et $\mathbf{N}_i^{V_i^j}$ la matrice

d'interpolation associée.

Les coordonnées d'un point fixe du segment i dans le repère non orthonormé du segment i peuvent être obtenues à l'aide d'une matrice de transformation \mathbf{B}_i (Dumas and Cheze, 2007) ou par projection non orthogonale (Cheze, 2000; Desroches et al., 2010), selon que la position du point est connue dans le « *système de coordonnées segmentaire* » (comme pour le centre de masse ou un « *marqueur virtuel* ») ou dans le système de coordonnées global (comme pour des marqueurs cutanés).

Il en va de même pour l'orientation dans le système de coordonnées global, d'une direction fixe du segment :

$$\mathbf{n}_i^j = \left(n_i^{n_i^j}\right)_u \mathbf{u}_i + \left(n_i^{n_i^j}\right)_v \underbrace{\left(\mathbf{r}_{P_i} - \mathbf{r}_{D_i}\right)}_{\mathbf{v}_i} + \left(n_i^{n_i^j}\right)_w \mathbf{w}_i$$

$$\mathbf{n}_i^j = \underbrace{\begin{bmatrix} \left(n_i^{n_i^j}\right)_u \mathbf{E}_{3 \times 3} & \left(n_i^{n_i^j}\right)_v \mathbf{E}_{3 \times 3} & -\left(n_i^{n_i^j}\right)_v \mathbf{E}_{3 \times 3} & \left(n_i^{n_i^j}\right)_w \mathbf{E}_{3 \times 3} \end{bmatrix}}_{\left[\mathbf{N}_i^{n_i^j}\right]} \begin{bmatrix} \mathbf{u}_i \\ \mathbf{r}_{P_i} \\ \mathbf{r}_{D_i} \\ \mathbf{w}_i \end{bmatrix}.$$

Les matrices d'interpolation \mathbf{N} étant constantes, le calcul de l'accélération d'un point fixe du segment, comme par exemple l'accélération du centre de masse (noté \mathbf{a}_i), devient simplement :

$$\mathbf{a}_i = \mathbf{N}_i^{C_i} \ddot{\mathbf{Q}}_i,$$

avec $\mathbf{N}_i^{C_i}$ la matrice d'interpolation du centre de masse C_i du segment i .

Le calcul des vitesses d'un point fixe du segment suit le même principe. Ceci a pour conséquence, en passant par le calcul des puissances mécaniques, que les forces généralisées des équations de Lagrange sont directement obtenues en multipliant les forces extérieures par la transposée des matrices d'interpolation \mathbf{N} correspondant aux points d'application de ces forces (Garcia de Jalon et al., 1986; Dumas and Cheze, 2007).

Avec ces propriétés spécifiques au paramétrage \mathbf{Q}_i (repère non orthonormé, interpolation), les calculs détaillés de cinématique et de dynamique 3D sont présentés, dans la suite du document, pour le membre inférieur droit mais ils sont généralisables à n'importe quelle chaîne cinématique. Le membre inférieur droit est modélisé en 4 segments : $i=1$ pour le pied, $i=2$ pour la jambe, $i=3$ pour la cuisse et $i=4$ pour le bassin. Les paramètres \mathbf{u}_i , \mathbf{r}_P , \mathbf{r}_D , \mathbf{w}_i de chaque segment i peuvent être initialement construits de la même manière que l'origine et les axes des « systèmes de coordonnées segmentaires », la seule différence étant que les axes \mathbf{u}_i , $\mathbf{v}_i = \mathbf{r}_P - \mathbf{r}_D$, \mathbf{w}_i ne sont pas forcément orthogonaux.

Un exemple de construction des paramètres à partir de la position de marqueurs cutanés $\mathbf{r}_{M_i^j}$ placés sur des sites anatomiques classiques (Cappozzo et al., 1995; Wu et al., 2002) est donné dans le [Tableau 5](#) ci-après. Dans cet exemple de construction des paramètres \mathbf{u}_i , \mathbf{r}_P , \mathbf{r}_D , \mathbf{w}_i , aucune modélisation cinématique n'est mise en œuvre (excepté le fait de négliger les translations articulaires). Les articulations sont implicitement considérées comme des liaisons rotule avec les points D_{i+1} et P_i construits comme étant superposés.

Dans le cas où une modélisation cinématique est mise en œuvre, les articulations deviennent explicitement considérées comme des liaisons rotule (ou pivot, cardan, et « mécanismes parallèles » (Duprey et al., 2010)) en faisant intervenir, dans les calculs de cinématique et de dynamique, des contraintes cinématiques représentant les articulations de la cheville, du genou et de la hanche.

Tableau 5 : exemple de construction des paramètres \mathbf{u}_i , \mathbf{r}_{p_i} , \mathbf{r}_{D_i} et \mathbf{w}_i pour les segments du membre inférieur droit à partir de la position de marqueurs cutanés M_i^j

Segment	Paramètre	Construction
Pied	\mathbf{r}_{P_1}	$= \mathbf{r}_{D_2}$
	\mathbf{r}_{D_1}	Milieu entre les 1 ^{er} et 5 ^{ème} têtes de métatarse (M_1^2 et M_1^3) : « <i>centre articulaire</i> » métartarso-phalangien
	\mathbf{u}_1	Du calcanéum (M_1^1) au point D_1
	\mathbf{w}_1	Du 1 ^{er} au 5 ^{ème} métatarse (M_1^2 et M_1^3)
Jambe	\mathbf{r}_{P_2}	$= \mathbf{r}_{D_3}$
	\mathbf{r}_{D_2}	Milieu entre les malléoles médiale et latérale (M_2^3 et M_2^4) : « <i>centre articulaire</i> » de la cheville
	\mathbf{u}_2	Normal au plan contenant la tête du péroné (M_2^1) et les points P_2 et D_2
	\mathbf{w}_2	De la malléole médiale à la latérale (M_2^3 et M_2^4)
Cuisse	\mathbf{r}_{P_3}	« <i>Centre articulaire</i> » de la hanche, estimé par régression (Reed et al., 1999; Dumas et al., 2007) ou fonctionnellement (Ehrig et al., 2006)
	\mathbf{r}_{D_3}	Milieu entre les épicondyles médial et latéral (M_3^2 et M_3^3) : « <i>centre articulaire</i> » du genou
	\mathbf{u}_3	Normal au plan contenant le point P_3 et les épicondyles médial et latéral (M_3^2 et M_3^3)
	\mathbf{w}_3	De l'épicondyle médial au latéral (M_3^2 et M_3^3) ou axe de flexion-extension du genou estimé fonctionnellement (Ehrig et al., 2007)
Bassin	\mathbf{r}_{P_4}	Milieu entre les épines iliaques postérieures (M_4^1 et M_4^2) ou « <i>centre articulaire</i> » lombaire, estimé par régression (Reed et al., 1999; Dumas et al., 2007)
	\mathbf{r}_{D_4}	Projection du point P_3 dans le plan sagittal du bassin
	\mathbf{u}_4	Du milieu entre les épines iliaques antérieures (M_4^3 et M_4^4) au milieu entre les épines iliaques postérieures (M_4^1 et M_4^2)
	\mathbf{w}_4	Normal au plan sagittal du bassin

2.2.1 Calculs de cinématique

Dans les calculs de cinématique, l'utilisation du paramétrage \mathbf{Q}_i permet de mettre en place un « *système de coordonnées articulaire* » cohérent et une modélisation cinématique avancée.

2.2.1.1 « Système de coordonnées articulaire » cohérent

L'idée première du « système de coordonnées articulaire » (Chao, 1980; Grood and Suntay, 1983) est d'aligner, par le choix judicieux de la séquence, les axes de rotation successifs sur des directions anatomiques ou fonctionnelles de l'articulation. Cependant, les axes orthogonaux des « systèmes de coordonnées segmentaires » de chaque segment i ne correspondent pas toujours à ces directions alors que les axes non-orthogonaux ($\mathbf{v}_i = \mathbf{r}_{P_i} - \mathbf{r}_{D_i}$ et \mathbf{w}_i) leur correspondent par définition.

Les angles d'Euler sont, de toutes façons, calculés à partir de la matrice de rotation du « système de coordonnées segmentaire » proximal vers le « système de coordonnées segmentaire » distal, ces deux systèmes

de coordonnées étant orthonormés. Mais, à partir du paramétrage $\mathbf{Q}_i = \begin{bmatrix} \mathbf{u}_i \\ \mathbf{r}_{P_i} \\ \mathbf{r}_{D_i} \\ \mathbf{w}_i \end{bmatrix}$, le « système de

coordonnées segmentaire » de chaque segment i peut être construit de manière différente selon que l'on veuille conserver telle ou telle direction (anatomique ou fonctionnelle) et forcer les autres à être orthogonales à celle-ci. La construction des axes orthogonaux \mathbf{X}_i , \mathbf{Y}_i et \mathbf{Z}_i se fait à l'aide d'une matrice de transformation \mathbf{B}_i qui représente les composantes des vecteurs du repère non orthonormé exprimés dans le « système de coordonnées segmentaire » (Dumas and Cheze, 2007).

La séquence d'axes de rotation recommandée pour la plupart des articulations est ZXY (Wu et al., 2002; Wu et al., 2005) de manière à obtenir les angles de flexion-extension et de rotation interne-externe respectivement en première rotation θ_1 et troisième rotation θ_3 . Dans ce cas, il semble cohérent de construire un « système de coordonnées segmentaire » pour le segment proximal de l'articulation (noté $i+1$) avec l'axe $\mathbf{Z}_{i+1} = \mathbf{w}_{i+1}$ (direction fonctionnelle de flexion-extension) et un « système de coordonnées segmentaire » pour le segment distal de l'articulation (noté i) avec \mathbf{Y}_i normal au plan transverse du segment (Figure 1). Cet axe \mathbf{Y}_i est, le plus souvent, directement égal à l'axe $\mathbf{v}_i = \mathbf{r}_{P_i} - \mathbf{r}_{D_i}$ (direction anatomique, du « centre articulaire » proximal au « centre articulaire » distal du segment) comme pour les segments de la cuisse et de la jambe (alors l'angle γ_i entre les axes \mathbf{v}_i et \mathbf{u}_i vaut 90°). Sinon, cet axe \mathbf{Y}_i est simplement perpendiculaire à \mathbf{u}_i dans le plan sagittal du segment (c'est à dire le plan contenant \mathbf{u}_i et $\mathbf{v}_i = \mathbf{r}_{P_i} - \mathbf{r}_{D_i}$) comme pour les segments du pied et du bassin. Dans tout les cas, cela revient aussi à avoir $\mathbf{X}_i = \mathbf{u}_i$.

On peut remarquer que c'est plutôt ce second système, construit avec $\mathbf{X}_i = \mathbf{u}_i$ et \mathbf{Y}_i normal au plan transverse du segment, qui correspond au « système de coordonnées segmentaire anatomique » recommandé par l'ISB (Wu et al., 2002; Wu et al., 2005).

Si l'on s'intéresse aussi aux déplacements articulaires, ils sont généralement évalués entre un point distal du segment proximal de l'articulation et un point proximal du segment distal de l'articulation, situés au niveau du « centre articulaire » et superposés en position neutre. Par définition, cela correspond aux points D_{i+1} et P_i du paramétrage proposé.

Au final, cela revient à considérer deux « systèmes de coordonnées segmentaires », $(P_i, \mathbf{X}_i = \mathbf{u}_i, \mathbf{Y}_i, \mathbf{Z}_i)$ et $(D_i, \mathbf{X}_i, \mathbf{Y}_i, \mathbf{Z}_i = \mathbf{w}_i)$, associés respectivement aux articulations proximale et distale de chaque segment i (Figure 12). Ainsi, les deux matrices \mathbf{B}_i de transformation des axes $\mathbf{u}_p, \mathbf{v}_i = \mathbf{r}_{P_i} - \mathbf{r}_{D_p}, \mathbf{w}_i$ aux axes $\mathbf{X}_p, \mathbf{Y}_i$ et \mathbf{Z}_i d'un segment i , privilégiant alternativement $\mathbf{Z}_i = \mathbf{w}_i$ ou $\mathbf{X}_i = \mathbf{u}_i$ sont :

$$\mathbf{B}_i^w = \begin{bmatrix} \sin \beta_i & L_i \frac{\cos \gamma_i - \cos \alpha_i \cos \beta_i}{\sin \beta_i} & 0 \\ 0 & L_i \sqrt{1 - (\cos \alpha_i)^2 - \left(\frac{\cos \gamma_i - \cos \alpha_i \cos \beta_i}{\sin \beta_i} \right)^2} & 0 \\ \cos \beta_i & L_i \cos \alpha_i & 1 \end{bmatrix} \text{ et}$$

$$\mathbf{B}_i^u = \begin{bmatrix} 1 & L_i \cos \gamma_i & \cos \beta_i \\ 0 & L_i \sin \gamma_i & \frac{\cos \alpha_i - \cos \beta_i \cos \gamma_i}{\sin \gamma_i} \\ 0 & 0 & \sqrt{1 - (\cos \beta_i)^2 - \left(\frac{\cos \alpha_i - \cos \beta_i \cos \gamma_i}{\sin \gamma_i} \right)^2} \end{bmatrix},$$

avec L_i la longueur du segment constante et α_i, β_i et γ_i les angles constants entre les axes $\mathbf{u}_i, \mathbf{v}_i = \mathbf{r}_{P_i} - \mathbf{r}_{D_i}, \mathbf{w}_i$ du segment (Figure 1).

Ces constantes décrivent la géométrie du segment i à travers des relations appelées contraintes de corps rigide (notées Φ_i^r) qu'il est nécessaire de considérer dans les calculs de cinématique et de dynamique (Garcia de Jalon et al., 1986), le paramétrage étant surabondant (avec 12 paramètres pour 6 degrés de liberté par segment i).

Ces contraintes Φ_i^r sont toutes sous la forme de produit scalaire :

$$\Phi_i^r = \begin{cases} \mathbf{u}_i^2 - 1 = 0 \\ \mathbf{u}_i \bullet (\mathbf{r}_{P_i} - \mathbf{r}_{D_i}) - L_i \cos \gamma_i = 0 \\ \mathbf{u}_i \bullet \mathbf{w}_i - \cos \beta_i = 0 \\ (\mathbf{r}_{P_i} - \mathbf{r}_{D_i})^2 - L_i^2 = 0 \\ (\mathbf{r}_{P_i} - \mathbf{r}_{D_i}) \bullet \mathbf{w}_i - L_i \cos \alpha_i = 0 \\ \mathbf{w}_i^2 - 1 = 0 \end{cases}.$$

Ainsi, pour déterminer les composantes des vecteurs du repère non orthonormé exprimés dans le « système de coordonnées segmentaire », dans le cas où $\mathbf{Z}_i = \mathbf{w}_i$ on construit $\mathbf{Y}_i = \mathbf{Z}_i \times \mathbf{u}_i$ et on obtient :

$$\begin{aligned} \mathbf{u}_i \bullet \mathbf{Z}_i &= \cos \beta_i \\ \mathbf{Z}_i \times \mathbf{u}_i &= \mathbf{Y}_i \Leftrightarrow \mathbf{u}_i \bullet \mathbf{Y}_i = 0 \\ \mathbf{u}_i^2 &= 1 \Leftrightarrow \mathbf{u}_i \bullet \mathbf{X}_i = \sin \beta_i \\ (\mathbf{r}_{P_i} - \mathbf{r}_{D_i}) \bullet \mathbf{Z}_i &= L_i \cos \alpha_i \\ (\mathbf{r}_{P_i} - \mathbf{r}_{D_i}) \bullet \begin{bmatrix} \sin \beta_i \\ 0 \\ \cos \beta_i \end{bmatrix} &= L_i \cos \gamma_i \Leftrightarrow (\mathbf{r}_{P_i} - \mathbf{r}_{D_i}) \bullet \mathbf{X}_i = L_i \frac{\cos \gamma_i - \cos \alpha_i \cos \beta_i}{\sin \beta_i} \\ (\mathbf{r}_{P_i} - \mathbf{r}_{D_i})^2 &= L_i^2 \Leftrightarrow (\mathbf{r}_{P_i} - \mathbf{r}_{D_i}) \bullet \mathbf{Y}_i = L_i \sqrt{1 - (\cos \alpha_i)^2 - \left(\frac{\cos \gamma_i - \cos \alpha_i \cos \beta_i}{\sin \beta_i} \right)^2} \end{aligned}.$$

De même, dans le cas où $\mathbf{X}_i = \mathbf{u}_i$, on construit $\mathbf{Z}_i = \mathbf{X}_i \times \frac{(\mathbf{r}_{P_i} - \mathbf{r}_{D_i})}{L_i}$ et on obtient :

$$\begin{aligned} (\mathbf{r}_{P_i} - \mathbf{r}_{D_i}) \bullet \mathbf{X}_i &= L_i \cos \gamma_i \\ \mathbf{X}_i \times \frac{(\mathbf{r}_{P_i} - \mathbf{r}_{D_i})}{L_i} &= \mathbf{Z}_i \Leftrightarrow (\mathbf{r}_{P_i} - \mathbf{r}_{D_i}) \bullet \mathbf{Z}_i = 0 \\ (\mathbf{r}_{P_i} - \mathbf{r}_{D_i})^2 &= L_i^2 \Leftrightarrow (\mathbf{r}_{P_i} - \mathbf{r}_{D_i}) \bullet \mathbf{Y}_i = L_i \sin \gamma_i \end{aligned}$$

$$\begin{aligned} \mathbf{w}_i \bullet \mathbf{X}_i &= \cos \beta_i \\ \mathbf{w}_i \bullet \underbrace{\begin{bmatrix} L_i \cos \gamma_i \\ L_i \sin \gamma_i \\ 0 \end{bmatrix}}_{(\mathbf{r}_{P_i} - \mathbf{r}_{D_i})} &= L_i \cos \alpha_i \Leftrightarrow \mathbf{w}_i \bullet \mathbf{Y}_i = \frac{\cos \alpha_i - \cos \beta_i \cos \gamma_i}{\sin \gamma_i} . \\ \mathbf{w}_i^2 = 1 \Leftrightarrow \mathbf{w}_i \bullet \mathbf{Z}_i &= \sqrt{1 - (\cos \beta_i)^2 - \left(\frac{\cos \alpha_i - \cos \beta_i \cos \gamma_i}{\sin \gamma_i} \right)^2} \end{aligned}$$

De plus, les constantes L_i , α_i , β_i et γ_i peuvent être déduites des paramètres \mathbf{Q}_i de chaque segment i construits à partir de la position des marqueurs cutanés $\mathbf{r}_{M_i^j}$ (Tableau 5) :

$$\begin{aligned} L_i &= \sqrt{(\mathbf{r}_{P_i} - \mathbf{r}_{D_i})^2} \\ \alpha_i &= \frac{\cos^{-1}((\mathbf{r}_{P_i} - \mathbf{r}_{D_i}) \bullet \mathbf{w}_i)}{L_i} . \\ \beta_i &= \cos^{-1}(\mathbf{u}_i \bullet \mathbf{w}_i) \\ \gamma_i &= \frac{\cos^{-1}(\mathbf{u}_i \bullet (\mathbf{r}_{P_i} - \mathbf{r}_{D_i}))}{L_i} \end{aligned}$$

Le calcul est fait à partir des paramètres \mathbf{Q}_i construits à une image statique (par exemple en position neutre) ou à toutes les images du mouvement étudié. Auquel cas, on peut prendre les valeurs moyennes \bar{L}_i , $\bar{\alpha}_i$, $\bar{\beta}_i$ et $\bar{\gamma}_i$. L'utilisation de l'ensemble des images du mouvement étudié et le calcul de ces valeurs moyennées peut conduire à un effet de « *solidification* » (Cheze et al., 1995) dans les calculs de cinématique et de dynamique.

La matrice de rotation du « système de coordonnées segmentaire » proximal vers le « système de coordonnées segmentaire » distal devient alors :

$$\mathbf{R}_{i+1}^i = \left[\begin{bmatrix} \mathbf{u}_{i+1} & (\mathbf{r}_{P_{i+1}} - \mathbf{r}_{D_{i+1}}) & \mathbf{w}_{i+1} \end{bmatrix} [\mathbf{B}_{i+1}^w]^{-1} \right]^{-1} \left(\begin{bmatrix} \mathbf{u}_i & (\mathbf{r}_{P_i} - \mathbf{r}_{D_i}) & \mathbf{w}_i \end{bmatrix} [\mathbf{B}_i^u]^{-1} \right).$$

Les angles d'Euler de la séquence ZXY (Figure 12) sont ensuite déduits des composantes de cette matrice de rotation :

$$\theta_1 = \tan^{-1} \left(\frac{-\mathbf{R}_{12}}{\mathbf{R}_{22}} \right), \theta_2 = \sin^{-1}(\mathbf{R}_{32}) \text{ et } \theta_3 = \tan^{-1} \left(\frac{-\mathbf{R}_{31}}{\mathbf{R}_{33}} \right).$$

La construction des axes du « système de coordonnées segmentaire » pour le segment distal de l'articulation, avec $\mathbf{X}_i = \mathbf{u}_i$ et \mathbf{Y}_i normal au plan transverse du segment, est aussi valable pour l'utilisation d'une séquence ZYX (de manière à obtenir les angles de flexion-extension et abduction-adduction respectivement en première rotation θ_1 et troisième rotation θ_3).

Cette séquence a montré sa pertinence pour l'interprétation des mouvements de l'articulation trapézo-métacarpienne (Dumas et al., 2008; Cheze et al., 2009), mais semble aussi adaptée pour la cheville et le poignet.

Les angles d'Euler de la séquence ZYX (Figure 12) sont alors déduits des composantes de cette même matrice de rotation :

$$\theta_1 = \tan^{-1} \left(\frac{\mathbf{R}_{21}}{\mathbf{R}_{11}} \right), \theta_2 = \sin^{-1}(-\mathbf{R}_{31}) \text{ et } \theta_3 = \tan^{-1} \left(\frac{\mathbf{R}_{32}}{\mathbf{R}_{33}} \right).$$

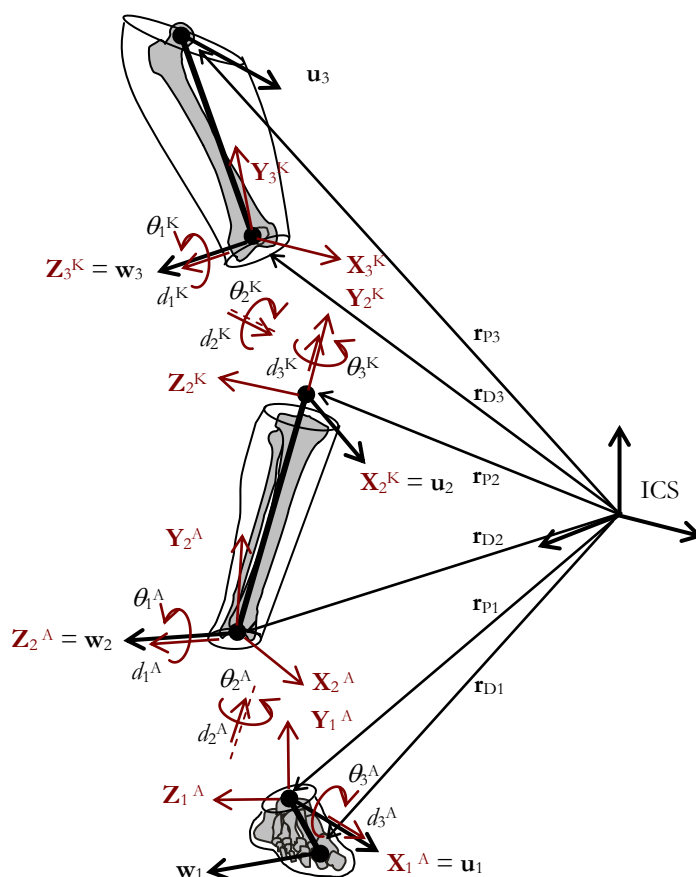


Figure 12 : « systèmes de coordonnées segmentaires » du pied (segment $i = 1$), de la jambe (segment $i = 2$) et de la cuisse (segment $i = 3$) associés aux articulations du genou (noté K) et de la cheville (noté A), construits à partir des paramètres \mathbf{Q}_i , angles ($\theta_1, \theta_2, \theta_3$) et déplacements (d_1, d_2, d_3) articulaires.

En ce qui concerne les déplacements articulaires, le vecteur allant de D_{i+1} à P_i est projeté sur les axes du « système de coordonnées articulaire ». Cette projection est donc non orthogonale (Pennock and Clark, 1990; Desroches et al., 2010) et utilise une équation spécifique, basée sur des produits mixtes :

$$\mathbf{d} = \underbrace{\frac{(\mathbf{e}_2 \times \mathbf{e}_3) \cdot \mathbf{d}}{(\mathbf{e}_1 \times \mathbf{e}_2) \cdot \mathbf{e}_3}}_{d_1} \mathbf{e}_1 + \underbrace{\frac{(\mathbf{e}_3 \times \mathbf{e}_1) \cdot \mathbf{d}}{(\mathbf{e}_1 \times \mathbf{e}_2) \cdot \mathbf{e}_3}}_{d_2} \mathbf{e}_2 + \underbrace{\frac{(\mathbf{e}_1 \times \mathbf{e}_2) \cdot \mathbf{d}}{(\mathbf{e}_1 \times \mathbf{e}_2) \cdot \mathbf{e}_3}}_{d_3} \mathbf{e}_3 ,$$

avec $\mathbf{d} = \mathbf{r}_{P_i} - \mathbf{r}_{D_{i+1}}$ et d_1 , d_2 et d_3 les déplacements articulaires sur les axes du « système de coordonnées articulaire ».

Ces axes \mathbf{e}_1 , \mathbf{e}_2 et \mathbf{e}_3 sont :

$$\mathbf{e}_1 = \mathbf{Z}_{i+1} (= \mathbf{w}_{i+1})$$

$$\mathbf{e}_3 = \mathbf{Y}_i \text{ pour la séquence ZXY ou } \mathbf{e}_3 = \mathbf{X}_i (= \mathbf{u}_i) \text{ pour la séquence ZYX}$$

$$\mathbf{e}_2 = \mathbf{e}_3 \times \mathbf{e}_1 .$$

Ainsi, d_1 représente le déplacement medial-latéral, d_2 représente le déplacement postérieur-antérieur pour la séquence ZXY (ou distal-proximal pour la séquence ZYX) et d_3 représente le déplacement distal-proximal pour la séquence ZXY (ou postérieur-antérieur pour la séquence ZYX).

2.2.1.2 Modélisation cinématique avancée

L'ensemble de la chaîne cinématique du membre inférieur droit est paramétré par :

$$\mathbf{Q} = \begin{bmatrix} \mathbf{Q}_1 \\ \mathbf{Q}_2 \\ \mathbf{Q}_3 \\ \mathbf{Q}_4 \end{bmatrix} .$$

Les trois articulations, de la cheville (notée \mathcal{A}), du genou (noté \mathcal{K}) et de la hanche (notée \mathcal{H}), font intervenir des contraintes cinématiques (notées \mathcal{K}) Φ^k :

$$\Phi^k = \begin{cases} \Phi_A^k = \mathbf{0} \\ \Phi_K^k = \mathbf{0} \\ \Phi_H^k = \mathbf{0} \end{cases} .$$

En plus de contraintes cinématiques, il faut faire intervenir les contraintes de corps rigide représentant la non-déformabilité des segments (Garcia de Jalon et al., 1986). Pour les 4 segments du membre inférieur droit ($i = 1$ à 4), ces contraintes de corps rigide (notées r) sont Φ^r :

$$\Phi^r = \begin{cases} \Phi_1^r = \mathbf{0} \\ \Phi_2^r = \mathbf{0} \\ \Phi_3^r = \mathbf{0} \\ \Phi_4^r = \mathbf{0} \end{cases}.$$

2.2.1.2.1 Contraintes cinématiques de la cheville

L'articulation de la cheville est le plus généralement modélisée par une liaison rotule (Lu and O'Connor, 1999; Charlton et al., 2004) ou cardan (Reinbolt et al., 2005; Andersen et al., 2009), entre les segments $i=1$ et $i=2$. Un modèle plus complexe utilisant un mécanisme équivalent composé de 5 liaisons en parallèle peut également être considéré (Duprey et al., 2010).

Dans le cas d'une liaison rotule, les contraintes Φ_A^k sont :

$$\Phi_A^k = \mathbf{r}_{D_2} - \mathbf{r}_{P_1} = \mathbf{0}_{3 \times 1},$$

avec $\mathbf{0}_{3 \times 1}$ un vecteur de zéros.

Pour la liaison rotule, la matrice Jacobienne \mathbf{K}_A^k de Φ_A^k dépendante des paramètres \mathbf{Q} de l'ensemble du membre inférieur droit est :

$$\mathbf{K}_A^k = \begin{bmatrix} [\mathbf{0}_{3 \times 3} - \mathbf{E}_{3 \times 3} \quad \mathbf{0}_{3 \times 3} \quad \mathbf{0}_{3 \times 3}] & [\mathbf{0}_{3 \times 3} \quad \mathbf{0}_{3 \times 3} \quad \mathbf{E}_{3 \times 3} \quad \mathbf{0}_{3 \times 3}] & \mathbf{0}_{3 \times 12} & \mathbf{0}_{3 \times 12} \end{bmatrix},$$

Dans le cas d'une liaison cardan, les contraintes Φ_A^k sont :

$$\Phi_A^k = \begin{cases} \mathbf{r}_{D_2} - \mathbf{r}_{P_1} = \mathbf{0}_{3 \times 1} \\ \mathbf{w}_2 \bullet \mathbf{u}_1 - \cos \varphi^A = 0 \end{cases},$$

avec φ^A l'angle constant de la liaison cardan de la cheville.

Pour la construction du modèle, l'angle φ^A peut être arbitrairement fixé à 90° ou égal à β_2 (si on suppose que les axes \mathbf{u}_1 et \mathbf{u}_2 doivent être alignés en position neutre). L'angle peut aussi être déduit des paramètres \mathbf{Q} construits à partir de la position des marqueurs cutanés $\mathbf{r}_{M_i^j}$ (Tableau 5) :

$$\varphi^A = \cos^{-1}(\mathbf{w}_2 \bullet \mathbf{u}_1).$$

Le calcul est fait à partir des paramètres \mathbf{w}_2 et \mathbf{u}_1 construits à une image statique (par exemple en position neutre) ou à toutes les images du mouvement étudié. Auquel cas, on peut prendre la valeur moyenne $\bar{\varphi}^A$. L'utilisation de l'ensemble des images du mouvement étudié et le calcul de cette valeur moyenne conduisent à un effet de « *solidification* » (Cheze et al., 1995) dans les calculs de cinématique et de dynamique.

Pour la liaison cardan, la matrice Jacobienne \mathbf{K}_A^k de Φ_A^k dépendante des paramètres \mathbf{Q} de l'ensemble du membre inférieur droit est :

$$\mathbf{K}_A^k = \begin{bmatrix} \begin{bmatrix} \mathbf{0}_{3 \times 3} & -\mathbf{E}_{3 \times 3} & \mathbf{0}_{3 \times 3} & \mathbf{0}_{3 \times 3} \end{bmatrix} & \begin{bmatrix} \mathbf{0}_{3 \times 3} & \mathbf{0}_{3 \times 3} & \mathbf{E}_{3 \times 3} & \mathbf{0}_{3 \times 3} \end{bmatrix} & \mathbf{0}_{3 \times 12} & \mathbf{0}_{3 \times 12} \\ \begin{bmatrix} [\mathbf{w}_2]^T & \mathbf{0}_{1 \times 3} & \mathbf{0}_{1 \times 3} & \mathbf{0}_{1 \times 3} \end{bmatrix} & \begin{bmatrix} \mathbf{0}_{1 \times 3} & \mathbf{0}_{1 \times 3} & \mathbf{0}_{1 \times 3} & [\mathbf{u}_1]^T \end{bmatrix} & \mathbf{0}_{1 \times 12} & \mathbf{0}_{1 \times 12} \end{bmatrix}.$$

Les axes de la liaison cardan ont été choisis selon \mathbf{w}_2 (flexion-extension de la cheville) et selon \mathbf{u}_1 (direction postérieure-antérieure du pied). Ces directions sont plus ou moins représentatives des axes fonctionnels du complexe de la cheville (Dettwyler et al., 2004) mais sont avant tout cohérents avec le « *système de coordonnées articulaire* » (Wu et al., 2002).

Le second axe du cardan alternativement placé dans une direction allant d'un point postéro-latéral du calcaneum vers un point supérieur du naviculaire (où deux marqueurs cutanés pourraient éventuellement être placés) serait néanmoins plus représentatif de l'articulation astragalo-calcaneenne (Dettwyler et al., 2004). Dans ce cas, les contraintes Φ_A^k et la matrice Jacobienne \mathbf{K}_A^k prennent une forme légèrement différente (Duprey et al., 2010).

La cheville peut aussi être modélisée par un « *mécanisme parallèle* » (Di Gregorio et al., 2007; Franci et al., 2009). Ainsi, sont définies 5 contraintes représentant, d'une part, 3 contacts « *sphère sur plan* » entre l'astragale et le tibia ou le péroné et représentant, d'autre part, 2 ligaments indéformables.

Dans le cas d'un « *mécanisme parallèle* », les contraintes Φ_A^k sont :

$$\Phi_A^k = \begin{cases} \left(\mathbf{N}_1^{V_1^1} \mathbf{Q}_1 - \mathbf{N}_2^{V_2^1} \mathbf{Q}_2 \right) \bullet \mathbf{N}_2^{n_2^1} \mathbf{Q}_2 - d_1^A = 0 \\ \left(\mathbf{N}_1^{V_1^2} \mathbf{Q}_1 - \mathbf{N}_2^{V_2^2} \mathbf{Q}_2 \right) \bullet \mathbf{N}_2^{n_2^2} \mathbf{Q}_2 - d_2^A = 0 \\ \left(\mathbf{N}_2^{V_2^3} \mathbf{Q}_2 - \mathbf{N}_1^{V_1^3} \mathbf{Q}_1 \right)^2 - \left(d_3^A \right)^2 = 0 \\ \left(\mathbf{N}_2^{V_2^4} \mathbf{Q}_2 - \mathbf{N}_1^{V_1^4} \mathbf{Q}_1 \right)^2 - \left(d_4^A \right)^2 = 0 \\ \left(\mathbf{N}_2^{V_2^5} \mathbf{Q}_2 - \mathbf{N}_1^{V_1^5} \mathbf{Q}_1 \right) \bullet \mathbf{N}_1^{n_1^1} \mathbf{Q}_1 - d_5^A = 0 \end{cases} ,$$

avec $\mathbf{N}_i^{V_i^j}$ et $\mathbf{N}_i^{n_i^j}$ des matrices d'interpolation et d_j^A des distances constantes.

Pour la construction du modèle, les coordonnées d'un « *marqueur virtuel* » (centre d'une sphère, point d'un plan ou extrémité d'un ligament) $\left(n_i^{V_i^j} \right)_u, \left(n_i^{V_i^j} \right)_v$ et $\left(n_i^{V_i^j} \right)_w$ et les composantes d'une normale au plan $\left(n_i^{n_i^j} \right)_u, \left(n_i^{n_i^j} \right)_v$ et $\left(n_i^{n_i^j} \right)_w$ exprimées dans le repère non orthonormé du segment i

$\left(P_i, \mathbf{u}_i, \underbrace{(\mathbf{r}_P - \mathbf{r}_{D_i})}_{\mathbf{v}_i}, \mathbf{w}_i \right)$ sont transformées depuis sa position $\mathbf{r}_{V_i^j}^s$ et son orientation $\mathbf{n}_i^{s,j}$ connues

dans un « *système de coordonnées segmentaire anatomique* » $(P_i, \mathbf{X}_i, \mathbf{Y}_i, \mathbf{Z}_i)$:

$$\begin{bmatrix} \left(n_i^{V_i^j} \right)_u & \left(n_i^{n_i^j} \right)_u \\ \left(n_i^{V_i^j} \right)_v & \left(n_i^{n_i^j} \right)_v \\ \left(n_i^{V_i^j} \right)_w & \left(n_i^{n_i^j} \right)_w \end{bmatrix} = [\mathbf{B}_i^u]^{-1} \begin{bmatrix} \mathbf{r}_{V_i^j}^s & \mathbf{n}_i^{s,j} \end{bmatrix},$$

avec \mathbf{B}_i^u la matrice de transformation.

Ces coordonnées et composantes permettent ensuite de construire les matrices d'interpolation

$\mathbf{N}_i^{V_i^j}$ et $\mathbf{N}_i^{n_i^j}$:

$$\mathbf{N}_i^{V_i^j} = \begin{bmatrix} \left(n_i^{V_i^j} \right)_u \mathbf{E}_{3 \times 3} & \left(1 + \left(n_i^{V_i^j} \right)_v \right) \mathbf{E}_{3 \times 3} & - \left(n_i^{V_i^j} \right)_v \mathbf{E}_{3 \times 3} & \left(n_i^{V_i^j} \right)_w \mathbf{E}_{3 \times 3} \end{bmatrix} ,$$

$$\mathbf{N}_i^{n_i^j} = \begin{bmatrix} \left(n_i^{n_i^j} \right)_u \mathbf{E}_{3 \times 3} & \left(n_i^{n_i^j} \right)_v \mathbf{E}_{3 \times 3} & - \left(n_i^{n_i^j} \right)_v \mathbf{E}_{3 \times 3} & \left(n_i^{n_i^j} \right)_w \mathbf{E}_{3 \times 3} \end{bmatrix} .$$

Pour le « *mécanisme parallèle* » de la cheville, la position des « *marqueurs virtuels* » $\mathbf{r}_{V_i^j}^s$, l'orientation des normales \mathbf{n}_i^j ainsi que les distances constantes d_j^A ont été établies dans la littérature, par mesures sur un spécimen cadavérique (Di Gregorio et al., 2007).

Ces « *marqueurs virtuels* » V_i^j (Figure 13) correspondent :

- aux centres des sphères des contacts astragale/tibia médial et latéral ($i=1, j=1,2$ respectivement),
- aux insertions au niveau du calcaneum des ligaments « *TiCaL* » et « *CaFiL* » ($i=1, j=3,4$ respectivement),
- au point du plan de contact astragale /péroné ($i=1, j=5$),
- aux points des plans de contact astragale/tibia médial et latéral ($i=2, j=1,2$ respectivement),
- aux origines au niveau du tibia et du péroné des ligaments « *TiCaL* » et « *CaFiL* » ($i=2, j=3,4$ respectivement) et
- au centre de la sphère du contact astragale/péroné ($i=2, j=5$).

Les normales \mathbf{n}_i^j correspondent :

- aux plans de contact astragale/tibia médial et latéral ($i=2, j=1,2$ respectivement) et
- au plan de contact astragale/péroné ($i=1, j=1$)

Les distances d_j^A correspondent :

- aux rayons des sphères des contacts astragale/tibia médial et latéral ($j=1,2$ respectivement),
- aux longueurs des ligaments « *TiCaL* » et « *CaFiL* » ($j=3,4$ respectivement) et
- au rayon de la sphère du contact astragale/péroné ($j=5$)

Pour le « *mécanisme parallèle* », la matrice Jacobienne \mathbf{K}_A^k de Φ_A^k dépendante des paramètres \mathbf{Q} du membre inférieur droit est :

$$\mathbf{K}_A^k = \begin{bmatrix} (\mathbf{N}_2^{\mathbf{n}_1^1} \mathbf{Q}_2)^T \mathbf{N}_1^{\mathbf{v}_1^1} & -(\mathbf{N}_2^{\mathbf{n}_1^1} \mathbf{Q}_2)^T \mathbf{N}_2^{\mathbf{v}_2^1} + (\mathbf{N}_1^{\mathbf{v}_1^1} \mathbf{Q}_1 - \mathbf{N}_2^{\mathbf{v}_2^1} \mathbf{Q}_2)^T \mathbf{N}_2^{\mathbf{n}_1^1} & \mathbf{0}_{1 \times 12} & \mathbf{0}_{1 \times 12} \\ (\mathbf{N}_2^{\mathbf{n}_1^2} \mathbf{Q}_2)^T \mathbf{N}_1^{\mathbf{v}_1^2} & -(\mathbf{N}_2^{\mathbf{n}_1^2} \mathbf{Q}_2)^T \mathbf{N}_2^{\mathbf{v}_2^2} + (\mathbf{N}_1^{\mathbf{v}_1^2} \mathbf{Q}_1 - \mathbf{N}_2^{\mathbf{v}_2^2} \mathbf{Q}_2)^T \mathbf{N}_2^{\mathbf{n}_1^2} & \mathbf{0}_{1 \times 12} & \mathbf{0}_{1 \times 12} \\ -2(\mathbf{N}_2^{\mathbf{v}_2^3} \mathbf{Q}_2 - \mathbf{N}_1^{\mathbf{v}_1^3} \mathbf{Q}_1)^T \mathbf{N}_1^{\mathbf{v}_1^3} & 2(\mathbf{N}_2^{\mathbf{v}_2^3} \mathbf{Q}_2 - \mathbf{N}_1^{\mathbf{v}_1^3} \mathbf{Q}_1)^T \mathbf{N}_2^{\mathbf{v}_2^3} & \mathbf{0}_{1 \times 12} & \mathbf{0}_{1 \times 12} \\ -2(\mathbf{N}_2^{\mathbf{v}_2^4} \mathbf{Q}_2 - \mathbf{N}_1^{\mathbf{v}_1^4} \mathbf{Q}_1)^T \mathbf{N}_1^{\mathbf{v}_1^4} & 2(\mathbf{N}_2^{\mathbf{v}_2^4} \mathbf{Q}_2 - \mathbf{N}_1^{\mathbf{v}_1^4} \mathbf{Q}_1)^T \mathbf{N}_2^{\mathbf{v}_2^4} & \mathbf{0}_{1 \times 12} & \mathbf{0}_{1 \times 12} \\ -(\mathbf{N}_1^{\mathbf{n}_1^1} \mathbf{Q}_1)^T \mathbf{N}_1^{\mathbf{v}_1^5} + (\mathbf{N}_2^{\mathbf{v}_2^5} \mathbf{Q}_2 - \mathbf{N}_1^{\mathbf{v}_1^5} \mathbf{Q}_1)^T \mathbf{N}_1^{\mathbf{n}_1^1} & (\mathbf{N}_1^{\mathbf{n}_1^1} \mathbf{Q}_1)^T \mathbf{N}_2^{\mathbf{v}_2^5} & \mathbf{0}_{1 \times 12} & \mathbf{0}_{1 \times 12} \end{bmatrix}.$$

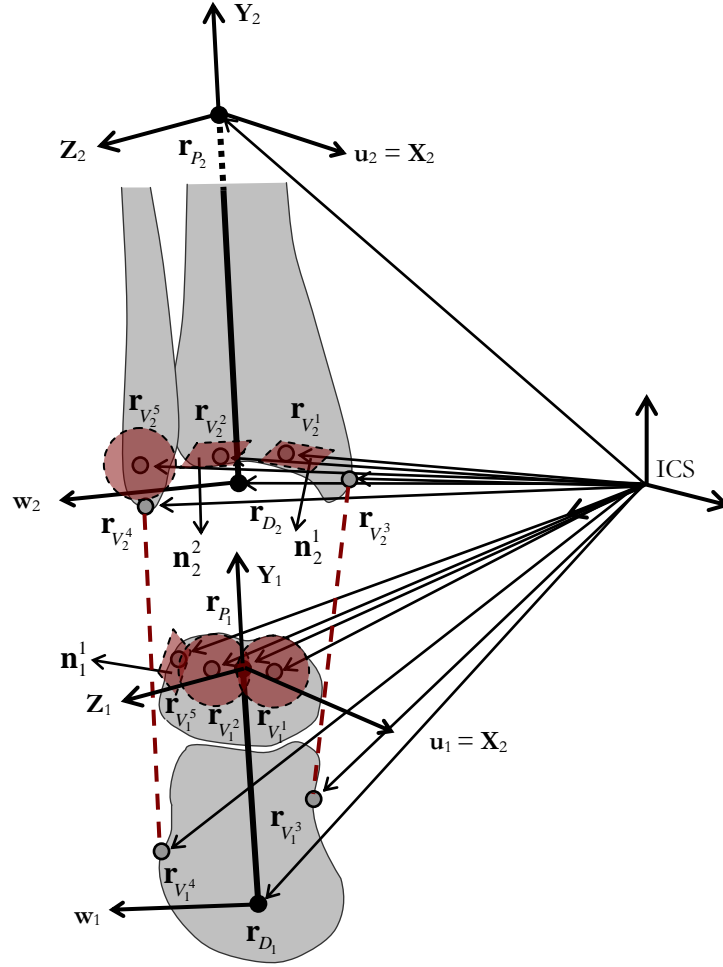


Figure 13 : « mécanisme parallèle » de la cheville, position des « marqueurs virtuels » $r_{V_i^j}$ et orientation des normales n_i^j des segments du pied ($i=1$) et de la jambe ($i=2$), paramétrage Q_i et « systèmes de coordonnées segmentaires anatomiques » (P_i, X_i, Y_i, Z_i) .

2.2.1.2.2 Contraintes cinématiques du genou

L'articulation du genou est le plus généralement modélisée par une liaison rotule (Lu and O'Connor, 1999; Charlton et al., 2004), cardan ou pivot (Reinbolt et al., 2005; Andersen et al., 2009) entre les segments 2 et 3. Comme pour la cheville, un modèle plus complexe utilisant un mécanisme équivalent composé de 5 liaisons en parallèle peut également être considéré (Duprey et al., 2010).

Dans le cas d'une liaison rotule, les contraintes Φ_K^k sont :

$$\Phi_K^k = r_{D_3} - r_{P_2} = \mathbf{0}_{3 \times 1}.$$

Pour liaison rotule, la matrice Jacobienne \mathbf{K}_K^k de Φ_K^k dépendante des paramètres \mathbf{Q} de l'ensemble du membre inférieur droit est :

$$\mathbf{K}_K^k = \begin{bmatrix} \mathbf{0}_{3 \times 12} & [\mathbf{0}_{3 \times 3} - \mathbf{E}_{3 \times 3} \mathbf{0}_{3 \times 3} \mathbf{0}_{3 \times 3}] & [\mathbf{0}_{3 \times 3} \mathbf{0}_{3 \times 3} \mathbf{E}_{3 \times 3} \mathbf{0}_{3 \times 3}] & \mathbf{0}_{3 \times 12} \end{bmatrix}.$$

Dans le cas d'une liaison cardan, les contraintes Φ_K^k sont :

$$\Phi_K^k = \begin{cases} \mathbf{r}_{D_3} - \mathbf{r}_{P_2} = \mathbf{0}_{3 \times 1} \\ \mathbf{w}_3 \bullet (\mathbf{r}_{P_2} - \mathbf{r}_{D_2}) - L_2 \cos \varphi_1^K = 0 \end{cases},$$

avec φ_1^K l'angle constant de la liaison cardan du genou et L_2 la longueur constante du segment 2 (entre les points P_2 et D_2).

Pour la construction du modèle, l'angle φ_1^K peut être arbitrairement fixé à 90° ou α_3 (si on suppose que les axes $\mathbf{r}_{P_2} - \mathbf{r}_{D_2}$ et $\mathbf{r}_{P_3} - \mathbf{r}_{D_3}$ sont alignés en position neutre). L'angle peut aussi être déduit des paramètres \mathbf{Q} construits à partir de la position des marqueurs cutanés $\mathbf{r}_{M_i^j}$ (Tableau 5) :

$$\varphi_1^K = \frac{\cos^{-1}(\mathbf{w}_3 \bullet (\mathbf{r}_{P_2} - \mathbf{r}_{D_2}))}{L_2}.$$

Le calcul est fait à partir des paramètres \mathbf{w}_3 , \mathbf{r}_{P_2} et \mathbf{r}_{D_2} construits à une image statique (par exemple en position neutre) ou à toutes les images du mouvement étudié. Auquel cas, on peut prendre la valeur moyenne $\bar{\varphi}_1^K$. L'utilisation de l'ensemble des images du mouvement étudié et le calcul de cette valeur moyenne conduisent à un effet de « *solidification* » (Cheze et al., 1995) dans les calculs de cinématique et de dynamique.

Pour la liaison cardan, la matrice Jacobienne \mathbf{K}_K^k de Φ_K^k dépendante des paramètres \mathbf{Q} de l'ensemble du membre inférieur droit est :

$$\mathbf{K}_K^k = \begin{bmatrix} \mathbf{0}_{3 \times 12} & [\mathbf{0}_{3 \times 3} - \mathbf{E}_{3 \times 3} \mathbf{0}_{3 \times 3} \mathbf{0}_{3 \times 3}] & [\mathbf{0}_{3 \times 3} \mathbf{0}_{3 \times 3} \mathbf{E}_{3 \times 3} \mathbf{0}_{3 \times 3}] & \mathbf{0}_{3 \times 12} \\ \mathbf{0}_{1 \times 12} & [\mathbf{0}_{1 \times 3} [\mathbf{w}_3]^T - [\mathbf{w}_3]^T \mathbf{0}_{1 \times 3}] & [\mathbf{0}_{1 \times 3} \mathbf{0}_{1 \times 3} \mathbf{0}_{1 \times 3} [\mathbf{r}_{P_2} - \mathbf{r}_{D_2}]^T] & \mathbf{0}_{1 \times 12} \end{bmatrix}.$$

Les axes de la liaison cardan ont été choisis selon \mathbf{w}_3 (flexion-extension du genou) et selon $\mathbf{r}_{P_2} - \mathbf{r}_{D_2}$ (direction anatomique du « *centre articulaire* » proximal au « *centre articulaire* » distal), tous deux représentatifs des axes fonctionnels du genou, si on considère deux degrés de liberté (Bull and Amis, 1998).

Dans le cas d'une liaison pivot, les contraintes Φ_K^k sont :

$$\Phi_K^k = \begin{cases} \mathbf{r}_{D_3} - \mathbf{r}_{P_2} = \mathbf{0}_{3 \times 1} \\ \mathbf{w}_3 \bullet (\mathbf{r}_{P_2} - \mathbf{r}_{D_2}) - L_2 \cos \varphi_1^K = 0, \\ \mathbf{w}_3 \bullet \mathbf{u}_2 - \cos \varphi_2^K = 0 \end{cases}$$

avec φ_1^K et φ_2^K les deux angles constants de la liaison pivot du genou.

Pour la construction du modèle, en complément de l'angle φ_1^K , l'angle φ_2^K peut être arbitrairement fixé à 90° ou β_3 (si on suppose que \mathbf{u}_2 et \mathbf{u}_3 sont alignés en position neutre).

L'angle peut aussi être déduit des paramètres \mathbf{Q} construits à partir de la position des marqueurs cutanés \mathbf{r}_{M_i} (Tableau 5) :

$$\varphi_2^K = \cos^{-1}(\mathbf{w}_3 \bullet \mathbf{u}_2).$$

Le calcul est fait à partir des paramètres \mathbf{w}_3 et \mathbf{u}_2 construits à une image statique (par exemple en position neutre) ou à toutes les images du mouvement étudié. Auquel cas, on peut prendre la valeur moyenne $\bar{\varphi}_2^K$. L'utilisation de l'ensemble des images du mouvement étudié et le calcul de cette valeur moyennée conduisent à un effet de « *solidification* » (Cheze et al., 1995) dans les calculs de cinématique et de dynamique.

Pour la liaison pivot, la matrice Jacobienne \mathbf{K}_K^k de Φ_K^k dépendante des paramètres \mathbf{Q} de l'ensemble du membre inférieur droit est :

$$\mathbf{K}_K^k = \begin{bmatrix} \mathbf{0}_{3 \times 12} & [\mathbf{0}_{3 \times 3} - \mathbf{E}_{3 \times 3} \quad \mathbf{0}_{3 \times 3} \quad \mathbf{0}_{3 \times 3}] & [\mathbf{0}_{3 \times 3} \quad \mathbf{0}_{3 \times 3} \quad \mathbf{E}_{3 \times 3} \quad \mathbf{0}_{3 \times 3}] & \mathbf{0}_{3 \times 12} \\ \mathbf{0}_{1 \times 12} & [\mathbf{0}_{1 \times 3} \quad [\mathbf{w}_3]^T \quad -[\mathbf{w}_3]^T \quad \mathbf{0}_{1 \times 3}] & [\mathbf{0}_{1 \times 3} \quad \mathbf{0}_{1 \times 3} \quad \mathbf{0}_{1 \times 3} \quad [\mathbf{r}_{P_2} - \mathbf{r}_{D_2}]^T] & \mathbf{0}_{1 \times 12} \\ \mathbf{0}_{1 \times 12} & [[\mathbf{w}_3]^T \quad \mathbf{0}_{1 \times 3} \quad \mathbf{0}_{1 \times 3} \quad \mathbf{0}_{1 \times 3}] & [\mathbf{0}_{1 \times 3} \quad \mathbf{0}_{1 \times 3} \quad \mathbf{0}_{1 \times 3} \quad [\mathbf{u}_2]^T] & \mathbf{0}_{1 \times 12} \end{bmatrix}.$$

Comme la cheville, le genou peut aussi être modélisé par un « *mécanisme parallèle* » (Wilson et al., 1998; Feikes et al., 2003). Ainsi, sont définies 5 contraintes représentant, d'une part, 2 contacts « *sphère sur plan* » et représentant, d'autre part, 3 ligaments indéformables.

Dans ce cas, les contraintes Φ_K^k sont :

$$\Phi_K^k = \begin{cases} \left(\mathbf{N}_3^{V_1} \mathbf{Q}_3 - \mathbf{N}_2^{V_6} \mathbf{Q}_2 \right) \bullet \mathbf{N}_2^{n_3} \mathbf{Q}_2 - d_1^K = 0 \\ \left(\mathbf{N}_3^{V_2} \mathbf{Q}_3 - \mathbf{N}_2^{V_7} \mathbf{Q}_2 \right) \bullet \mathbf{N}_2^{n_4} \mathbf{Q}_2 - d_2^K = 0 \\ \left(\mathbf{N}_3^{V_3} \mathbf{Q}_3 - \mathbf{N}_2^{V_8} \mathbf{Q}_2 \right)^2 - \left(d_3^K \right)^2 = 0 \\ \left(\mathbf{N}_3^{V_4} \mathbf{Q}_3 - \mathbf{N}_2^{V_9} \mathbf{Q}_2 \right)^2 - \left(d_4^K \right)^2 = 0 \\ \left(\mathbf{N}_3^{V_5} \mathbf{Q}_3 - \mathbf{N}_2^{V_{10}} \mathbf{Q}_2 \right)^2 - \left(d_5^K \right)^2 = 0 \end{cases} .$$

avec $\mathbf{N}_i^{V_j}$ et $\mathbf{N}_i^{n_j}$ des matrices d'interpolation et d_j^K des distances constantes.

Pour la construction du modèle, les coordonnées des « *marqueurs virtuels* » et les composantes des normales exprimées dans le repère non orthonormé du segment i sont transformées depuis leurs positions et orientations connues dans un « *système de coordonnées segmentaire anatomique* ». Pour le « *mécanisme parallèle* » du genou, ces positions et orientations ainsi que les distances constantes d_j^K ont été établies dans la littérature, par mesures sur un spécimen cadavérique (Wilson et al., 1998). Ces valeurs ont toutefois été légèrement révisées (Feikes et al., 2003) afin d'éviter le passage par une configuration singulière.

Ces « *marqueurs virtuels* » V_i^j (Figure 14) correspondent :

- aux centres des sphères des condyles fémoraux médial et latéral ($i=3, j=1,2$ respectivement),
- aux origines au niveau du fémur des ligaments ACL, PCL et MCL ($i=3, j=3,5$ respectivement),
- aux points des plateaux tibiaux médial et latéral ($i=2, j=6,7$ respectivement) et
- aux insertions au niveau du tibia des ligaments ACL, PCL et MCL ($i=2, j=8,10$ respectivement).

Les normales \mathbf{n}_i^j correspondent aux plans des plateaux tibiaux médial et latéral ($i=2, j=3,4$ respectivement) et les distances d_j^K correspondent :

- aux rayons des sphères des condyles fémoraux médial et latéral ($i=3, j=1,2$ respectivement) et
- aux longueurs des ligaments ACL, PCL et MCL ($j=3,4,5$ respectivement)

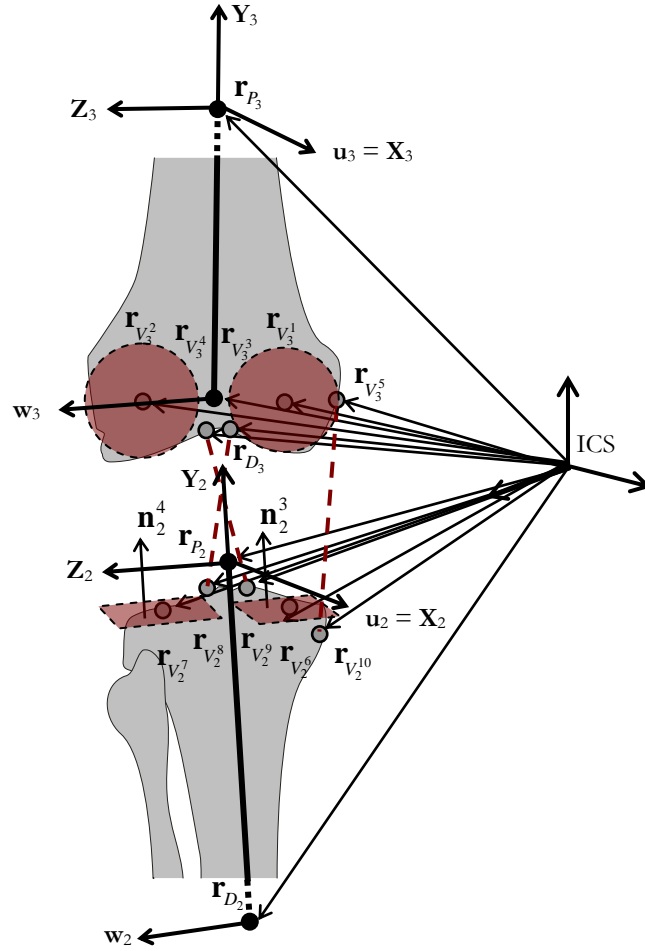


Figure 14 : « mécanisme parallèle » du genou, position des « marqueurs virtuels » $r_{V_i^j}$ et orientation des normales n_i^j des segments de la jambe ($i=2$) et de la cuisse ($i=3$), paramétrage Q_i et « systèmes de coordonnées segmentaires anatomiques » (P_i, X_i, Y_i, Z_i) .

Pour le « mécanisme parallèle », la matrice Jacobienne K_K^k de Φ_K^k dépendante des paramètres Q du membre inférieur droit est :

$$K_K^k = \begin{bmatrix} \mathbf{0}_{1 \times 12} & -\left(N_2^{n_3} Q_2\right)^T N_2^{v_6} + \left(N_3^{v_1} Q_3 - N_2^{v_6} Q_2\right)^T N_2^{n_3} & \left(N_2^{n_3} Q_2\right)^T N_3^{v_1} & \mathbf{0}_{1 \times 12} \\ \mathbf{0}_{1 \times 12} & -\left(N_2^{n_4} Q_2\right)^T N_2^{v_7} + \left(N_3^{v_2} Q_3 - N_2^{v_7} Q_2\right)^T N_2^{n_4} & \left(N_2^{n_4} Q_2\right)^T N_3^{v_2} & \mathbf{0}_{1 \times 12} \\ \mathbf{0}_{1 \times 12} & -2\left(N_3^{v_3} Q_3 - N_2^{v_8} Q_2\right)^T N_2^{v_8} & 2\left(N_3^{v_3} Q_3 - N_2^{v_8} Q_2\right)^T N_3^{v_3} & \mathbf{0}_{1 \times 12} \\ \mathbf{0}_{1 \times 12} & -2\left(N_3^{v_4} Q_3 - N_2^{v_9} Q_2\right)^T N_2^{v_9} & 2\left(N_3^{v_4} Q_3 - N_2^{v_9} Q_2\right)^T N_3^{v_4} & \mathbf{0}_{1 \times 12} \\ \mathbf{0}_{1 \times 12} & -2\left(N_3^{v_5} Q_3 - N_2^{v_{10}} Q_2\right)^T N_2^{v_{10}} & 2\left(N_3^{v_5} Q_3 - N_2^{v_{10}} Q_2\right)^T N_3^{v_5} & \mathbf{0}_{1 \times 12} \end{bmatrix}.$$

2.2.1.2.3 Contraintes cinématiques de la hanche

L'articulation de la hanche est habituellement modélisée par une liaison rotule (Lu and O'Connor, 1999; Charlton et al., 2004; Reinbolt et al., 2005; Andersen et al., 2009) entre les segments 3 et 4.

Dans ce cas, les contraintes Φ_H^k sont :

$$\Phi_H^k = \mathbf{N}_4^{V_4^1} \mathbf{Q}_4 - \mathbf{r}_{P_3} = \mathbf{0}_{3 \times 1},$$

avec $\mathbf{N}_4^{V_4^1}$ la matrice d'interpolation du « marqueur virtuel » V_4^1 qui correspond au centre de la hanche.

La matrice Jacobienne \mathbf{K}_H^k de Φ_H^k dépendante des paramètres \mathbf{Q} du membre inférieur droit est :

$$\mathbf{K}_H^k = \begin{bmatrix} \mathbf{0}_{3 \times 12} & \mathbf{0}_{3 \times 12} & [\mathbf{0}_{3 \times 3} - \mathbf{E}_{3 \times 3} & \mathbf{0}_{3 \times 3} & \mathbf{0}_{3 \times 3}] & \mathbf{N}_4^{V_4^1} \end{bmatrix}.$$

Pour la construction du modèle, les coordonnées du « marqueur virtuel » V_4^1 exprimées dans le repère non orthonormé du segment i (coordonnées qui composent la matrice d'interpolation $\mathbf{N}_4^{V_4^1}$) sont transformées depuis la position $\mathbf{r}_{V_4^1}^s$ connue dans un « système de coordonnées segmentaire anatomique ». Cette position est obtenue, à partir de la position des marqueurs cutanés $\mathbf{r}_{M_i^j}$, par régression (Reed et al., 1999; Dumas et al., 2007) ou méthode fonctionnelle (Ehrig et al., 2006).

2.2.1.2.4 Contraintes de corps rigide

En plus de contraintes cinématiques, le paramétrage étant surabondant (avec 12 paramètres pour 6 degrés de liberté par segment), il faut faire intervenir 6 contraintes de corps rigide Φ_i^r pour chaque segment. La matrice Jacobienne \mathbf{K}_i^r de Φ_i^r dépendante des paramètres \mathbf{Q}_i du segment i est :

$$[\mathbf{K}_i^r]^T = \begin{bmatrix} 2\mathbf{u}_i & (\mathbf{r}_{P_i} - \mathbf{r}_{D_i}) & \mathbf{w}_i & \mathbf{0}_{3 \times 1} & \mathbf{0}_{3 \times 1} & \mathbf{0}_{3 \times 1} \\ \mathbf{0}_{3 \times 1} & \mathbf{u}_i & \mathbf{0}_{3 \times 1} & 2(\mathbf{r}_{P_i} - \mathbf{r}_{D_i}) & \mathbf{w}_i & \mathbf{0}_{3 \times 1} \\ \mathbf{0}_{3 \times 1} & -\mathbf{u}_i & \mathbf{0}_{3 \times 1} & -2(\mathbf{r}_{P_i} - \mathbf{r}_{D_i}) & -\mathbf{w}_i & \mathbf{0}_{3 \times 1} \\ \mathbf{0}_{3 \times 1} & \mathbf{0}_{3 \times 1} & \mathbf{u}_i & \mathbf{0}_{3 \times 1} & (\mathbf{r}_{P_i} - \mathbf{r}_{D_i}) & 2\mathbf{w}_i \end{bmatrix}.$$

La transposée est ici donnée pour des commodités de notation.

2.2.1.2.5 Optimisation globale sous contraintes

Utilisée en analyse du mouvement afin de compenser les « *artefacts des tissus mous* » ou pour réduire le nombre de marqueurs (en deçà de trois marqueurs par segment), cette méthode d'« *optimisation globale* » (Lu and O'Connor, 1999; Charlton et al., 2004; Reinbolt et al., 2005; Andersen et al., 2009) consiste à déterminer, à chaque image du mouvement étudié, la position des segments qui suit au mieux les marqueurs cutanés tout en respectant les degrés de liberté d'un modèle cinématique prédéfini.

Pour cela, la fonction objectif à minimiser, notée f , est construite à partir de l'erreur entre les positions mesurées des marqueurs cutanés $\mathbf{r}_{M_i^j}$ et celles déduites de la cinématique des segments.

Avec le paramétrage \mathbf{Q}_i , la fonction objectif f s'écrit sous la forme :

$$f = \frac{1}{2} \sum_{i=1}^4 \sum_{j=1}^{n_i} w_{M_i^j} \left(\mathbf{r}_{M_i^j} - \mathbf{N}_i^{M_i^j} \mathbf{Q}_i \right)^2,$$

avec n_i le nombre de marqueurs cutanés placés sur le segment i et $w_{M_i^j}$ un facteur pondérateur permettant éventuellement de privilégier certains marqueurs qui seraient moins affectés par les « *artefacts des tissus mous* ».

En introduisant des contraintes motrices Φ^m représentant l'ensemble des erreurs sur les marqueurs cutanés M_i^j , la fonction objectif f devient :

$$f = \frac{1}{2} (\Phi^m)^T \mathbf{W} \Phi^m,$$

avec \mathbf{W} une matrice contenant les facteurs pondérateurs $w_{M_i^j}$ sur la diagonale.

Les contraintes motrices Φ^m sont donc :

$$\Phi^m = \begin{cases} \mathbf{r}_{M_1^1} - \mathbf{N}_1^{M_1^1} \mathbf{Q}_1 = \mathbf{0}_{3 \times 1} \\ \vdots \\ \mathbf{r}_{M_1^{n_1}} - \mathbf{N}_1^{M_1^{n_1}} \mathbf{Q}_1 = \mathbf{0}_{3 \times 1} \\ \vdots \\ \mathbf{r}_{M_4^1} - \mathbf{N}_4^{M_4^1} \mathbf{Q}_4 = \mathbf{0}_{3 \times 1} \\ \vdots \\ \mathbf{r}_{M_4^{n_4}} - \mathbf{N}_4^{M_4^{n_4}} \mathbf{Q}_4 = \mathbf{0}_{3 \times 1} \end{cases}.$$

avec $\mathbf{N}_i^{M_i^j}$ des matrices d'interpolation constantes.

Pour la construction du modèle, les coordonnées des marqueurs cutanés M_i^j exprimées dans le repère non orthonormé du segment i (coordonnées qui composent les matrices d'interpolation $\mathbf{N}_i^{M_i^j}$) sont transformées depuis les positions $\mathbf{r}_{M_i^j}$ (Figure 15) mesurées directement dans le système de coordonnées global. Dans ce cas, on n'utilise pas la matrice de transformation \mathbf{B}_i^u mais une projection non orthogonale (Cheze, 2000; Desroches et al., 2010) :

$$\mathbf{r}_{M_i^j} - \mathbf{r}_{P_i} = \underbrace{\frac{((\mathbf{r}_{P_i} - \mathbf{r}_{D_i}) \times \mathbf{w}_i) \cdot (\mathbf{r}_{M_i^j} - \mathbf{r}_{P_i})}{(\mathbf{u}_i \times (\mathbf{r}_{P_i} - \mathbf{r}_{D_i})) \cdot \mathbf{w}_i}}_{\left(n_i^{M_i^j}\right)_u} \mathbf{u}_i + \underbrace{\frac{(\mathbf{w}_i \times \mathbf{u}_i) \cdot (\mathbf{r}_{M_i^j} - \mathbf{r}_{P_i})}{(\mathbf{u}_i \times (\mathbf{r}_{P_i} - \mathbf{r}_{D_i})) \cdot \mathbf{w}_i}}_{\left(n_i^{M_i^j}\right)_v} (\mathbf{r}_{P_i} - \mathbf{r}_{D_i}) + \underbrace{\frac{(\mathbf{u}_i \times (\mathbf{r}_{P_i} - \mathbf{r}_{D_i})) \cdot (\mathbf{r}_{M_i^j} - \mathbf{r}_{P_i})}{(\mathbf{u}_i \times (\mathbf{r}_{P_i} - \mathbf{r}_{D_i})) \cdot \mathbf{w}_i}}_{\left(n_i^{M_i^j}\right)_w} \mathbf{w}_i.$$

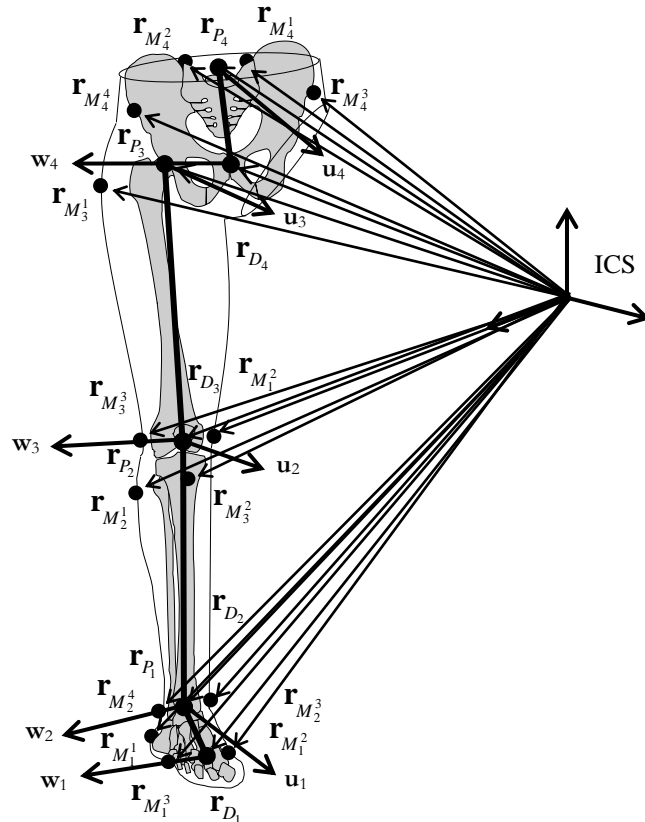


Figure 15 : paramétrage \mathbf{Q}_i et position de marqueurs cutanés $\mathbf{r}_{M_i^j}$ placés sur des sites anatomiques classiques des segments du pied ($i=1$), de la jambe ($i=2$), de la cuisse ($i=3$) et du bassin ($i=4$).

Le calcul est fait à partir de la position des marqueurs cutanés $\mathbf{r}_{M_i^j}$ (dont sont aussi déduits les paramètres \mathbf{Q}_i (Tableau 5)) à une image statique (par exemple en position neutre) ou à toutes les images du mouvement étudié. Auquel cas, on peut prendre les valeurs moyennes $\left(\bar{n}_i^{M_i^j}\right)_u, \left(\bar{n}_i^{M_i^j}\right)_v$ et $\left(\bar{n}_i^{M_i^j}\right)_w$. L'utilisation de l'ensemble des images du mouvement étudié et le calcul de ces valeurs moyennes conduisent à un effet de « *solidification* » (Cheze et al., 1995) dans les calculs de cinématique et de dynamique.

La matrice Jacobienne \mathbf{K}^m de Φ^m dépendante des paramètres \mathbf{Q} du membre inférieur droit est :

$$\mathbf{K}^m = \begin{bmatrix} -\mathbf{N}_1^{M_1^1} & \mathbf{0}_{3 \times 12} & \mathbf{0}_{3 \times 12} & \mathbf{0}_{3 \times 12} \\ \vdots & \vdots & \vdots & \vdots \\ -\mathbf{N}_1^{M_1^m} & \mathbf{0}_{3 \times 12} & \mathbf{0}_{3 \times 12} & \mathbf{0}_{3 \times 12} \\ \vdots & \vdots & \vdots & \vdots \\ \mathbf{0}_{3 \times 12} & \mathbf{0}_{3 \times 12} & \mathbf{0}_{3 \times 12} & -\mathbf{N}_4^{M_4^1} \\ \vdots & \vdots & \vdots & \vdots \\ \mathbf{0}_{3 \times 12} & \mathbf{0}_{3 \times 12} & \mathbf{0}_{3 \times 12} & -\mathbf{N}_4^{M_4^{n_4}} \end{bmatrix}.$$

Le problème d'optimisation sous contrainte se résume donc à :

$$\begin{aligned} \min_{\mathbf{Q}} f &= \frac{1}{2} (\Phi^m)^T \mathbf{W} \Phi^m \text{ avec } \frac{df}{d\mathbf{Q}} = \mathbf{K}^f \\ \text{sujet à } &\begin{cases} \Phi^k = \mathbf{0} \text{ avec } \frac{d\Phi^k}{d\mathbf{Q}} = \mathbf{K}^k \\ \Phi^r = \mathbf{0} \text{ avec } \frac{d\Phi^r}{d\mathbf{Q}} = \mathbf{K}^r \end{cases} \end{aligned}$$

Sous *Matlab*, la fonction *fmincon* permet de résoudre ce type de problème. Elle fait appel à un ensemble de méthodes de résolution très générales, traitant notamment le cas où la fonction objectif f et les contraintes Φ sont non-linéaires. Les matrices Jacobiennes peuvent être données en entrée pour faciliter et accélérer la convergence. Avec le paramétrage utilisé, f et les contraintes Φ sont au maximum des fonctions quadratiques de \mathbf{Q} .

Les matrices Jacobiennes sont donc toutes linéaires :

$$\mathbf{K}^f = [\mathbf{K}^m]^T \mathbf{W} \Phi^m$$

$$\mathbf{K}^k = \begin{bmatrix} \mathbf{K}_A^k \\ \mathbf{K}_K^k \\ \mathbf{K}_H^k \end{bmatrix}$$

$$\mathbf{K}^r = \begin{bmatrix} \mathbf{K}_1^r & \mathbf{0}_{6 \times 12} & \mathbf{0}_{6 \times 12} & \mathbf{0}_{6 \times 12} \\ \mathbf{0}_{6 \times 12} & \mathbf{K}_2^r & \mathbf{0}_{6 \times 12} & \mathbf{0}_{6 \times 12} \\ \mathbf{0}_{6 \times 12} & \mathbf{0}_{6 \times 12} & \mathbf{K}_3^r & \mathbf{0}_{6 \times 12} \\ \mathbf{0}_{6 \times 12} & \mathbf{0}_{6 \times 12} & \mathbf{0}_{6 \times 12} & \mathbf{K}_4^r \end{bmatrix}$$

La fonction *fmincon* permet également de prendre en compte à la fois des contraintes d'égalité et d'inégalité, comme par exemple $\Phi^k \leq \epsilon$. Pour la modélisation des articulations humaines, cela reviendrait à laisser un certain jeu (arbitrairement fixé à ϵ) dans la coïncidence des centres, l'alignement des axes ou l'indéformabilité des ligaments et la rigidité des contacts.

Comme tout problème d'optimisation, la résolution nécessite une solution initiale. Le choix le plus logique consiste à prendre les paramètres \mathbf{Q} construits à partir de la position des marqueurs cutanés $\mathbf{r}_{M_i^j}$ (Tableau 5) à chaque image du mouvement étudié.

Ce sont justement ces paramètres qui ont servi à construire le modèle c'est-à-dire à calculer les valeurs constantes de la géométrie des segments \bar{L}_i , $\bar{\alpha}_i$, $\bar{\beta}_i$ et $\bar{\gamma}_i$ et des liaisons mécaniques des articulations $\bar{\varphi}^A$, $\bar{\varphi}_1^K$ et $\bar{\varphi}_2^K$ ainsi que les coordonnées des marqueurs cutanés $(\bar{n}_i^{M_i^j})_u$, $(\bar{n}_i^{M_i^j})_v$ et $(\bar{n}_i^{M_i^j})_w$ dans les repères non orthonormés des segments. Indirectement, avec les matrices de transformation \mathbf{B}_i^u (formées de \bar{L}_i , $\bar{\alpha}_i$, $\bar{\beta}_i$ et $\bar{\gamma}_i$), ces paramètres ont aussi servi à construire les coordonnées des « *marqueurs virtuels* », $(n_i^{V_i^j})_u$, $(n_i^{V_i^j})_v$ et $(n_i^{V_i^j})_w$ et les composantes des normales $(n_i^{n_i^j})_u$, $(n_i^{n_i^j})_v$ et $(n_i^{n_i^j})_w$.

L'utilisation de la fonction *fmincon* revient néanmoins à utiliser une « boîte noire » spécifique à un logiciel de calcul donné. En utilisant la méthode des multiplicateurs de Lagrange λ , le problème d'optimisation peut aussi se mettre sous la forme suivante (Andersen et al., 2009) :

$$\mathbf{F} \begin{pmatrix} \mathbf{Q} \\ \lambda \end{pmatrix} = \begin{bmatrix} \left[\mathbf{K}^m \right]^T \Phi^m + \begin{bmatrix} \mathbf{K}^k \\ \mathbf{K}^r \end{bmatrix}^T \begin{pmatrix} \lambda^k \\ \lambda^r \end{pmatrix} \\ \begin{pmatrix} \Phi^k \\ \Phi^r \end{pmatrix} \end{bmatrix} = \mathbf{0}.$$

La minimisation de \mathbf{F} peut alors se faire directement par quelques itérations de type Newton-Raphson (jusqu'à obtenir $\mathbf{F}^T \mathbf{F} < \varepsilon$) :

$$\begin{aligned} \mathbf{F} \begin{pmatrix} \mathbf{Q} + \Delta \mathbf{Q} \\ \lambda + \Delta \lambda \end{pmatrix} &= \mathbf{F} \begin{pmatrix} \mathbf{Q} \\ \lambda \end{pmatrix} + \left(\frac{\partial \mathbf{F}}{\partial \begin{pmatrix} \mathbf{Q} \\ \lambda \end{pmatrix}} \begin{pmatrix} \mathbf{Q} \\ \lambda \end{pmatrix} \right) \begin{pmatrix} \Delta \mathbf{Q} \\ \Delta \lambda \end{pmatrix} = \mathbf{0} \\ \Leftrightarrow \begin{pmatrix} \Delta \mathbf{Q} \\ \Delta \lambda \end{pmatrix} &= \left(\frac{\partial \mathbf{F}}{\partial \begin{pmatrix} \mathbf{Q} \\ \lambda \end{pmatrix}} \begin{pmatrix} \mathbf{Q} \\ \lambda \end{pmatrix} \right)^{-1} \begin{pmatrix} -\mathbf{F} \begin{pmatrix} \mathbf{Q} \\ \lambda \end{pmatrix} \end{pmatrix} \end{aligned}$$

La principale difficulté est, ici, le calcul de matrice Jacobienne de \mathbf{F} qui est une fonction à la fois des paramètres \mathbf{Q} et des multiplicateurs de Lagrange λ . D'après les contraintes Φ et les matrices Jacobiennes \mathbf{K} du problème (et notamment \mathbf{K}^m qui est constante) on obtient :

$$\frac{\partial \mathbf{F}}{\partial \begin{pmatrix} \mathbf{Q} \\ \lambda \end{pmatrix}} = \begin{bmatrix} \left[\mathbf{K}^m \right]^T \left[\mathbf{K}^m \right] + \frac{\partial \left(\begin{bmatrix} \mathbf{K}^k \\ \mathbf{K}^r \end{bmatrix}^T \begin{pmatrix} \lambda^k \\ \lambda^r \end{pmatrix} \right)}{\partial \mathbf{Q}} & \begin{bmatrix} \mathbf{K}^k \\ \mathbf{K}^r \end{bmatrix}^T \\ \begin{bmatrix} \mathbf{K}^k \\ \mathbf{K}^r \end{bmatrix} & \mathbf{0} \end{bmatrix}.$$

Tous les termes sont déjà connus sauf :

$$\frac{\partial \left(\begin{bmatrix} \mathbf{K}^k \\ \mathbf{K}^r \end{bmatrix}^T \begin{pmatrix} \lambda^k \\ \lambda^r \end{pmatrix} \right)}{\partial \mathbf{Q}}.$$

En détaillant les matrices Jacobiennes \mathbf{K} et les multiplicateurs de Lagrange $\boldsymbol{\lambda}$ de chaque type de contraintes, cinématiques et de corps rigide, on a :

$$\begin{bmatrix} \mathbf{K}^k \\ \mathbf{K}^r \end{bmatrix}^T \begin{pmatrix} \boldsymbol{\lambda}^k \\ \boldsymbol{\lambda}^r \end{pmatrix} = \begin{bmatrix} & [\mathbf{K}_1^r]^T & \mathbf{0}_{12 \times 6} & \mathbf{0}_{12 \times 6} & \mathbf{0}_{12 \times 6} \\ [\mathbf{K}_A^k]^T & [\mathbf{K}_K^k]^T & [\mathbf{K}_H^k]^T & \mathbf{0}_{12 \times 6} & [\mathbf{K}_2^r]^T & \mathbf{0}_{12 \times 6} & \mathbf{0}_{12 \times 6} \\ & \mathbf{0}_{12 \times 6} & \mathbf{0}_{12 \times 6} & [\mathbf{K}_3^r]^T & \mathbf{0}_{12 \times 6} \\ & \mathbf{0}_{12 \times 6} & \mathbf{0}_{12 \times 6} & \mathbf{0}_{12 \times 6} & [\mathbf{K}_4^r]^T \end{bmatrix} \begin{pmatrix} \boldsymbol{\lambda}_A^k \\ \boldsymbol{\lambda}_K^k \\ \boldsymbol{\lambda}_H^k \\ \boldsymbol{\lambda}_1^r \\ \boldsymbol{\lambda}_2^r \\ \boldsymbol{\lambda}_3^r \\ \boldsymbol{\lambda}_4^r \end{pmatrix}.$$

La dérivée par rapport à \mathbf{Q} est donc :

$$\frac{\partial \left(\begin{bmatrix} \mathbf{K}^k \\ \mathbf{K}^r \end{bmatrix}^T \begin{pmatrix} \boldsymbol{\lambda}^k \\ \boldsymbol{\lambda}^r \end{pmatrix} \right)}{\partial \mathbf{Q}} = \frac{\partial \left([\mathbf{K}_A^k]^T \boldsymbol{\lambda}_A^k \right)}{\partial \mathbf{Q}} + \frac{\partial \left([\mathbf{K}_K^k]^T \boldsymbol{\lambda}_K^k \right)}{\partial \mathbf{Q}} + \frac{\partial \left([\mathbf{K}_H^k]^T \boldsymbol{\lambda}_H^k \right)}{\partial \mathbf{Q}} + \begin{bmatrix} \frac{\partial \left([\mathbf{K}_1^r]^T \boldsymbol{\lambda}_1^r \right)}{\partial \mathbf{Q}_1} & \mathbf{0}_{12 \times 12} & \mathbf{0}_{12 \times 12} & \mathbf{0}_{12 \times 12} \\ \mathbf{0}_{12 \times 12} & \frac{\partial \left([\mathbf{K}_2^r]^T \boldsymbol{\lambda}_2^r \right)}{\partial \mathbf{Q}_2} & \mathbf{0}_{12 \times 12} & \mathbf{0}_{12 \times 12} \\ \mathbf{0}_{12 \times 12} & \mathbf{0}_{12 \times 12} & \frac{\partial \left([\mathbf{K}_3^r]^T \boldsymbol{\lambda}_3^r \right)}{\partial \mathbf{Q}_3} & \mathbf{0}_{12 \times 12} \\ \mathbf{0}_{12 \times 12} & \mathbf{0}_{12 \times 12} & \mathbf{0}_{12 \times 12} & \frac{\partial \left([\mathbf{K}_4^r]^T \boldsymbol{\lambda}_4^r \right)}{\partial \mathbf{Q}_4} \end{bmatrix}.$$

Le calcul ne sera pas détaillé ici pour tous les types de liaisons mécaniques possibles. Dans le cas des liaisons rotules, les avantages du paramétrage \mathbf{Q} sont flagrants. Les matrices \mathbf{K}_A^k , \mathbf{K}_K^k et \mathbf{K}_H^k

sont alors constantes et les termes $\frac{\partial \left([\mathbf{K}^k]^T (\boldsymbol{\lambda}^k) \right)}{\partial \mathbf{Q}}$ disparaissent.

En ce qui concerne les contraintes de corps rigide, le calcul se détaille comme suit :

$$\begin{aligned}
 [\mathbf{K}_i^r]^T \boldsymbol{\lambda}_i^r &= \begin{bmatrix} 2\mathbf{u}_i & (\mathbf{r}_{P_i} - \mathbf{r}_{D_i}) & \mathbf{w}_i & \mathbf{0}_{3 \times 1} & \mathbf{0}_{3 \times 1} & \mathbf{0}_{3 \times 1} \\ \mathbf{0}_{3 \times 1} & \mathbf{u}_i & \mathbf{0}_{3 \times 1} & 2(\mathbf{r}_{P_i} - \mathbf{r}_{D_i}) & \mathbf{w}_i & \mathbf{0}_{3 \times 1} \\ \mathbf{0}_{3 \times 1} & -\mathbf{u}_i & \mathbf{0}_{3 \times 1} & -2(\mathbf{r}_{P_i} - \mathbf{r}_{D_i}) & -\mathbf{w}_i & \mathbf{0}_{3 \times 1} \\ \mathbf{0}_{3 \times 1} & \mathbf{0}_{3 \times 1} & \mathbf{u}_i & \mathbf{0}_{3 \times 1} & (\mathbf{r}_{P_i} - \mathbf{r}_{D_i}) & 2\mathbf{w}_i \end{bmatrix} \begin{pmatrix} (\lambda_i^r)_{uu} \\ (\lambda_i^r)_{uv} \\ (\lambda_i^r)_{uw} \\ (\lambda_i^r)_{vv} \\ (\lambda_i^r)_{vw} \\ (\lambda_i^r)_{ww} \end{pmatrix} \\
 \Leftrightarrow [\mathbf{K}_i^r]^T \boldsymbol{\lambda}_i^r &= \begin{pmatrix} 2\mathbf{u}_i (\lambda_i^r)_{uu} + (\mathbf{r}_{P_i} - \mathbf{r}_{D_i}) (\lambda_i^r)_{uv} + \mathbf{w}_i (\lambda_i^r)_{uw} \\ \mathbf{u}_i (\lambda_i^r)_{uv} + 2(\mathbf{r}_{P_i} - \mathbf{r}_{D_i}) (\lambda_i^r)_{vv} + \mathbf{w}_i (\lambda_i^r)_{vw} \\ -\mathbf{u}_i (\lambda_i^r)_{uv} - 2(\mathbf{r}_{P_i} - \mathbf{r}_{D_i}) (\lambda_i^r)_{vv} - \mathbf{w}_i (\lambda_i^r)_{vw} \\ \mathbf{u}_i (\lambda_i^r)_{uw} + (\mathbf{r}_{P_i} - \mathbf{r}_{D_i}) (\lambda_i^r)_{vw} + 2\mathbf{w}_i (\lambda_i^r)_{ww} \end{pmatrix}.
 \end{aligned}$$

La dérivée par rapport à \mathbf{Q}_i est donc :

$$\frac{\partial([\mathbf{K}_i^r]^T \boldsymbol{\lambda}_i^r)}{\partial \mathbf{Q}_i} = \begin{bmatrix} 2(\lambda_i^r)_{uu} \mathbf{E}_{3 \times 3} & (\lambda_i^r)_{uv} \mathbf{E}_{3 \times 3} & -(\lambda_i^r)_{uv} \mathbf{E}_{3 \times 3} & (\lambda_i^r)_{uw} \mathbf{E}_{3 \times 3} \\ (\lambda_i^r)_{uv} \mathbf{E}_{3 \times 3} & 2(\lambda_i^r)_{vv} \mathbf{E}_{3 \times 3} & -2(\lambda_i^r)_{vv} \mathbf{E}_{3 \times 3} & (\lambda_i^r)_{vw} \mathbf{E}_{3 \times 3} \\ -(\lambda_i^r)_{uv} \mathbf{E}_{3 \times 3} & -2(\lambda_i^r)_{vv} \mathbf{E}_{3 \times 3} & 2(\lambda_i^r)_{vv} \mathbf{E}_{3 \times 3} & -(\lambda_i^r)_{vw} \mathbf{E}_{3 \times 3} \\ (\lambda_i^r)_{uw} \mathbf{E}_{3 \times 3} & (\lambda_i^r)_{vw} \mathbf{E}_{3 \times 3} & -(\lambda_i^r)_{vw} \mathbf{E}_{3 \times 3} & 2(\lambda_i^r)_{ww} \mathbf{E}_{3 \times 3} \end{bmatrix}.$$

Au final, que ce soit par minimisation de la fonction objective f sous les contraintes Φ ou par recherche du zéro de la fonction \mathbf{F} , les paramètres \mathbf{Q} construits, en solution initiale, à partir de la position des marqueurs cutanés $\mathbf{r}_{M_i^j}$ (Tableau 5) deviennent les paramètres optimisés $\tilde{\mathbf{Q}}$. Ces paramètres optimisés correspondent à la position du membre inférieur droit qui, à chaque image du mouvement mesuré, suit aux mieux les marqueurs cutanés tout en respectant l'indéformabilité des segments et les degrés de liberté des articulations.

2.2.2 Calculs de dynamique

Dans le cas de calculs en dynamique directe, en utilisant le paramétrage \mathbf{Q} , les contraintes cinématiques Φ^k sont nécessairement prises en compte. Dans les calculs de dynamique inverse,

l'utilisation ou non de ces contraintes permet de déterminer les moments articulaires « *nets* », incluant à la fois les actions mécaniques actives (c'est-à-dire musculaires) et les actions mécaniques passives (c'est-à-dire les actions ligamentaires et de contact) ou de déterminer les moments articulaires seulement « *actifs* ».

2.2.2.1 Moments articulaires « *nets* »

Les moments articulaires « *nets* » s'obtiennent de manière récursive, généralement en appliquant les équations de Newton-Euler. Cela correspond à ce qui est classiquement désigné comme dynamique inverse dans la littérature.

Les moments articulaires « *nets* » permettent non seulement d'étudier la propulsion et la résistance des articulations, mais aussi leur stabilisation avec l'angle 3D $\alpha_{M\omega}$ (Dumas and Cheze, 2008; Samson et al., 2009). Néanmoins, plusieurs paramétrages des segments sont possibles (Apkarian et al., 1989; Kadaba et al., 1989; Davis et al., 1991; Doriot and Cheze, 2004; Dumas et al., 2004; Dumas and Cheze, 2007) et ont été comparés (Dumas et al., 2007). D'un point de vue numérique, l'utilisation du paramétrage \mathbf{Q}_i permet de s'affranchir des calculs des vitesses et accélérations angulaires (notées ω_i et α_i) et de l'accélération linéaire du centre de masse (notée \mathbf{a}_i) et de n'avoir que le calcul de la dérivée seconde $\ddot{\mathbf{Q}}_i$ à réaliser (Figure 8).

Les équations de la dynamique pour un segment isolé peuvent se mettre sous la forme suivante (Dumas and Cheze, 2007) :

$$[\mathbf{G}_i]\ddot{\mathbf{Q}}_i + [\mathbf{K}_i^r]^T \lambda_i^r = [\mathbf{N}_i^{C_i}]^T m_i \mathbf{g} + [\mathbf{N}_i^{P_i}]^T (\mathbf{F}_i - \mathbf{F}_{i-1}) + [\mathbf{N}_i^*]^T (\mathbf{M}_i - \mathbf{M}_{i-1} + (\mathbf{r}_{P_{i-1}} - \mathbf{r}_{P_i}) \times (-\mathbf{F}_{i-1})),$$

avec \mathbf{G}_i la matrice de masse, m_i la masse du segment, \mathbf{g} l'accélération de la pesanteur, $\begin{Bmatrix} \mathbf{F}_i \\ \mathbf{M}_i \end{Bmatrix}$ le torseur des actions articulaires « *nettes* » (du segment $i+1$ vers le segment i exprimés au « *centre articulaire* » P_i dans le système de coordonnées global) et $\mathbf{N}_i^{C_i}, \mathbf{N}_i^{P_i}$ et \mathbf{N}_i^* des matrices d'interpolation.

Pour rendre cette équation totalement récursive (Dumas et al., 2004), il faut considérer les actions du pied sur le sol $\begin{Bmatrix} \mathbf{F}_0 \\ \mathbf{M}_0 \end{Bmatrix}$ exprimées au centre de pression P_0 (Figure 1) dans le système de coordonnées global.

La matrice de masse \mathbf{G}_i se met sous la forme suivante (Garcia de Jalon et al., 1986) :

$$\mathbf{G}_i = \begin{bmatrix} (J_i)_{uu} \mathbf{E}_{3 \times 3} & \left(m_i \left(n_i^{C_i}\right)_u + (J_i)_{uv}\right) \mathbf{E}_{3 \times 3} & -(J_i)_{uw} \mathbf{E}_{3 \times 3} & (J_i)_{uw} \mathbf{E}_{3 \times 3} \\ & \left(m_i + 2m_i \left(n_i^{C_i}\right)_v + (J_i)_{vv}\right) \mathbf{E}_{3 \times 3} & \left(-m_i \left(n_i^{C_i}\right)_v - (J_i)_{vw}\right) \mathbf{E}_{3 \times 3} & \left(m_i \left(n_i^{C_i}\right)_w + (J_i)_{vw}\right) \mathbf{E}_{3 \times 3} \\ & & (J_i)_{vw} \mathbf{E}_{3 \times 3} & -(J_i)_{vw} \mathbf{E}_{3 \times 3} \\ \text{symétrique} & & & (J_i)_{ww} \mathbf{E}_{3 \times 3} \end{bmatrix},$$

avec $\left(n_i^{C_i}\right)_u, \left(n_i^{C_i}\right)_v$ et $\left(n_i^{C_i}\right)_w$ les coordonnées du centre de masse C_i exprimées dans le repère non-orthonormé du segment i et \mathbf{J}_i la matrice de pseudo inertie.

Ces coordonnées sont transformées avec la matrice \mathbf{B}_i^u depuis un « système de coordonnées segmentaire anatomique ». La transformation de la matrice d'inertie est un peu plus complexe :

$$\mathbf{J}_i = \left[\mathbf{B}_i^u\right]^{-1} \left[\mathbf{I}_i^s + m_i \left(\left(\mathbf{r}_{C_i}^s \right)^T \mathbf{r}_{C_i}^s \right) \mathbf{E}_{3 \times 3} - \mathbf{r}_{C_i}^s \left(\mathbf{r}_{C_i}^s \right)^T \right] \left(\left[\mathbf{B}_i^u\right]^{-1} \right)^T,$$

avec $\mathbf{r}_{C_i}^s$ la position du centre de masse C_i et \mathbf{I}_i^s la matrice d'inertie en ce point connues dans le « système de coordonnées segmentaire anatomique ».

Ces paramètres inertiels, y compris la masse du segment m_i , sont obtenus par régressions (Dumas et al., 2007), basées directement sur la masse totale du sujet et les longueurs segmentaires $L_i = \|\mathbf{r}_{P_i} - \mathbf{r}_{D_i}\|$.

Les forces généralisées peuvent être calculées en passant par le calcul des puissances mécaniques \mathcal{P} (c'est-à-dire le produit scalaire entre la vitesse du point d'application et la force) dont on prend ensuite la dérivée partielle par rapport à $\dot{\mathbf{Q}}_i$, la dérivée première des paramètres du segment i . Pour les poids $m_i \mathbf{g}$ appliqué centre de masse C_i et la force articulaire \mathbf{F}_i « nette » appliquée au point P_i , cela donne :

$$\mathcal{P}_{P_i} = \dot{\mathbf{r}}_{C_i} \bullet m_i \mathbf{g} = \left(\mathbf{N}_i^{C_i} \dot{\mathbf{Q}}_i \right)^T m_i \mathbf{g} \Leftrightarrow \frac{\partial \mathcal{P}_{P_i}}{\partial \dot{\mathbf{Q}}_i} = \left[\mathbf{N}_i^{C_i} \right]^T m_i \mathbf{g},$$

$$\mathcal{P}_{F_i} = \dot{\mathbf{r}}_{P_i} \bullet \mathbf{F}_i = \left(\mathbf{N}_i^{P_i} \dot{\mathbf{Q}}_i \right)^T \mathbf{F}_i \Leftrightarrow \frac{\partial \mathcal{P}_{F_i}}{\partial \dot{\mathbf{Q}}_i} = \left[\mathbf{N}_i^{P_i} \right]^T \mathbf{F}_i.$$

Ainsi, de manière générale, les forces généralisées sont directement obtenues en multipliant les forces extérieures par la transposée des matrices d'interpolation correspondant aux points d'application de ces forces. Cependant, l'obtention de la force généralisée correspondant à un moment, comme par exemple le moment articulaire « net » \mathbf{M}_i (appliqué en P_i), est moins directe.

Tout d'abord, le moment peut être remplacé par trois forces f_1, f_2 et f_3 (Figure 16) alignées sur les axes $\mathbf{u}_i, \mathbf{v}_i = \mathbf{r}_{P_i} - \mathbf{r}_{D_i}, \mathbf{w}_i$ du segment et appliquées en trois points W_i, U_i et D_i situés à l'extrémité des vecteurs $\mathbf{w}_i, \mathbf{u}_i$ et $-\mathbf{v}_i$ (Dumas and Cheze, 2007) :

$$\mathbf{M}_i = \mathbf{w}_i \times (f_1 \mathbf{u}_i) + \mathbf{u}_i \times (f_2 (\mathbf{r}_{P_i} - \mathbf{r}_{D_i})) + (- (\mathbf{r}_{P_i} - \mathbf{r}_{D_i})) \times (f_3 \mathbf{w}_i)$$

$$\Leftrightarrow \mathbf{M}_i = \underbrace{\begin{bmatrix} \mathbf{w}_i \times \mathbf{u}_i & \mathbf{u}_i \times (\mathbf{r}_{P_i} - \mathbf{r}_{D_i}) & -(\mathbf{r}_{P_i} - \mathbf{r}_{D_i}) \times \mathbf{w}_i \end{bmatrix}}_{\mathbf{B}_i^*} \begin{bmatrix} f_1 \\ f_2 \\ f_3 \end{bmatrix}.$$

avec \mathbf{B}_i^* une matrice contenant les trois produits vectoriels entre les bras de levier et les directions des forces f_1, f_2 et f_3 .

Trois forces opposées sont aussi appliquées au point P_i pour maintenir l'équilibre (Figure 16).

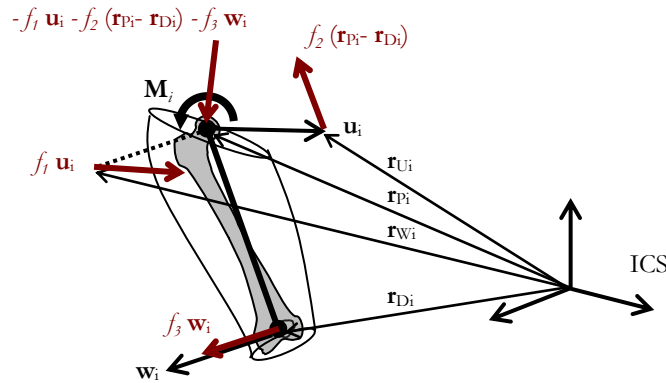


Figure 16 : construction des six forces appliquées aux points P_i, D_i, U_i et W_i équivalentes au moment « net » \mathbf{M}_i

Les 4 points P_i, D_i, U_i et W_i où sont appliquées les six forces équivalentes au moment « net » \mathbf{M}_i ont des matrices d'interpolation remarquables :

$$\mathbf{N}_i^{P_i} = \begin{bmatrix} \mathbf{0}_{3 \times 3} & \mathbf{E}_{3 \times 3} & \mathbf{0}_{3 \times 3} & \mathbf{0}_{3 \times 3} \end{bmatrix}$$

$$\mathbf{N}_i^{D_i} = \begin{bmatrix} \mathbf{0}_{3 \times 3} & \mathbf{0}_{3 \times 3} & \mathbf{E}_{3 \times 3} & \mathbf{0}_{3 \times 3} \end{bmatrix}$$

$$\mathbf{N}_i^{U_i} = \begin{bmatrix} \mathbf{E}_{3 \times 3} & \mathbf{E}_{3 \times 3} & \mathbf{0}_{3 \times 3} & \mathbf{0}_{3 \times 3} \end{bmatrix}$$

$$\mathbf{N}_i^{W_i} = \begin{bmatrix} \mathbf{0}_{3 \times 3} & \mathbf{E}_{3 \times 3} & \mathbf{0}_{3 \times 3} & \mathbf{E}_{3 \times 3} \end{bmatrix}$$

La somme des six forces généralisées de ces forces équivalentes au moment « *net* » \mathbf{M}_i (f_1, f_2 et f_3 et les forces opposées, appliqués au point P_i dans les différentes directions) constitue la force généralisée du moment articulaire « *net* » \mathbf{M}_i :

$$\begin{aligned} [\mathbf{N}_i^*]^T \mathbf{M}_i &= [\mathbf{N}_i^{W_i}]^T (f_1 \mathbf{u}_i) + \\ &\quad [\mathbf{N}_i^{U_i}]^T (f_2 (\mathbf{r}_{P_i} - \mathbf{r}_{D_i})) + \\ &\quad [\mathbf{N}_i^{D_i}]^T (f_3 \mathbf{w}_i) + \\ &\quad [\mathbf{N}_i^P]^T (-f_1 \mathbf{u}_i - f_2 (\mathbf{r}_{P_i} - \mathbf{r}_{D_i}) - f_3 \mathbf{w}_i) , \\ \Leftrightarrow [\mathbf{N}_i^*]^T \mathbf{M}_i &= \begin{bmatrix} \mathbf{0}_{3 \times 1} & (\mathbf{r}_{P_i} - \mathbf{r}_{D_i}) & \mathbf{0}_{3 \times 1} \\ \mathbf{0}_{3 \times 1} & \mathbf{0}_{3 \times 1} & -\mathbf{w}_i \\ \mathbf{0}_{3 \times 1} & \mathbf{0}_{3 \times 1} & \mathbf{w}_i \\ \mathbf{u}_i & \mathbf{0}_{3 \times 1} & \mathbf{0}_{3 \times 1} \end{bmatrix} \begin{bmatrix} f_1 \\ f_2 \\ f_3 \end{bmatrix} \end{aligned}$$

avec \mathbf{N}_i^* une pseudo matrice d'interpolation.

Cette matrice \mathbf{N}_i^* est destinée à conserver le même formalisme pour toutes les forces généralisées. Pour le moment articulaire « *net* » \mathbf{M}_i , la transposée de la matrice d'interpolation est donc :

$$[\mathbf{N}_i^*]^T = \begin{bmatrix} \mathbf{0}_{3 \times 1} & (\mathbf{r}_{P_i} - \mathbf{r}_{D_i}) & \mathbf{0}_{3 \times 1} \\ \mathbf{0}_{3 \times 1} & \mathbf{0}_{3 \times 1} & -\mathbf{w}_i \\ \mathbf{0}_{3 \times 1} & \mathbf{0}_{3 \times 1} & \mathbf{w}_i \\ \mathbf{u}_i & \mathbf{0}_{3 \times 1} & \mathbf{0}_{3 \times 1} \end{bmatrix} [\mathbf{B}_i^*]^{-1} .$$

Dans un calcul de dynamique inverse récursif, le torseur $\begin{Bmatrix} \mathbf{F}_{i-1} \\ \mathbf{M}_{i-1} \end{Bmatrix}$ des actions articulaires « *nettes* » sur

le segment adjacent a déjà été calculé au point P_i ou a été mesuré au point P_0 (c'est-à-dire le centre de pression) si le segment en question est la plateforme de force. Sa prise en compte dans les équations de la dynamique se fait en appliquant le principe d'action-réaction et en transportant ce torseur au point P_i . Ainsi, les forces généralisées de la force $-\mathbf{F}_{i-1}$ et du moment $-\mathbf{M}_{i-1} + (\mathbf{r}_{P_i} - \mathbf{r}_{P_{i-1}}) \times (-\mathbf{F}_{i-1})$ peuvent être obtenues avec les mêmes matrices d'interpolation \mathbf{N}_i^P et \mathbf{N}_i^* .

Dans un calcul de dynamique inverse récursif, les inconnues sont donc $\begin{Bmatrix} \mathbf{F}_i \\ \mathbf{M}_i \end{Bmatrix}$ et λ_i^r que l'on peut déterminer, à chaque image du mouvement étudié, par la relation :

$$\begin{bmatrix} \mathbf{F}_i \\ \mathbf{M}_i \\ \lambda_i^r \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} [\mathbf{N}_i^P]^T & [\mathbf{N}_i^*]^T & -[\mathbf{K}_i^r]^T \end{bmatrix}^{-1} \cdot \left([\mathbf{G}_i] \ddot{\mathbf{Q}}_i - [\mathbf{N}_i^{C_i}]^T m_i \mathbf{g} - [\mathbf{N}_i^P]^T (-\mathbf{F}_{i-1}) - [\mathbf{N}_i^*]^T (-\mathbf{M}_{i-1} + (\mathbf{r}_{P_{i-1}} - \mathbf{r}_{P_i}) \times (-\mathbf{F}_{i-1})) \right)$$

Ce calcul de dynamique inverse récursif donne les moments articulaires « *nets* », incluant les actions mécaniques actives et passives. Il est néanmoins possible d'accéder au moment articulaire « *moteur* », c'est-à-dire, parmi les actions mécaniques actives, la partie du moment qui contribue à mobiliser l'articulation. En effet, l'étude de l'angle 3D $\alpha_{\mathbf{M}\boldsymbol{\omega}}$ entre le moment « *net* » et la vitesse angulaire articulaire (Dumas and Cheze, 2008) permet de distinguer les actions de propulsion, stabilisation ou freinage. Le moment articulaire « *moteur* », noté \mathbf{M}_i^ω , est alors la projection du moment articulaire « *net* » sur l'axe du mouvement, à savoir la vitesse articulaire $\boldsymbol{\omega}_{i+1}^i$.

Cette vitesse articulaire peut être obtenue à l'aide de la matrice de rotation \mathbf{R}_{i+1}^i du « système de coordonnées segmentaire » proximal vers le « système de coordonnées segmentaire » distal. C'est la matrice qui permet de calculer les angles d'Euler dans les « systèmes de coordonnées articulaires » cohérents (Figure 12) :

$$\boldsymbol{\omega}_{i+1}^i = \frac{1}{2} (\dot{\mathbf{R}}_1 \times \mathbf{R}_2 + \dot{\mathbf{R}}_2 \times \mathbf{R}_3 + \dot{\mathbf{R}}_3 \times \mathbf{R}_1),$$

avec \mathbf{R}_1 , \mathbf{R}_2 et \mathbf{R}_3 les colonnes de la matrice \mathbf{R}_{i+1}^i .

Le moment articulaire « *moteur* » \mathbf{M}_i^ω est donc :

$$\mathbf{M}_i^\omega = \mathbf{M}_i \frac{\boldsymbol{\omega}_{i+1}^i}{\|\boldsymbol{\omega}_{i+1}^i\|}.$$

2.2.2.2 Moments articulaires « actifs »

Contrairement au moment articulaire « moteur » \mathbf{M}_i^o qui dépend de l'axe du mouvement, les moments articulaires « actifs », notés \mathbf{M}^A , \mathbf{M}^K et \mathbf{M}^H au niveau de la cheville, du genou et de la hanche dépendent des axes de mobilité correspondant aux degrés de liberté de chaque articulation. La prise en compte des contraintes cinématiques Φ^k fait intervenir les multiplicateurs de Lagrange λ^k qui représentent les actions mécaniques passives. Les moments articulaires qui apparaissent dans les équations de la dynamique ne représentent donc plus que les actions mécaniques actives sur chaque axe de mobilité. Si l'articulation a trois degrés de liberté en rotation, les moments articulaires « actifs » sont aussi les moments articulaires « nets » que l'on calcule par dynamique inverse récurrente. Si l'articulation a un degré de liberté, le moment articulaire « actif » est aussi le moment articulaire « moteur » que l'on peut calculer par la projection sur l'axe du mouvement.

Le nombre de degrés de liberté de la cheville est égal à deux ou un seul, en fonction de la modélisation de l'articulation par une liaison cardan ou par un « mécanisme parallèle ». Les deux axes de mobilité du cardan sont construits selon \mathbf{w}_2 et \mathbf{u}_1 . Le moment articulaire « actif » de la cheville est :

$$\mathbf{M}^A = M_1^A \mathbf{w}_2 + M_2^A \mathbf{u}_1.$$

L'axe de mobilité du « mécanisme parallèle » n'est pas directement connu par construction, mais il correspond à l'axe du mouvement. Cet axe peut être déterminé en calculant la vitesse articulaire ω_2^1 à partir de la cinématique optimisée $\tilde{\mathbf{Q}}$ (prenant en compte les contraintes cinématiques correspondantes). Le moment articulaire « actif » de la cheville est :

$$\mathbf{M}^A = M^A \frac{\omega_2^1}{\|\omega_2^1\|}.$$

Le nombre de degrés de liberté du genou est de un, quelle que soit la modélisation de l'articulation, par une liaison pivot ou par un « mécanisme parallèle ». L'axe de mobilité du pivot est construit selon \mathbf{w}_3 . Le moment articulaire « actif » du genou est :

$$\mathbf{M}^K = M^K \mathbf{w}_3.$$

L'axe de mobilité du « *mécanisme parallèle* » n'est pas directement connu par construction, mais il correspond à l'axe du mouvement. Cet axe peut être déterminé en calculant la vitesse articulaire ω_3^2 à partir de la cinématique optimisée $\tilde{\mathbf{Q}}$ (prenant en compte les contraintes cinématiques correspondantes). Le moment articulaire « *actif* » du genou est :

$$\mathbf{M}^K = M^K \frac{\omega_3^2}{\|\omega_3^2\|}.$$

Le nombre de degrés de liberté de la hanche est de trois. Le moment articulaire « *actif* » de la hanche est aussi le moment articulaire « *net* » :

$$\mathbf{M}^H = \mathbf{M}_3.$$

Les équations de la dynamique pour le membre inférieur droit s'obtiennent en assemblant les équations correspondant à chaque segment i , en intégrant les matrices Jacobiennes des contraintes cinématiques \mathbf{K}^k et en remplaçant les torseurs des actions articulaires « *nettes* » $\begin{Bmatrix} \mathbf{F}_i \\ \mathbf{M}_i \end{Bmatrix}$ par les moments articulaires « *actifs* » \mathbf{M}^A , \mathbf{M}^K et \mathbf{M}^H :

$$\underbrace{\begin{bmatrix} \mathbf{G}_1 & \mathbf{0}_{12 \times 12} & \mathbf{0}_{12 \times 12} \\ \mathbf{0}_{12 \times 12} & \mathbf{G}_2 & \mathbf{0}_{12 \times 12} \\ \mathbf{0}_{12 \times 12} & \mathbf{0}_{12 \times 12} & \mathbf{G}_3 \end{bmatrix}}_{\mathbf{G}} \begin{bmatrix} \ddot{\mathbf{Q}}_1 \\ \ddot{\mathbf{Q}}_2 \\ \ddot{\mathbf{Q}}_3 \end{bmatrix} + \underbrace{\begin{bmatrix} & & & [\mathbf{K}_1^r]^T & \mathbf{0}_{12 \times 6} & \mathbf{0}_{12 \times 6} \\ [\mathbf{K}_A^k]^T & [\mathbf{K}_K^k]^T & [\mathbf{K}_H^k]^T & \mathbf{0}_{12 \times 6} & [\mathbf{K}_2^r]^T & \mathbf{0}_{12 \times 6} \\ & & & \mathbf{0}_{12 \times 6} & \mathbf{0}_{12 \times 6} & [\mathbf{K}_3^r]^T \end{bmatrix}}_{[\mathbf{K}]^T} \begin{pmatrix} \lambda_A^k \\ \lambda_K^k \\ \lambda_H^k \\ \lambda_1^r \\ \lambda_2^r \\ \lambda_3^r \end{pmatrix} =$$

$$\begin{bmatrix} [\mathbf{N}_1^{C_1}]^T m_1 \mathbf{g} \\ [\mathbf{N}_2^{C_2}]^T m_2 \mathbf{g} \\ [\mathbf{N}_3^{C_3}]^T m_3 \mathbf{g} \end{bmatrix} + \begin{bmatrix} [\mathbf{N}_1^{P_1}]^T (-\mathbf{F}_0) + [\mathbf{N}_1^*]^T (-\mathbf{M}_0 + (\mathbf{r}_{P_0} - \mathbf{r}_{P_1}) \times (-\mathbf{F}_0)) \\ \mathbf{0}_{12 \times 1} \\ \mathbf{0}_{12 \times 1} \end{bmatrix} + \begin{bmatrix} [\mathbf{N}_1^*]^T \mathbf{M}^A \\ [\mathbf{N}_2^*]^T (\mathbf{M}^K - \mathbf{M}^A) \\ [\mathbf{N}_3^*]^T (\mathbf{M}^H - \mathbf{M}^K) \end{bmatrix}$$

Les inconnues du problème sont alors \mathbf{M}^A , \mathbf{M}^K , \mathbf{M}^H et $\begin{pmatrix} \lambda^k \\ \lambda^r \end{pmatrix}$. La dynamique inverse peut se

résumer au calcul des seuls moments articulaires « *actifs* » si, de plus, on procède à une réduction du paramétrage à l'aide d'une matrice \mathbf{Z} de projection dans l'espace nul de la matrice Jacobienne des contraintes \mathbf{K} (Garcia de Jalon et al., 1986).

Cette matrice de projection \mathbf{Z} (composée des vecteurs propres de la matrice $[\mathbf{K}]^T [\mathbf{K}]$ associés aux valeurs propres nulles) est telle que :

$$\begin{aligned} [\mathbf{K}][\mathbf{Z}] &= \mathbf{0} \\ \Leftrightarrow [\mathbf{Z}]^T [\mathbf{K}]^T &= \mathbf{0} \end{aligned}$$

En multipliant tous les termes des équations de la dynamique par la matrice \mathbf{Z}^T , on peut ainsi faire disparaître les multiplicateurs de Lagrange :

$$[\mathbf{Z}]^T [\mathbf{G}] \begin{bmatrix} \ddot{\mathbf{Q}}_1 \\ \ddot{\mathbf{Q}}_2 \\ \ddot{\mathbf{Q}}_3 \end{bmatrix} = [\mathbf{Z}]^T \begin{bmatrix} \begin{bmatrix} [\mathbf{N}_1^{C_1}]^T m_1 \mathbf{g} \\ [\mathbf{N}_2^{C_2}]^T m_2 \mathbf{g} \\ [\mathbf{N}_3^{C_3}]^T m_3 \mathbf{g} \end{bmatrix} + \begin{bmatrix} [\mathbf{N}_1^{P_1}]^T (-\mathbf{F}_0) + [\mathbf{N}_1^*]^T (-\mathbf{M}_0 + (\mathbf{r}_{P_0} - \mathbf{r}_{P_1}) \times (-\mathbf{F}_0)) \\ \mathbf{0}_{12 \times 1} \\ \mathbf{0}_{12 \times 1} \end{bmatrix} + \begin{bmatrix} [\mathbf{N}_1^*]^T \mathbf{M}^A \\ [\mathbf{N}_2^*]^T (\mathbf{M}^K - \mathbf{M}^A) \\ [\mathbf{N}_3^*]^T (\mathbf{M}^H - \mathbf{M}^K) \end{bmatrix} \end{bmatrix}.$$

Dans le cas où le membre inférieur est modélisé par deux « *mécanismes parallèles* » et une rotule au niveau des articulations de la cheville, du genou et de la hanche (Duprey et al., 2010), le nombre total de degrés de liberté est de cinq. Le calcul des moments articulaires « *actifs* » correspond alors à l'inversion d'un système de cinq équations à cinq inconnues :

$$\begin{pmatrix} \mathbf{M}^A \\ \mathbf{M}^K \\ \mathbf{M}^H \end{pmatrix} = \begin{bmatrix} [\mathbf{Z}]^T \begin{bmatrix} [\mathbf{N}_1^*]^T \frac{\boldsymbol{\omega}_2^1}{\|\boldsymbol{\omega}_2^1\|} & \mathbf{0}_{12 \times 1} & \mathbf{0}_{12 \times 3} \\ -[\mathbf{N}_2^*]^T \frac{\boldsymbol{\omega}_2^1}{\|\boldsymbol{\omega}_2^1\|} & [\mathbf{N}_2^*]^T \frac{\boldsymbol{\omega}_3^2}{\|\boldsymbol{\omega}_3^2\|} & \mathbf{0}_{12 \times 3} \\ \mathbf{0}_{12 \times 1} & -[\mathbf{N}_3^*]^T \frac{\boldsymbol{\omega}_3^2}{\|\boldsymbol{\omega}_3^2\|} & [\mathbf{N}_3^*]^T \end{bmatrix} \end{bmatrix}^{-1} \cdot [\mathbf{Z}]^T \begin{bmatrix} \begin{bmatrix} \ddot{\mathbf{Q}}_1 \\ \ddot{\mathbf{Q}}_2 \\ \ddot{\mathbf{Q}}_3 \end{bmatrix} - \begin{bmatrix} [\mathbf{N}_1^{C_1}]^T m_1 \mathbf{g} \\ [\mathbf{N}_2^{C_2}]^T m_2 \mathbf{g} \\ [\mathbf{N}_3^{C_3}]^T m_3 \mathbf{g} \end{bmatrix} - \begin{bmatrix} [\mathbf{N}_1^{P_1}]^T (-\mathbf{F}_0) + [\mathbf{N}_1^*]^T (-\mathbf{M}_0 + (\mathbf{r}_{P_0} - \mathbf{r}_{P_1}) \times (-\mathbf{F}_0)) \\ \mathbf{0}_{12 \times 1} \\ \mathbf{0}_{12 \times 1} \end{bmatrix} \end{bmatrix}$$

On voit ici, l'intérêt qu'il y aurait à mettre en œuvre une optimisation globale portant non seulement sur les positions $\tilde{\mathbf{Q}}$ (Duprey et al., 2010) mais simultanément sur les positions, vitesses et accélérations (Andersen et al., 2009). Dans le cas où les accélérations $\ddot{\mathbf{Q}}$ sont calculées par dérivation des positions, la dérivée seconde des contraintes Φ n'est pas rigoureusement respectée. Entre autres, les accélérations $\ddot{\mathbf{r}}_p$ et $\ddot{\mathbf{r}}_d$ des centres des articulations proximale et distale du segment i ne vérifient pas exactement les relations du champ d'accélération d'un solide rigide.

2.3 Perspectives

Mes travaux de recherche récents ont ainsi porté sur les méthodes cinématiques et dynamiques d'analyse tridimensionnelle du mouvement : construction des « *systèmes de coordonnées segmentaires* » et des « *systèmes de coordonnées articulaires* », compensation des « *artefacts des tissus mous* », estimation des paramètres inertiels des segments, évaluation et interprétation des moments articulaires ... La mise en place d'un paramétrage spécifique des segments a permis d'aller vers une modélisation cinématique avancée, la résolution de problèmes d'optimisation sous contraintes et le calcul des moments articulaires « *actifs* ».

Les travaux réalisés permettent d'ores et déjà d'envisager des applications cliniques plus pertinentes, et plus particulièrement en lien avec l'imagerie médicale. Par ailleurs, dans le domaine de l'analyse tridimensionnelle du mouvement, il existe un type d'évaluation en plein développement pour lequel la modélisation cinématique et les problèmes d'optimisation sont, là aussi, centraux. Il s'agit de l'estimation des forces musculaires et de la réaction articulaire.

2.3.1 Applications cliniques

L'analyse du mouvement est devenue un outil de plus en plus courant d'aide au diagnostic et au suivi des pathologies du système ostéo-articulaire et musculaire. Néanmoins, les informations cinématiques fournies restent encore déconnectées de l'anatomie ostéo-articulaire. Même si les « *systèmes de coordonnées segmentaires* » et « *articulaires* » sont définis sur une base anatomique (Cappozzo et al., 1995; Wu et al., 2002; Wu et al., 2005), cette base est limitée à quelques points anatomiques palpables.

Une construction des « *systèmes de coordonnées segmentaires* » à partir d'une géométrie osseuse détaillée a ainsi été proposée (Donati et al., 2007). Par ailleurs, à l'aide de l'imagerie médicale, la mise en relation des mobilités avec les géométries articulaires peut permettre un regard plus complet sur le fonctionnement du système ostéo-articulaire, qu'il soit pathologique ou non : position de l'axe hélicoïdal du mouvement articulaire par rapport aux structures osseuses (Dennis et al., 2005), position des zones de contacts articulaires (Wan et al., 2006; Boyer et al., 2008; Lu et al., 2008). Ces études, utilisant la fluoroscopie, constituent avec l'insertion de vis intra-corticales (Lafortune et al., 1992; Reinschmidt et al., 1997; Benoit et al., 2007), les rares moyens d'avoir accès à une cinématique fine, et plus particulièrement aux déplacements articulaires. De manière non invasive, la combinaison de la cinématique basée sur des marqueurs cutanés (ou des goniomètres) avec des modèles osseux, génériques (Gignoux et al., 1993; Van Sint Jan et al., 2002; Sholukha et al., 2006) ou personnalisés (Otake et al., 2005; Van Sint Jan et al., 2006; Lempereur et al., 2010), est également possible moyennant une étape de recalage délicate.

Dans ce contexte, la mise en place d'une modélisation cinématique avancée incluant des « *mécanismes parallèles* » offre plusieurs pistes d'amélioration pour le recalage entre la cinématique basée sur des marqueurs et des modèles osseux personnalisés d'où les paramètres des modèles cinématiques (comme par exemple, la longueur des segments, la position des insertions ligamentaires) seraient extraits. L'optimisation globale avec les « *mécanismes parallèles* » de la cheville et du genou donne également des déplacements articulaires qui sont, pour le moment, des couplages liés à la géométrie de modèles issus de la littérature. La personnalisation de ces modèles par l'imagerie permet d'envisager un premier pas vers l'estimation non invasive d'une cinématique plus fine des articulations (comme par exemple, la position des points de contact articulaires).

Les travaux menés par des cliniciens de l'équipe de recherche « *Biomécanique et Orthopédie* » du LBMC s'orientent justement vers la cinématique fine, des pièces prothétiques dans un premier temps (Chouteau et al., 2009). Un projet d'acquisition d'un fluoroscope en complément du système d'analyse du mouvement a pour objectif de mettre en place une analyse biomécanique plus complète du système ostéo-articulaire. La mesure par un fluoroscope permet d'obtenir la cinématique précise des composants prothétiques et des segments osseux. Cette mesure reste limitée à un champ de mesure très restreint mais qui offre la possibilité de valider au niveau d'une articulation les méthodes cinématiques avancées qui ont été développées. En complément, la mesure par le système d'analyse du mouvement, les plateformes de force et l'électromyographie permet d'obtenir la cinématique avancée des autres articulations ainsi que la dynamique.

Si la combinaison de la cinématique basée sur des marqueurs cutanés avec des modèles osseux à déjà été proposée, la mise en relation des efforts avec les géométries semble une piste intéressante, par exemple pour l'étude des phénomènes dégénératifs tels que l'arthrose.

2.3.2 Forces musculaires et réaction articulaire

Une démarche classique pour le calcul de ces forces musculaires consiste à mettre en place une optimisation « *statique* » à la suite de la dynamique inverse réursive (Tsirakos et al., 1997; Erdemir et al., 2007). On cherche alors à minimiser un critère lié à l'amplitude des forces musculaires sous une contrainte d'équilibre entre les moments articulaires et ces forces musculaires multipliées par leur bras de levier (Seireg and Arvikar, 1975; Crowninshield and Brand, 1981; Glitsch and Baumann, 1997; Stansfield et al., 2003; Taylor et al., 2004; Fraysse et al., 2009). Une géométrie musculaire est donc introduite à cette étape pour le calcul des bras de levier. Dans cette démarche, la difficulté réside dans le fait de ne mettre en balance que les moments articulaires « *actifs* ». Comme aucune modélisation cinématique n'est mise en œuvre dans la dynamique inverse réursive, seules certaines composantes des moments articulaires « *nets* », supposées correspondre aux axes de mobilité des articulations, doivent être arbitrairement considérées. Le choix de ces composantes a une influence sur les forces musculaires estimées (Glitsch and Baumann, 1997; Li et al., 1998).

Une autre démarche, où une modélisation cinématique est *a contrario* nécessaire, consiste à mettre en place une optimisation en dynamique directe incluant également, dans la plupart des cas, la dynamique musculaire (Zajac, 2002; Piazza, 2006; Erdemir et al., 2007). Les paramètres d'un « *modèle de Hill* » des muscles sont introduits en plus de la géométrie musculaire. On cherche alors à minimiser un critère lié à l'écart entre la cinématique et/ou la dynamique calculée(s) et celle(s) mesurée(s) (Yamaguchi and Zajac, 1990; Neptune et al., 2001). Là encore, les axes de mobilité, cette fois-ci déterminés par la modélisation cinématique, ont une influence sur les forces musculaires estimées (Xiao and Higginson, 2008).

Dans tous les cas, les forces articulaires « *nettes* » n'interviennent que dans un second temps pour calculer la réaction articulaire globale. Pour simplifier le problème, il est en effet supposé que ces forces articulaires « *nettes* » sont toutes passives. Le fait que la réaction articulaire soit calculée dans un second temps explique pourquoi, au temps de l'optimisation, le critère à minimiser est le plus souvent seulement musculaire. De plus, cette réaction articulaire globale ne renseigne pas spécifiquement sur les efforts ligamentaires et de contact articulaire, comme par exemple au niveau de chaque condyle du genou. Il faut pour cela faire appel, dans un troisième temps, à une modélisation numérique de type éléments finis où la réaction articulaire globale, les moments

articulaires « actifs » et éventuellement la cinématique articulaire sont les conditions aux limites (Beillas et al., 2004; Kim et al., 2009). La compatibilité de ces conditions aux limites obtenues à partir de modèles analytiques simplifiés avec des modèles numériques très détaillés pose très souvent des problèmes de mise en œuvre.

L'écriture des équations de la dynamique pour le membre inférieur droit, faisant apparaître les moments articulaires « actifs » \mathbf{M}^A , \mathbf{M}^K , \mathbf{M}^H , les multiplicateurs de Lagrange λ^k (associés en particulier aux contraintes cinématiques des « mécanismes parallèles ») et une cinématique optimisée $\ddot{\mathbf{Q}}$, offre plusieurs pistes d'amélioration pour la construction d'un critère d'optimisation plus complet (à la fois musculaire et articulaire), pour l'estimation plus détaillée des efforts articulaires (à la fois ligamentaires et de contact) et pour l'obtention de conditions aux limites plus compatibles avec les modèles numériques détaillés.

Ces améliorations devraient permettre de mettre en cohérence les travaux menés au sein de l'équipe de recherche « Biomécanique et Orthopédie » du LBMC, qui s'intéresse à la modélisation ostéo-articulaire et musculo-squelettique à la fois de type multi-corps rigide et de type structure déformable, particulièrement depuis le recrutement de deux nouveaux maîtres de conférences.

Des premiers résultats sont attendus dans le cadre de la thèse de Xavier Gasparutto, « *Modélisation en multi-corps déformable du corps humain - Intégration des effets cinématiques et dynamiques de la structure articulaire et des tissus mous* », qui débute en novembre 2010 et dont je suis le co-directeur, et dans le cadre du projet ANR MIME qui débute fin 2010 et dans lequel je suis le responsable scientifique de la tâche 5 « *Adapted rigid multi-body musculo-skeletal model* ».

Références

- Ackland, T. R., Blanksby, B. A., Bloomfield, J., 1988. Inertial characteristics of adolescent male body segments. *J Biomech* 21(4), 319-27.
- Aleshinsky, S. Y., 1986. An energy 'sources' and 'fractions' approach to the mechanical energy expenditure problem--IV. Criticism of the concept of 'energy transfers within and between links'. *J Biomech* 19(4), 307-9.
- Alexander, E. J., Andriacchi, T. P., 2001. Correcting for deformation in skin-based marker systems. *J Biomech* 34(3), 355-61.
- Allard, P., Lachance, R., Aissaoui, R., Duhaime, M., 1996. Simultaneous bilateral 3-D able-bodied gait. *Hum Mov Sci* 15, 327-346.
- Andersen, M. S., Damsgaard, M., Rasmussen, J., 2009. Kinematic analysis of over-determinate biomechanical systems. *Comput Methods Biomech Biomed Engin* 12(4), 371-84.
- Anderson, F. C., Pandy, M. G., 2003. Individual muscle contributions to support in normal walking. *Gait Posture* 17(2), 159-69.
- Andrews, J. G., Mish, S. P., 1996. Methods for investigating the sensitivity of joint resultants to body segment parameter variations. *J Biomech* 29(5), 651-4.
- Andriacchi, T. P., Alexander, E. J., Toney, M. K., Dyrby, C., Sum, J., 1998. A point cluster method for in vivo motion analysis: applied to a study of knee kinematics. *J Biomech Eng* 120(6), 743-9.
- Apkarian, J., Naumann, S., Cairns, B., 1989. A three-dimensional kinematic and dynamic model of the lower limb. *J Biomech* 22(2), 143-55.
- Arnold, A. S., Anderson, F. C., Pandy, M. G., Delp, S. L., 2005. Muscular contributions to hip and knee extension during the single limb stance phase of normal gait: a framework for investigating the causes of crouch gait. *J Biomech* 38(11), 2181-9.
- Arnold, A. S., Thelen, D. G., Schwartz, M. H., Anderson, F. C., Delp, S. L., 2007. Muscular coordination of knee motion during the terminal-swing phase of normal gait. *J Biomech* 40(15), 3314-24.
- Arun, K., Huang, T., Blostein, S., 1987. Least-squares fitting of two 3-D point sets. *IEEE Trans Pattern Anal Machine Intel* 9(5), 698-700.
- Bauer, J. J., Pavol, M. J., Snow, C. M., Hayes, W. C., 2007. MRI-derived body segment parameters of children differ from age-based estimates derived using photogrammetry. *J Biomech* 40(13), 2904-10.

- Begon, M., Wieber, P. B., Yeadon, M. R., 2008. Kinematics estimation of straddled movements on high bar from a limited number of skin markers using a chain model. *J Biomech* 41(3), 581-6.
- Beillas, P., Papaioannou, G., Tashman, S., Yang, K. H., 2004. A new method to investigate in vivo knee behavior using a finite element model of the lower limb. *J Biomech* 37(7), 1019-30.
- Bell, A. L., Brand, R. A., Pedersen, D. R., 1989. Prediction of hip joint centre location from external landmarks. *Hum Mov Sci* 8(1), 3-16.
- Benoit, D. L., Ramsey, D. K., Lamontagne, M., Xu, L., Wretenberg, P., Renstrom, P., 2007. In vivo knee kinematics during gait reveals new rotation profiles and smaller translations. *Clin Orthop Relat Res* 454, 81-8.
- Besier, T. F., Sturnieks, D. L., Alderson, J. A., Lloyd, D. G., 2003. Repeatability of gait data using a functional hip joint centre and a mean helical knee axis. *J Biomech* 36(8), 1159-68.
- Boyer, P. J., Massimini, D. F., Gill, T. J., Papannagari, R., Stewart, S. L., Warner, J. P., Li, G., 2008. In vivo articular cartilage contact at the glenohumeral joint: preliminary report. *J Orthop Sci* 13(4), 359-65.
- Bruyere Garnier, K., Dumas, R., Rumelhart, C., Arlot, M. E., 1999. Mechanical characterization in shear of human femoral cancellous bone: torsion and shear tests. *Med Eng Phys* 21(9), 641-9.
- Bruyere Garnier, K., Dumas, R., Rumelhart, C., Comtet, J. J., 2001. [Comparison of primary trapezometacarpal cup fixation using mechanical tests]. *Chir Main* 20(1), 55-62.
- Buhmann, M. D., 2000. Radial basis functions. *Acta Numerica* 9, 1-38.
- Bull, A. M., Amis, A. A., 1998. Knee joint motion: description and measurement. *Proc Inst Mech Eng H* 212(5), 357-72.
- Camomilla, V., Donati, M., Stagni, R., Cappozzo, A., 2009. Non-invasive assessment of superficial soft tissue local displacements during movement: a feasibility study. *J Biomech* 42(7), 931-7.
- Cappello, A., Cappozzo, A., LaPalombara, P. F., Lucchetti, L., Leardini, A., 1997. Multiple anatomical landmark calibration for optimal bone pose estimation. *Hum Mov Sci* 16(2-3), 259-274.
- Cappello, A., Stagni, R., Fantozzi, S., Leardini, A., 2005. Soft tissue artifact compensation in knee kinematics by double anatomical landmark calibration: performance of a novel method during selected motor tasks. *IEEE Trans Biomed Eng* 52(6), 992-8.
- Cappozzo, A., 1984. Gait annalysis methodology. *Hum Mov Sci* 3(1-2), 27-50.
- Cappozzo, A., 1991. Three-dimensional analysis of human walking: experimental methods and associated artifacts. *Hum Mov Sci* 10, 589-602.
- Cappozzo, A., Catani, F., Croce, U. D., Leardini, A., 1995. Position and orientation in space of bones during movement: anatomical frame definition and determination. *Clin Biomech (Bristol, Avon)* 10(4), 171-178.

- Cappozzo, A., Della Croce, U., Leardini, A., Chiari, L., 2005. Human movement analysis using stereophotogrammetry. Part 1: theoretical background. *Gait Posture* 21(2), 186-96.
- Cereatti, A., Camomilla, V., Cappozzo, A., 2004. Estimation of the centre of rotation: a methodological contribution. *J Biomech* 37(3), 413-6.
- Cerveri, P., De Momi, E., Marchente, M., Lopomo, N., Baud-Bovy, G., Barros, R. M., Ferrigno, G., 2008. In vivo validation of a realistic kinematic model for the trapezio-metacarpal joint using an optoelectronic system. *Ann Biomed Eng* 36(7), 1268-80.
- Challis, J. H., 1995. An examination of procedures for determining body segment attitude and position from noisy biomechanical data. *Med Eng Phys* 17(2), 83-90.
- Challis, J. H., Kerwin, D. G., 1996. Quantification of the uncertainties in resultant joint moments computed in a dynamic activity. *J Sports Sci* 14(3), 219-31.
- Chandler, R. F., Clauser, C. E., McConville, J. T., Reynolds, H. M., Young, J. W., 1975. Investigation of inertial properties of the human body. Aerospace Medical Research Laboratory. Wright-Patterson Air Force Base, Dayton, Ohio.
- Chang, L. Y., Pollard, N. S., 2007. Constrained least-squares optimization for robust estimation of center of rotation. *J Biomech* 40(6), 1392-400.
- Chang, L. Y., Pollard, N. S., 2007. Robust estimation of dominant axis of rotation. *J Biomech* 40(12), 2707-15.
- Chao, E. Y., 1980. Justification of triaxial goniometer for the measurement of joint rotation. *J Biomech* 13(12), 989-1006.
- Charlton, I. W., Tate, P., Smyth, P., Roren, L., 2004. Repeatability of an optimised lower body model. *Gait Posture* 20(2), 213-21.
- Chen, G., 2004. Comments on "Biomechanics and muscle coordination of human walking: Parts I and II". *Gait Posture* 19(2), 206-7; author reply 208-9.
- Chen, G., 2006. Induced acceleration contributions to locomotion dynamics are not physically well defined. *Gait Posture* 23(1), 37-44.
- Cheng, C. K., Chen, H. H., Chen, C. S., Chen, C. L., Chen, C. Y., 2000. Segment inertial properties of Chinese adults determined from magnetic resonance imaging. *Clin Biomech* 15(8), 559-66.
- Cheze, L., 2000. Comparison of different calculations of three-dimensional joint kinematics from video-based system data. *J Biomech* 33(12), 1695-9.
- Cheze, L., Doriot, N., Eckert, M., Rumelhart, C., Comtet, J. J., 2001. [In vivo cinematic study of the trapezometacarpal joint]. *Chir Main* 20(1), 23-30.

- Cheze, L., Dumas, R., Comtet, J. J., Rumelhart, C., Fayet, M., 2009. A joint coordinate system proposal for the study of the trapeziometacarpal joint kinematics. *Comput Methods Biomech Biomed Engin* 12(3), 277-82.
- Cheze, L., Fregly, B. J., Dimnet, J., 1995. A solidification procedure to facilitate kinematic analyses based on video system data. *J Biomech* 28(7), 879-84.
- Cheze, L., Fregly, B. J., Dimnet, J., 1998. Determination of joint functional axes from noisy marker data using the finite helical axis. *Hum Mov Sci* 17(1), 1-15.
- Chiari, L., Della Croce, U., Leardini, A., Cappozzo, A., 2005. Human movement analysis using stereophotogrammetry - Part 2: Instrumental errors. *Gait Posture* 21(2), 197-211.
- Chouteau, J., Lerat, J. L., Testa, R., Moyen, B., Fessy, M. H., Banks, S. A., 2009. Kinematics of a cementless mobile bearing posterior cruciate ligament-retaining total knee arthroplasty. *Knee* 16(3), 223-7.
- Clauser, C. E., McConville, J. T., Young, J. W., 1969. Weight, volume, and center of mass of segments of the human body. Aerospace Medical Research Laboratory. Wright-Patterson Air Force Base, Dayton, Ohio.
- Cole, G. K., Nigg, B. M., Ronsky, J. L., Yeadon, M. R., 1993. Application of the joint coordinate system to three-dimensional joint attitude and movement representation: a standardization proposal. *J Biomech Eng* 115(4A), 344-9.
- Cooney, W. P., 3rd, Lucca, M. J., Chao, E. Y., Linscheid, R. L., 1981. The kinesiology of the thumb trapeziometacarpal joint. *J Bone Joint Surg Am* 63(9), 1371-81.
- Crowninshield, R. D., Brand, R. A., 1981. A physiologically based criterion of muscle force prediction in locomotion. *J Biomech* 14(11), 793-801.
- Davis, R. B. I., Ounpuu, S., Tyburski, D., Gage, J. R., 1991. A gait analysis data collection and reduction technique. *Hum Mov Sci* 10(5), 575-87.
- de Leva, P., 1996. Adjustments to Zatsiorsky-Seluyanov's segment inertia parameters. *J Biomech* 29(9), 1223-30.
- Dempster, W. T., 1955. Space requirements for the seated operator. Wright Air Development Center. Wright-Patterson Air Force Base, Dayton, Ohio.
- Dennis, D. A., Mahfouz, M. R., Komistek, R. D., Hoff, W., 2005. In vivo determination of normal and anterior cruciate ligament-deficient knee kinematics. *J Biomech* 38(2), 241-53.
- Desroches, G., Cheze, L., Dumas, R., 2010. Expression of Joint Moment in the Joint Coordinate System. *J Biomech Eng* 132(11), 114503.
- Desroches, G., Dumas, R., Pradon, D., Vaslin, P., Lepoutre, F. X., Cheze, L., 2010. Upper limb joint dynamics during manual wheelchair propulsion. *Clin Biomech (Bristol, Avon)* 25(4), 299-306.

- Dettwyler, M., Stacoff, A., Kramers-de Quervain, I., Stüssi, E., 2004. Modelling of the ankle joint complex. Reflections with regards to ankle prostheses. *Foot Ankle Surg* 10(3), 109-119.
- Di Gregorio, R., Parenti-Castelli, V., O'Connor, J. J., Leardini, A., 2007. Mathematical models of passive motion at the human ankle joint by equivalent spatial parallel mechanisms. *Med Biol Eng Comput* 45(3), 305-13.
- Donati, M., Camomilla, V., Vannozzi, G., Cappozzo, A., 2007. Enhanced anatomical calibration in human movement analysis. *Gait Posture* 26(2), 179-85.
- Doriot, N., Cheze, L., 2004. A three-dimensional kinematic and dynamic study of the lower limb during the stance phase of gait using an homogeneous matrix approach. *IEEE Trans Biomed Eng* 51(1), 21-7.
- Dumas, R., Aissaoui, R., de Guise, J. A., 2004. A 3D generic inverse dynamic method using wrench notation and quaternion algebra. *Comput Methods Biomech Biomed Engin* 7(3), 159-66.
- Dumas, R., Aissaoui, R., Mitton, D., Skalli, W., de Guise, J. A., 2005. Personalized body segment parameters from biplanar low-dose radiography. *IEEE Trans Biomed Eng* 52(10), 1756-63.
- Dumas, R., Blanchard, B., Carlier, R., Garreau de Loubresse, C., Le Huec, J. C., Marty, C., Moinard, M., Vital, J. M., 2008. A semi-automated method using interpolation and optimisation for the 3D reconstruction of the spine from bi-planar radiography: a precision and accuracy study. *Med Biol Eng Comput* 46(1), 85-92.
- Dumas, R., Cheze, L., 2007. 3D inverse dynamics in non-orthonormal segment coordinate system. *Med Biol Eng Comput* 45(3), 315-22.
- Dumas, R., Cheze, L., 2008. Hip and knee joints are more stabilized than driven during the stance phase of gait: an analysis of the 3D angle between joint moment and joint angular velocity. *Gait Posture* 28(2), 243-50.
- Dumas, R., Cheze, L., 2009. Soft tissue artifact compensation by linear 3D interpolation and approximation methods. *J Biomech* 42(13), 2214-7.
- Dumas, R., Cheze, L., Fayet, M., Rumelhart, C., Comtet, J. J., 2008. [How to define the joint movements unambiguously: proposal of standardization for the trapezometacarpal joint]. *Chir Main* 27(5), 195-201.
- Dumas, R., Cheze, L., Frossard, L., 2009. Loading applied on prosthetic knee of transfemoral amputee: comparison of inverse dynamics and direct measurements. *Gait Posture* 30(4), 560-2.
- Dumas, R., Cheze, L., Verriest, J. P., 2007. Adjustments to McConville et al. and Young et al. body segment inertial parameters. *J Biomech* 40(3), 543-53.
- Dumas, R., Lafage, V., Lafon, Y., Steib, J. P., Mitton, D., Skalli, W., 2005. Finite element simulation of spinal deformities correction by in situ contouring technique. *Comput Methods Biomech Biomed Engin* 8(5), 331-7.

Dumas, R., Le Bras, A., Champain, N., Savidan, M., Mitton, D., Kalifa, G., Steib, J. P., de Guise, J. A., Skalli, W., 2004. Validation of the relative 3D orientation of vertebrae reconstructed by bi-planar radiography. *Med Eng Phys* 26(5), 415-22.

Dumas, R., Mitton, D., Laporte, S., Dubousset, J., Steib, J. P., Lavaste, F., Skalli, W., 2003. Explicit calibration method and specific device designed for stereoradiography. *J Biomech* 36(6), 827-34.

Dumas, R., Nicol, E., Cheze, L., 2007. Influence of the 3D inverse dynamic method on the joint forces and moments during gait. *J Biomech Eng* 129(5), 786-790.

Dumas, R., Steib, J. P., Mitton, D., Lavaste, F., Skalli, W., 2003. Three-dimensional quantitative segmental analysis of scoliosis corrected by the in situ contouring technique. *Spine* 28(11), 1158-62.

Dumas, R., Verriest, J. P., Skalli, W., de Guise, J. A., 2006. Comparison of bi-planar radiography and adjusted scaling equations for the computation of appropriate 3D body segment inertial parameters. SAE Technical Paper N° 2006-01-2372. SAE International. Warrendale, Pennsylvania, 1-6.

Duprey, S., Cheze, L., Dumas, R., 2010. Influence of joint constraints on lower limb kinematics estimation from skin markers using global optimization. *J Biomech* 43(14), 2858-62.

Durkin, J. L., Dowling, J. J., 2003. Analysis of body segment parameter differences between four human populations and the estimation errors of four popular mathematical models. *J Biomech Eng* 125(4), 515-22.

Ehrig, R. M., Taylor, W. R., Duda, G. N., Heller, M. O., 2006. A survey of formal methods for determining the centre of rotation of ball joints. *J Biomech* 39(15), 2798-809.

Ehrig, R. M., Taylor, W. R., Duda, G. N., Heller, M. O., 2007. A survey of formal methods for determining functional joint axes. *J Biomech* 40(10), 2150-7.

Elftman, H., 1939. Forces and energy changes in the leg during walking. *Am J Physiol* 125, 339-356.

Eng, J. J., Winter, D. A., 1995. Kinetic analysis of the lower limbs during walking: what information can be gained from a three-dimensional model? *J Biomech* 28(6), 753-8.

Erdemir, A., McLean, S., Herzog, W., van den Bogert, A. J., 2007. Model-based estimation of muscle forces exerted during movements. *Clin Biomech (Bristol, Avon)* 22(2), 131-54.

Feikes, J. D., O'Connor, J. J., Zavatsky, A. B., 2003. A constraint-based approach to modelling the mobility of the human knee joint. *J Biomech* 36(1), 125-9.

Franci, R., Parenti-Castelli, V., Belvedere, C., Leardini, A., 2009. A new one-DOF fully parallel mechanism for modelling passive motion at the human tibiotalar joint. *J Biomech* 42(10), 1403-8.

Frayse, F., Dumas, R., Cheze, L., Wang, X., 2009. Comparison of global and joint-to-joint methods for estimating the hip joint load and the muscle forces during walking. *J Biomech* 42(14), 2357-62.

- Fujie, H., Livesay, G. A., Fujita, M., Woo, S. L., 1996. Forces and moments in six-DOF at the human knee joint: mathematical description for control. *J Biomech* 29(12), 1577-85.
- Gagnon, M., Desjardins, P., Larrive, A., 2001. Joint coordinate systems of axes for coherence in reporting kinematic and kinetic data. *Clin Biomech* 16(4), 349-50.
- Gamage, S. S., Lasenby, J., 2002. New least squares solutions for estimating the average centre of rotation and the axis of rotation. *J Biomech* 35(1), 87-93.
- Gangnet, N., Dumas, R., Pomero, V., Mitulescu, A., Skalli, W., Vital, J. M., 2006. Three-dimensional spinal and pelvic alignment in an asymptomatic population. *Spine* 31(15), E507-12.
- Gangnet, N., Pomero, V., Dumas, R., Skalli, W., Vital, J. M., 2003. Variability of the spine and pelvis location with respect to the gravity line: a three-dimensional stereoradiographic study using a force platform. *Surg Radiol Anat* 25(5-6), 424-33.
- Ganley, K. J., Powers, C. M., 2004. Determination of lower extremity anthropometric parameters using dual energy X-ray absorptiometry: the influence on net joint moments during gait. *Clin Biomech (Bristol, Avon)* 19(1), 50-6.
- Garcia de Jalon, J., Unda, J., Avello, A., 1986. Natural coordinates for the computer analysis of multibody systems. *Comput Methods Appl Mech Eng* 56(3), 309-327.
- Gignoux, P., Cheze, L., Carret, J. P., Dimnet, J., 1993. Modeling the moving skeleton of walking subjects. *Comput Med Imaging Graph* 17(4-5), 329-32.
- Glitsch, U., Baumann, W., 1997. The three-dimensional determination of internal loads in the lower extremity. *J Biomech* 30(11-12), 1123-31.
- Goldberg, E. J., Requejo, P. S., Fowler, E. G., 2010. Joint moment contributions to swing knee extension acceleration during gait in children with spastic hemiplegic cerebral palsy. *J Biomech* 43(5), 893-9.
- Goldberg, S. R., Kepple, T. M., 2009. Muscle-induced accelerations at maximum activation to assess individual muscle capacity during movement. *J Biomech* 42(7), 952-5.
- Grood, E. S., Suntay, W. J., 1983. A joint coordinate system for the clinical description of three-dimensional motions: application to the knee. *J Biomech Eng* 105(2), 136-44.
- Hagemeister, N., Parent, G., Van de Putte, M., St-Onge, N., Duval, N., de Guise, J., 2005. A reproducible method for studying three-dimensional knee kinematics. *J Biomech* 38(9), 1926-31.
- Hagemeister, N., Senk, M., Dumas, R., Cheze, L., 2010. Effect of axis alignment on in vivo shoulder kinematics. *Comput Methods Biomech Biomed Engin.* In Press.
- Halvorsen, K., 2003. Bias compensated least squares estimate of the center of rotation. *J Biomech* 36(7), 999-1008.
- Halvorsen, K., Lesser, M., Lundberg, A., 1999. A new method for estimating the axis of rotation and the center of rotation. *J Biomech* 32(11), 1221-7.

- Harrington, M. E., Zavatsky, A. B., Lawson, S. E., Yuan, Z., Theologis, T. N., 2007. Prediction of the hip joint centre in adults, children, and patients with cerebral palsy based on magnetic resonance imaging. *J Biomech* 40(3), 595-602.
- Hinrichs, R. N., 1990. Adjustments to the segment center of mass proportions of Clauser et al. (1969). *J Biomech* 23(9), 949-51.
- Holden, J. P., Orsini, J. A., Siegel, K. L., Kepple, T. M., Gerber, L. H., Stanhope, S. J., 1997. Surface movement errors in shank kinematics and knee kinetics during gait. *Gait Posture* 5(3), 217-227.
- Holden, J. P., Stanhope, S. J., 1998. The effect of variation in knee center location estimates on net knee joint moments. *Gait Posture* 7(1), 1-6.
- Hollister, A., Buford, W. L., Myers, L. M., Giurintano, D. J., Novick, A., 1992. The axes of rotation of the thumb carpometacarpal joint. *J Orthop Res* 10(3), 454-60.
- Horn, B. K. P., 1987. Closed-form solution of absolute orientation using unit quaternions. *J Opt Soc Am* 4(4), 629-642.
- Houck, J., Yack, H. J., Cuddeford, T., 2004. Validity and comparisons of tibiofemoral orientations and displacement using a femoral tracking device during early to mid stance of walking. *Gait Posture* 19(1), 76-84.
- Imaeda, T., Niebur, G., Cooney, W. P., 3rd, Linscheid, R. L., An, K. N., 1994. Kinematics of the normal trapeziometacarpal joint. *J Orthop Res* 12(2), 197-204.
- Jensen, R. K., 1986. Body segment mass, radius and radius of gyration proportions of children. *J Biomech* 19(5), 359-68.
- Jensen, R. K., 1989. Changes in segment inertia proportions between 4 and 20 years. *J Biomech* 22(6-7), 529-36.
- Jensen, R. K., 1993. Human morphology: its role in the mechanics of movement. *J Biomech* 26 Suppl 1, 81-94.
- Kadaba, M. P., Ramakrishnan, H. K., Wootten, M. E., Gainey, J., Gorton, G., Cochran, G. V., 1989. Repeatability of kinematic, kinetic, and electromyographic data in normal adult gait. *J Orthop Res* 7(6), 849-60.
- Kapandji, A., 1981. Biomechanics of the thumb. In: Tubiana, R. (Ed.) *The hand*. W. B. Saunders Company, Philadelphia, pp. 404-422.
- Kepple, T. M., Siegel, K. L., Stanhope, S. J., 1997. Relative contributions of the lower extremity joint moments to forward progression and support during gait. *Gait Posture* 6, 1-8.
- Kiat Teu, K., Kim, W., 2006. Estimation of the axis of a screw motion from noisy data--a new method based on Plucker lines. *J Biomech* 39(15), 2857-62.

- Kim, H. J., Fernandez, J. W., Akbarshahi, M., Walter, J. P., Fregly, B. J., Pandy, M. G., 2009. Evaluation of predicted knee-joint muscle forces during gait using an instrumented knee implant. *J Orthop Res* 27(10), 1326-31.
- Kimmel, S. A., Schwartz, M. H., 2006. A baseline of dynamic muscle function during gait. *Gait Posture* 23(2), 211-21.
- Kingma, I., Toussaint, H. M., De Looze, M. P., Van Dieen, J. H., 1996. Segment inertial parameter evaluation in two anthropometric models by application of a dynamic linked segment model. *J Biomech* 29(5), 693-704.
- Kirkwood, R. N., Culham, E. G., Costigan, P., 1999. Radiographic and non-invasive determination of the hip joint center location: effect on hip joint moments. *Clin Biomech (Bristol, Avon)* 14(4), 227-35.
- Kirtley, C., Takhounts, E., Impelluso, T., van den Bogert, T., Lee, R., Mac Williams, B., Fregly, B. J., Sommer, H. J., 3rd, Henze, A., Aruin, A., Rassoulian, H., 2001. Summary: quaternions vs. euler angles. *Archives of BIOMCH-L@NIC.SURFNET.NL*.
- Klous, M., Klous, S., 2010. Marker-based reconstruction of the kinematics of a chain of segments: a new method that incorporates joint kinematic constraints. *J Biomech Eng* 132(7), 074501.
- Krabbe, B., Farkas, R., Baumann, W., 1997. Influence of inertia on intersegment moments of the lower extremity joints. *J Biomech* 30(5), 517-9.
- Kuczynski, K., 1974. Carpometacarpal joint of the human thumb. *J Anat* 118(Pt 1), 119-26.
- Lafortune, M. A., Cavanagh, P. R., Sommer, H. J., 3rd, Kalenak, A., 1992. Three-dimensional kinematics of the human knee during walking. *J Biomech* 25(4), 347-57.
- Lariviere, C., Gagnon, D., 1999. The influence of trunk modelling in 3D biomechanical analysis of simple and complex lifting tasks. *Clin Biomech (Bristol, Avon)* 14(7), 449-61.
- Leardini, A., Chiari, L., Della Croce, U., Cappozzo, A., 2005. Human movement analysis using stereophotogrammetry. Part 3. Soft tissue artifact assessment and compensation. *Gait Posture* 21(2), 212-25.
- Legaye, J., Saunier, P., Dumas, R., Vallee, C., 2009. Correction for patient sway in radiographic biplanar imaging for three-dimensional reconstruction of the spine: in vitro study of a new method. *Acta Radiol* 50(7), 781-90.
- Lempereur, M., Leboeuf, F., Brochard, S., Rousset, J., Burdin, V., Remy-Neris, O., 2010. In vivo estimation of the glenohumeral joint centre by functional methods: accuracy and repeatability assessment. *J Biomech* 43(2), 370-4.
- Lenhofs, M. W., Shea, K. M., Otis, J. C., Backus, S. I., 1998. Location of the hip joint center in gait analysis. *Gait Posture* 7(2), 179-180.

- Levasseur, A., Tetreault, P., de Guise, J., Nuno, N., Hagemester, N., 2007. The effect of axis alignment on shoulder joint kinematics analysis during arm abduction. *Clin Biomech (Bristol, Avon)* 22(7), 758-66.
- Li, G., Kawamura, K., Barrance, P., Chao, E. Y., Kaufman, K., 1998. Prediction of muscle recruitment and its effect on joint reaction forces during knee exercises. *Ann Biomed Eng* 26(4), 725-33.
- Liu, M. Q., Anderson, F. C., Pandy, M. G., Delp, S. L., 2006. Muscles that support the body also modulate forward progression during walking. *J Biomech* 39(14), 2623-30.
- Lu, T. W., O'Connor, J. J., 1999. Bone position estimation from skin marker co-ordinates using global optimisation with joint constraints. *J Biomech* 32(2), 129-34.
- Lu, T. W., Tsai, T. Y., Kuo, M. Y., Hsu, H. C., Chen, H. L., 2008. In vivo three-dimensional kinematics of the normal knee during active extension under unloaded and loaded conditions using single-plane fluoroscopy. *Med Eng Phys* 30(8), 1004-12.
- Lucchetti, L., Cappozzo, A., Cappello, A., Della Croce, U., 1998. Skin movement artefact assessment and compensation in the estimation of knee-joint kinematics. *J Biomech* 31(11), 977-84.
- Manal, K., McClay, I., Richards, J., Galinat, B., Stanhope, S., 2002. Knee moment profiles during walking: errors due to soft tissue movement of the shank and the influence of the reference coordinate system. *Gait Posture* 15(1), 10-7.
- Marin, F., Mannel, H., Claes, L., Durselen, L., 2003. Accurate determination of a joint rotation center based on the minimal amplitude point method. *Comput Aided Surg* 8(1), 30-4.
- McCaw, S. T., DeVita, P., 1995. Errors in alignment of center of pressure and foot coordinates affect predicted lower extremity torques. *J Biomech* 28(8), 985-8.
- McConville, J. T., Churchill, T. D., Kaleps, I., Clauser, C. E., Cuzzi, J., 1980. Anthropometric relationships of body and body segment moments of inertia. Aerospace Medical Research Laboratory. Wright-Patterson Air Force Base, Dayton, Ohio, 109.
- Meskers, C. G., van der Helm, F. C., Rozendaal, L. A., Rozing, P. M., 1998. In vivo estimation of the glenohumeral joint rotation center from scapular bony landmarks by linear regression. *J Biomech* 31(1), 93-6.
- Morrow, M. M., Hurd, W. J., Kaufman, K. R., An, K. N., 2009. Upper-limb joint kinetics expression during wheelchair propulsion. *J Rehabil Res Dev* 46(7), 939-44.
- Mungiole, M., Martin, P. E., 1990. Estimating segment inertial properties: comparison of magnetic resonance imaging with existing methods. *J Biomech* 23(10), 1039-46.
- Neptune, R. R., Kautz, S. A., Zajac, F. E., 2001. Contributions of the individual ankle plantar flexors to support, forward progression and swing initiation during walking. *J Biomech* 34(11), 1387-98.

- Orr, M. J. L., 1995. Regularization in the selection of Radial Basis Function centers. *Neural Comput* 7(3), 606-623.
- Otake, Y., Suzuki, N., Hattori, A., Hagio, K., Sugano, N., Yonenobu, K., Ochi, T., 2005. Four-dimensional model of the lower extremity after total hip arthroplasty. *J Biomech* 38(12), 2397-405.
- Page, A., Mata, V., Hoyos, J. V., Porcar, R., 2007. Experimental determination of instantaneous screw axis in human motions. Error analysis. *Mech Mach Theory* 42(4), 429-441.
- Patel, M., Talaty, M., Ounpuu, S., 2007. The impact of adding trunk motion to the interpretation of the role of joint moments during normal walking. *J Biomech* 40(16), 3563-9.
- Pearsall, D. J., Costigan, P. A., 1999. The effect of segment parameter error on gait analysis results. *Gait Posture* 9(3), 173-83.
- Pearsall, D. J., Reid, J. G., 1994. The study of human body segment parameters in biomechanics. An historical review and current status report. *Sports Med* 18(2), 126-40.
- Pearsall, D. J., Reid, J. G., Livingston, L. A., 1996. Segmental inertial parameters of the human trunk as determined from computed tomography. *Ann Biomed Eng* 24(2), 198-210.
- Pennock, G. R., Clark, K. J., 1990. An anatomy-based coordinate system for the description of the kinematic displacements in the human knee. *J Biomech* 23(12), 1209-18.
- Peters, A., Galna, B., Sangeux, M., Morris, M., Baker, R., 2010. Quantification of soft tissue artifact in lower limb human motion analysis: a systematic review. *Gait Posture* 31(1), 1-8.
- Piazza, S. J., 2006. Muscle-driven forward dynamic simulations for the study of normal and pathological gait. *J Neuroeng Rehabil* 3, 5.
- Piazza, S. J., Delp, S. L., 1996. The influence of muscles on knee flexion during the swing phase of gait. *J Biomech* 29(6), 723-33.
- Piazza, S. J., Erdemir, A., Okita, N., Cavanagh, P. R., 2004. Assessment of the functional method of hip joint center location subject to reduced range of hip motion. *J Biomech* 37(3), 349-56.
- Pieron, A. P., 1973. The mechanism of the first carpometacarpal (CMC) joint. An anatomical and mechanical analysis. *Acta Orthop Scand Suppl* 148, 1-104.
- Plamondon, A., Gagnon, M., Desjardins, P., 1996. Validation of two 3-D segment models to calculate the net reaction forces and moments at the L5/S1 joint in lifting. *Clin Biomech (Bristol, Avon)* 11(2), 101-110.
- Rao, G., Amarantini, D., Berton, E., Favier, D., 2006. Influence of body segments' parameters estimation models on inverse dynamics solutions during gait. *J Biomech* 39(8), 1531-6.
- Reed, M. P., Manary, M. A., Schneider, L. W., 1999. Methods for measuring and representing automobile occupant posture. Society of Automobile Engineers. Warrendale, USA.

- Reid, J. G., Jensen, R. K., 1990. Human body segment inertia parameters: a survey and status report. *Exerc Sport Sci Rev* 18, 225-41.
- Reinbolt, J. A., Haftka, R. T., Chmielewski, T. L., Fregly, B. J., 2007. Are patient-specific joint and inertial parameters necessary for accurate inverse dynamics analyses of gait? *IEEE Trans Biomed Eng* 54(5), 782-93.
- Reinbolt, J. A., Schutte, J. F., Fregly, B. J., Koh, B. I., Haftka, R. T., George, A. D., Mitchell, K. H., 2005. Determination of patient-specific multi-joint kinematic models through two-level optimization. *J Biomech* 38(3), 621-6.
- Reinschmidt, C., van den Bogert, A. J., Lundberg, A., Nigg, B. M., Murphy, N., Stacoff, A., Stano, A., 1997. Tibiofemoral and tibiocalcaneal motion during walking: external vs. skeletal markers. *Gait Posture* 6(2), 98-109.
- Riemer, R., Hsiao-Wecksler, E. T., Zhang, X., 2008. Uncertainties in inverse dynamics solutions: a comprehensive analysis and an application to gait. *Gait Posture* 27(4), 578-88.
- Riley, P. O., Della Croce, U., Kerrigan, D. C., 2001. Propulsive adaptation to changing gait speed. *J Biomech* 34(2), 197-202.
- Robert, T., Cheze, L., Dumas, R., Verriest, J. P., 2007. Validation of net joint loads calculated by inverse dynamics in case of complex movements: Application to balance recovery movements. *J Biomech* 40(11), 2450-6.
- Robertson, D. G., Winter, D. A., 1980. Mechanical energy generation, absorption and transfer amongst segments during walking. *J Biomech* 13(10), 845-54.
- Rubenson, J., van den Bogert, T., Baker, R., Buczek, F., 2004. Summary: 3D joint power. *Archives of BIOMCH-L@NIC.SURFNET.NL*.
- Samson, W., Desroches, G., Cheze, L., Dumas, R., 2009. 3D joint dynamics analysis of healthy children's gait. *J Biomech* 42(15), 2447-53.
- Sancisi, N., Parenti-Castelli, V., Corazza, F., Leardini, A., 2009. Helical axis calculation based on Burmester theory: experimental comparison with traditional techniques for human tibiotalar joint motion. *Med Biol Eng Comput* 47(11), 1207-17.
- Schache, A. G., Baker, R., 2007. On the expression of joint moments during gait. *Gait Posture* 25(3), 440-52.
- Schneider, K., Zernicke, R. F., 1992. Mass, center of mass, and moment of inertia estimates for infant limb segments. *J Biomech* 25(2), 145-8.
- Schwartz, M. H., Rozumalski, A., 2005. A new method for estimating joint parameters from motion data. *J Biomech* 38(1), 107-16.
- Seidel, G. K., Marchinda, D. M., Dijkers, M., Soutas-Little, R. W., 1995. Hip joint center location from palpable bony landmarks - a cadaver study. *J Biomech* 28(8), 995-8.

- Seireg, A., Arvikar, 1975. The prediction of muscular load sharing and joint forces in the lower extremities during walking. *J Biomech* 8(2), 89-102.
- Senk, M., Cheze, L., 2006. Rotation sequence as an important factor in shoulder kinematics. *Clin Biomech (Bristol, Avon)* 21 Suppl 1, S3-8.
- Sholukha, V., Leardini, A., Salvia, P., Rooze, M., Van Sint Jan, S., 2006. Double-step registration of in vivo stereophotogrammetry with both in vitro 6-DOFs electrogoniometry and CT medical imaging. *J Biomech* 39(11), 2087-95.
- Sholukha, V., Van Sint Jan, S., Snoeck, O., Salvia, P., Moiseev, F., Rooze, M., 2009. Prediction of joint center location by customizable multiple regressions: application to clavicle, scapula and humerus. *J Biomech* 42(3), 319-24.
- Siegel, K. L., Kepple, T. M., Stanhope, S. J., 2006. Using induced accelerations to understand knee stability during gait of individuals with muscle weakness. *Gait Posture* 23(4), 435-40.
- Silva, M. P., Ambrosio, J. A., 2004. Sensitivity of the results produced by the inverse dynamic analysis of a human stride to perturbed input data. *Gait Posture* 19(1), 35-49.
- Slawinski, J., Bonnefoy, A., Leveque, J. M., Ontanon, G., Riquet, A., Dumas, R., Cheze, L., 2010. Kinematic and kinetic comparisons of elite and well-trained sprinters during sprint start. *J Strength Cond Res* 24(4), 896-905.
- Slawinski, J., Bonnefoy, A., Ontanon, G., Leveque, J. M., Miller, C., Riquet, A., Cheze, L., Dumas, R., 2010. Segment-interaction in sprint start: Analysis of 3D angular velocity and kinetic energy in elite sprinters. *J Biomech* 43(8), 1494-502.
- Soderkvist, I., Wedin, P. A., 1993. Determining the movements of the skeleton using well-configured markers. *J Biomech* 26(12), 1473-7.
- Sommer, H. J., 3rd, Miller, N. R., Pijanowski, G. J., 1982. Three-dimensional osteometric scaling and normative modelling of skeletal segments. *J Biomech* 15(3), 171-80.
- Spoor, C. W., Veldpaus, F. E., 1980. Rigid body motion calculated from spatial co-ordinates of markers. *J Biomech* 13(4), 391-3.
- Stagni, R., Fantozzi, S., Cappello, A., 2009. Double calibration vs. global optimisation: performance and effectiveness for clinical application. *Gait Posture* 29(1), 119-22.
- Stagni, R., Leardini, A., Cappozzo, A., Grazia Benedetti, M., Cappello, A., 2000. Effects of hip joint centre mislocation on gait analysis results. *J Biomech* 33(11), 1479-87.
- Stansfield, B. W., Nicol, A. C., Paul, J. P., Kelly, I. G., Graichen, F., Bergmann, G., 2003. Direct comparison of calculated hip joint contact forces with those measured using instrumented implants. An evaluation of a three-dimensional mathematical model of the lower limb. *J Biomech* 36(7), 929-36.
- Steib, J. P., Dumas, R., Mitton, D., Skalli, W., 2004. Surgical correction of scoliosis by in situ contouring: a detorsion analysis. *Spine* 29(2), 193-9.

- Stephenson, P., Seedhom, B. B., 2002. Estimation of forces at the interface between an artificial limb and an implant directly fixed into the femur in above-knee amputees. *J Orthop Sci* 7(3), 292-7.
- Taylor, W. R., Ehrig, R. M., Duda, G. N., Schell, H., Seebeck, P., Heller, M. O., 2005. On the influence of soft tissue coverage in the determination of bone kinematics using skin markers. *J Orthop Res* 23(4), 726-34.
- Taylor, W. R., Heller, M. O., Bergmann, G., Duda, G. N., 2004. Tibio-femoral loading during human gait and stair climbing. *J Orthop Res* 22(3), 625-32.
- Trochu, F., 1993. A contouring program based on dual kriging interpolation. *Eng Comput* 9(3), 160-177.
- Tsirakos, D., Baltzopoulos, V., Bartlett, R., 1997. Inverse optimization: functional and physiological considerations related to the force-sharing problem. *Crit Rev Biomed Eng* 25(4-5), 371-407.
- van Ingen Schenau, G. J., 1998. Positive work and its efficiency are at their dead-end: comments on a recent discussion. *J Biomech* 31(2), 195-7.
- Van Sint Jan, S., Salvia, P., Feipel, V., Sobzack, S., Rooze, M., Sholukha, V., 2006. In vivo registration of both electrogoniometry and medical imaging: development and application on the ankle joint complex. *IEEE Trans Biomed Eng* 53(4), 759-62.
- Van Sint Jan, S., Salvia, P., Hilal, I., Sholukha, V., Rooze, M., Clapworthy, G., 2002. Registration of 6-DOFs electrogoniometry and CT medical imaging for 3D joint modeling. *J Biomech* 35(11), 1475-84.
- Vardaxis, V. D., Allard, P., Lachance, R., Duhaime, M., 1998. Classification of able-bodied gait using 3D muscle powers. *Hum Mov Sci* 17, 121-36.
- Vaughan, C. L., Davis, B. L., O'Connor, J. C., 1992. Dynamics of human gait. Human Kinetics, Champaign, Illinois.
- Veldpaus, F. E., Woltring, H. J., Dortmans, L. J., 1988. A least-squares algorithm for the equiform transformation from spatial marker co-ordinates. *J Biomech* 21(1), 45-54.
- Wan, L., de Asla, R. J., Rubash, H. E., Li, G., 2006. Determination of in-vivo articular cartilage contact areas of human talocrural joint under weightbearing conditions. *Osteoarthritis Cartilage* 14(12), 1294-301.
- Wells, R. P., 1981. The projection of the ground reaction force as a predictor of internal joint moments. *Bull Prosthet Res* 10-35, 15-9.
- Wilson, D. R., Feikes, J. D., O'Connor, J. J., 1998. Ligaments and articular contact guide passive knee flexion. *J Biomech* 31(12), 1127-36.
- Winter, D. A., Wells, R. P., 1981. Kinetic assessments of human gait. *J Bone Joint Surg Am* 63(8), 1350.

- Woltring, H. J., 1994. 3-D attitude representation of human joints: a standardization proposal. *J Biomech* 27(12), 1399-414.
- Wu, G., Cavanagh, P. R., 1995. ISB recommendations for standardization in the reporting of kinematic data. *J Biomech* 28(10), 1257-61.
- Wu, G., Siegler, S., Allard, P., Kirtley, C., Leardini, A., Rosenbaum, D., Whittle, M., D'Lima, D. D., Cristofolini, L., Witte, H., Schmid, O., Stokes, I., 2002. ISB recommendation on definitions of joint coordinate system of various joints for the reporting of human joint motion--part I: ankle, hip, and spine. International Society of Biomechanics. *J Biomech* 35(4), 543-8.
- Wu, G., van der Helm, F. C., Veeger, H. E., Makhsous, M., Van Roy, P., Anglin, C., Nagels, J., Karduna, A. R., McQuade, K., Wang, X., Werner, F. W., Buchholz, B., 2005. ISB recommendation on definitions of joint coordinate systems of various joints for the reporting of human joint motion--Part II: shoulder, elbow, wrist and hand. *J Biomech* 38(5), 981-992.
- Xiao, M., Higginson, J. S., 2008. Muscle function may depend on model selection in forward simulation of normal walking. *J Biomech* 41(15), 3236-42.
- Yamaguchi, G. T., Zajac, F. E., 1990. Restoring unassisted natural gait to paraplegics via functional neuromuscular stimulation: a computer simulation study. *IEEE Trans Biomed Eng* 37(9), 886-902.
- Yeadon, M. R., Morlock, M., 1989. The appropriate use of regression equations for the estimation of segmental inertia parameters. *J Biomech* 22(6-7), 683-9.
- Young, J. W., Chandler, R. F., Snow, C. C., Robinette, K. M., Zehner, G. F., Lofberg, M. S., 1983. Anthropometric and mass distribution characteristics of the adults female. FAA Civil Aeromedical Institute. Oklahoma City, Oklahoma, 109.
- Zajac, F. E., 2002. Understanding muscle coordination of the human leg with dynamical simulations. *J Biomech* 35(8), 1011-8.
- Zatsiorsky, V. M., Selujanov, V. N., 1985. Estimation of the mass and inertia characteristics of the human body by means of the best predictive regressions equations. In: Winter, D. A., Norman, R. W., Wells, R. P., Hayes, K. C., Paftla, A. E. (Eds.), *Biomechanics IX-B. Human Kinetics*, Champaign, Illinois, pp. 233-9.

Annexes

A.1 Liste des publications, brevets et communications

Publications dans des revues indexées dans les bases de données internationales (*Web of Knowledge, Scopus*)

Hagemeister, N., Senk, M., Dumas, R., Cheze, L., 2010. Effect of axes alignment on in vivo shoulder kinematics. *Computer Methods in Biomechanics and Biomedical Engineering*. In press.

Desroches, G., Cheze, L., Dumas, R., 2010. Expression of Joint Moment in the Joint Coordinate System. *Journal of Biomechanical Engineering* 132(11), 114503.

Duprey, S., Cheze, L., Dumas, R., 2010. Influence of joint constraints on lower limb kinematics estimation from skin markers using global optimization. *Journal of Biomechanics* 43(14), 2858-62.

Slawinski, J., Bonnefoy, A., Ontanon, G., Leveque, J. M., Miller, C., Riquet, A., Cheze, L., Dumas, R., 2010. Segment-interaction in sprint start: Analysis of 3D angular velocity and kinetic energy in elite sprinters. *Journal of Biomechanics* 43(8), 1494-502.

Slawinski, J., Bonnefoy, A., Leveque, J. M., Ontanon, G., Riquet, A., Dumas, R., Cheze, L., 2010. Kinematic and kinetic comparisons of elite and well-trained sprinters during sprint start. *Journal of Strength and Conditioning Research* 24(4), 896-905.

Desroches, G., Dumas, R., Pradon, D., Vaslin, P., Lepoutre, F. X., Cheze, L., 2010. Upper limb joint dynamics during manual wheelchair propulsion. *Clinical Biomechanics (Bristol, Avon)* 25(4), 299-306.

Samson, W., Desroches, G., Cheze, L., Dumas, R., 2009. 3D joint dynamics analysis of healthy children's gait. *Journal of Biomechanics* 42(15), 2447-53.

Legaye, J., Saunier, P., Dumas, R., Vallee, C., 2009. Correction for patient sway in radiographic biplanar imaging for three-dimensional reconstruction of the spine: in vitro study of a new method. *Acta Radiologica* 50(7), 781-90.

Fraysse, F., Dumas, R., Cheze, L., Wang, X., 2009. Comparison of global and joint-to-joint methods for estimating the hip joint load and the muscle forces during walking. *Journal of Biomechanics* 42(14), 2357-62.

Dumas, R., Cheze, L., 2009. Soft tissue artifact compensation by linear 3D interpolation and approximation methods. *Journal of Biomechanics* 42(13), 2214-7.

Dumas, R., Cheze, L., Frossard, L., 2009. Loading applied on prosthetic knee of transfemoral amputee: comparison of inverse dynamics and direct measurements. *Gait & Posture* 30(4), 560-2.

Cheze, L., Dumas, R., Comtet, J. J., Rumelhart, C., Fayet, M., 2009. A joint coordinate system proposal for the study of the trapeziometacarpal joint kinematics. *Computer Methods in Biomechanics and Biomedical Engineering* 12(3), 277-82.

Dumas, R., Cheze, L., Fayet, M., Rumelhart, C., Comtet, J. J., 2008. [How to define the joint movements unambiguously: proposal of standardization for the trapezometacarpal joint]. *Chirurgie de la Main* 27(5), 195-201.

Dumas, R., Cheze, L., 2008. Hip and knee joints are more stabilized than driven during the stance phase of gait: an analysis of the 3D angle between joint moment and joint angular velocity. *Gait & Posture* 28(2), 243-50.

Dumas, R., Blanchard, B., Carlier, R., Garreau de Loubresse, C., Le Huec, J. C., Marty, C., Moinard, M., Vital, J. M., 2008. A semi-automated method using interpolation and optimisation for the 3D reconstruction of the spine from bi-planar radiography: a precision and accuracy study. *Medical & Biological Engineering & Computing* 46(1), 85-92.

Bonnefoy, A., Robert, T., Dumas, R., Cheze, L., 2008. [Advanced biomechanical methods for the computation of joint moments and muscular forces]. *Ingénierie et Recherche Biomédicale* 29(4), 272-277.

- Robert, T., Cheze, L., Dumas, R., Verriest, J. P., 2007. Validation of net joint loads calculated by inverse dynamics in case of complex movements: Application to balance recovery movements. *Journal of Biomechanics* 40(11), 2450-6.
- Dumas, R., Nicol, E., Cheze, L., 2007. Influence of the 3D inverse dynamic method on the joint forces and moments during gait. *Journal of Biomechanical Engineering* 129(5), 786-790.
- Dumas, R., Cheze, L., 2007. 3D inverse dynamics in non-orthonormal segment coordinate system. *Medical & Biological Engineering & Computing* 45(3), 315-22.
- Dumas, R., Cheze, L., Verriest, J. P., 2007. Adjustments to McConville et al. and Young et al. body segment inertial parameters. *Journal of Biomechanics* 40(3), 543-53.
- Gangnet, N., Dumas, R., Pomero, V., Mitulescu, A., Skalli, W., Vital, J. M., 2006. Three-dimensional spinal and pelvic alignment in an asymptomatic population. *Spine* 31(15), E507-12.
- Dumas, R., Aissaoui, R., Mitton, D., Skalli, W., de Guise, J. A., 2005. Personalized body segment parameters from biplanar low-dose radiography. *IEEE Transactions on Biomedical Engineering* 52(10), 1756-63.
- Dumas, R., Lafage, V., Lafon, Y., Steib, J. P., Mitton, D., Skalli, W., 2005. Finite element simulation of spinal deformities correction by in situ contouring technique. *Computer Methods in Biomechanics and Biomedical Engineering* 8(5), 331-7.
- Steib, J. P., Dumas, R., Mitton, D., Skalli, W., 2004. Surgical correction of scoliosis by in situ contouring: a detorsion analysis. *Spine* 29(2), 193-9.
- Dumas, R., Aissaoui, R., de Guise, J. A., 2004. A 3D generic inverse dynamic method using wrench notation and quaternion algebra. *Computer Methods in Biomechanics and Biomedical Engineering* 7(3), 159-66.

Dumas, R., Le Bras, A., Champain, N., Savidan, M., Mitton, D., Kalifa, G., Steib, J. P., de Guise, J. A., Skalli, W., 2004. Validation of the relative 3D orientation of vertebrae reconstructed by bi-planar radiography. *Medical Engineering & Physics* 26(5), 415-22.

Gangnet, N., Pomero, V., Dumas, R., Skalli, W., Vital, J. M., 2003. Variability of the spine and pelvis location with respect to the gravity line: a three-dimensional stereoradiographic study using a force platform. *Surgical & Radiologic Anatomy* 25(5-6), 424-33.

Dumas, R., Mitton, D., Laporte, S., Dubousset, J., Steib, J. P., Lavaste, F., Skalli, W., 2003. Explicit calibration method and specific device designed for stereoradiography. *Journal of Biomechanics* 36(6), 827-34.

Dumas, R., Steib, J. P., Mitton, D., Lavaste, F., Skalli, W., 2003. Three-dimensional quantitative segmental analysis of scoliosis corrected by the in situ contouring technique. *Spine* 28(11), 1158-62.

Bruyere Garnier, K., Dumas, R., Rumelhart, C., Comtet, J. J., 2001. [Comparison of primary trapezometacarpal cup fixation using mechanical tests]. *Chirurgie de la Main* 20(1), 55-62.

Bruyere Garnier, K., Dumas, R., Rumelhart, C., Arlot, M. E., 1999. Mechanical characterization in shear of human femoral cancellous bone: torsion and shear tests. *Medical Engineering & Physics* 21(9), 641-9.

Autres publications

Desroches, G., Dumas, R., Pradon, D., Cheze, L., 2010. Indice d'inconfort basé sur les efforts articulaires au poignet, au coude et à l'épaule lors de la propulsion manuelle en fauteuil roulant : Étude de cas. *Sciences et Technologies pour le Handicap* 4(1), 89-108.

Bonnefoy, A., Pradon, D., Dumas, R., Cheze, L., 2009. Influence of the moment arms on quadriceps muscular force of the knee during the stance phase of the gait. *Series on Biomechanics* 24(1), 33-43.

Pradon, D., Bonnefoy, A., Roche, N., Dumas, R., Taiar, R., Cheze, L., 2007. Comparison of functional methods and experimental conditions for the in vivo estimation of the glenohumeral joint centre. *Series on Biomechanics* 23(1), 83-89.

Dumas, R., Verriest, J. P., Skalli, W., de Guise, J. A., 2007. Comparison of bi-planar radiography and adjusted scaling equations for the computation of appropriate 3D body segment inertial parameters. *SAE Transactions Journal of Passenger Cars: Electronic and Electrical Systems* 115(7), 1165-1170.

Brevets

Skalli, W., Dumas, R., Mitton, D., Bataille, P., Quidet, D., 2005. Stereoradiography device and method for the uses thereof. Patent US 2005/0147206.

Koell, P., Dumas, R., Elbaroudi, F., Cheze, L., 2010. Procédé et dispositif de détermination dynamique de la position et orientation des éléments osseux du rachis. Demande de brevet d'invention n°1056765, déposée le 25 août 2010.

Communications avec actes édités

Cachon, T., Lafon, Y., Dumas, R., Odent, T., Viguier, R., Viguier, E., 2010. Morphometric analysis of vertebral deformities in a porcine scoliosis model. *Computer Methods in Biomechanics and Biomedical Engineering* 13(S1), 41-42.

Koell, P., Cheze, L., Dumas, R., 2010. Prediction of internal spine configuration from external measurements using a multi-body model of the spine. *Computer Methods in Biomechanics and Biomedical Engineering* 13(S1), 79-80.

Samson, W., Van Hamme, A., Dumas, R., Cheze, L., 2010. Mechanical actions in a two-segment foot model: comparison of two methods. *Computer Methods in Biomechanics and Biomedical Engineering* 13(S1), 133-134.

Cachon, T., Lafon, Y., Dumas, R., Odent, T., Viguier, E., 2010. Morphometric analysis of vertebral deformities in a porcine scoliosis model. *IFMBE Proceedings* 31(3), 827-829.

Dumas, R., Cheze, L., Frossard, L., 2009. Load during prosthetic gait: is direct measurement better than inverse dynamics?. *Gait & Posture* 30(S2), S86-S87.

Samson, W., Dohin, B., Lachaume, F., Dumas, R., Cheze, L., 2009. Evolution de la stratégie dynamique de marche chez l'enfant sain. *Annals of Physical and Rehabilitation Medicine* 52(S1), e91.

Moissenet, F., Lampire, N., Roche, N., Cheze, L., Dumas, R., Pradon, D., 2009. Quantification des forces musculaires par simulation. Etude préliminaire : impact des données d'entrée sur le calcul des forces. *Annals of Physical and Rehabilitation Medicine* 52(S1), e98.

Desroches, G., Louis, N., Dumas, R., Pradon, D., Vaslin, P., Gorce, P., Cheze, L., 2009. Contribution du moment articulaire au mouvement de l'épaule lors de la propulsion manuelle en fauteuil roulant. *Annals of Physical and Rehabilitation Medicine* 52(S1), e122-e123.

Desroches, G., Louis, N., Dumas, R., Vaslin, P., Gorce, P., Cheze, L., 2009. Shoulder joint moment contribution to movement during manual wheelchair propulsion. In: Van Der Woude, L. H. V., Hoekstra, F., De Groot, S. et al. (Eds.), *Rehabilitation: Mobility, Exercise and Sports*. IOS Press, Amsterdam, pp. 73-75.

Louis, N., Desroches, G., Dumas, R., Vaslin, P., Cheze, L., Gorce, P., 2009. Ergonomic indexes for upper limb musculoskeletal disorders risk quantification according to manual wheelchair kinematics. In: Van Der Woude, L. H. V., Hoekstra, F., De Groot, S. et al. (Eds.), *Rehabilitation: Mobility, Exercise and Sports*. IOS Press, Amsterdam, pp. 42-44.

Desroches, G., Pradon, D., Bankolé, C., Dumas, R., Chèze, L., 2009. Upper limb joint moments during wheelchair obstacle climbing. *Computer Methods in Biomechanics and Biomedical Engineering* 12(S1), 99-100.

Dumas, R., Lafon, Y., Jacquelin, E., Chèze, L., 2009. Soft tissue artefacts: compensation and modelling. *Computer Methods in Biomechanics and Biomedical Engineering* 12(S1), 103-104.

Duprey, S., Chèze, L., Dumas, R., 2009. A constraint-based approach to model the lower limb: preliminary results for running motions. *Computer Methods in Biomechanics and Biomedical Engineering* 12(S1), 105-106.

Sauret, C., Vaslin, P., Dumas, R., Chèze, L., De Saint Remy, N., Bonnefoy, A., Cid, M., 2009. Respective contributions of the subject and the wheelchair to the total kinetic energy of manual wheelchair locomotion. *Computer Methods in Biomechanics and Biomedical Engineering* 12(S1), 227-228.

Vital, J. M., Saunier, P., Dumas, R., Cheze, L., 2008. De la morphologie externe à la disposition spatiale du rachis. In: Biot, B., Roussouly, P., Le Blay, G., Bernard, J. C. (Eds.), *L'appareillage du tronc est-il toujours d'actualité ?* Sauramps Médical, Montpellier, pp. 25-35.

Saunier, P., Dumas, R., Blanchard, B., Cheze, L., 2008. Approche hybride pour l'évaluation 3D de la colonne vertébrale: radiographie bi-planaire et mesure optique de la surface du dos. *Le Rachis* 4(5), 2-3.

Dumas, R., Cheze, L., 2008. Soft tissue artefact compensation by linear 3D interpolation methods. In: Baten, C. T. M. (Ed.) *Proceedings of the 10th International Symposium on the 3D Analysis of Human Movement*. Roessingh Research and Development, Enschede, pp. 1-2.

Dumas, R., Blanchard, B., Vallee, C., Carlier, R., Hauger, O., 2008. A new hybrid method for the comprehensive 3D evaluation of the spine: optical back surface measurements and bi-planar radiographic 3D reconstruction. *International Journal of Computer Assisted Radiology and Surgery* 3(S1), 286-287.

Dohin, B., Bonnefoy, A., Dumas, R., Chaleat-Valayet, E., Danjou, M. C., Vanhems, P., Kohler, R., Cheze, L., 2008. Botulinum toxin and Froude number. *Gait & Posture* 28(S2), 83-4.

Dumas, R., Blanchard, B., Vital, J. M., Hauger, O., Le Huec, J. C., 2007. New methods for the 3D reconstruction of the spine: Approach and perspectives. In: Troccaz, J., Merloz, P. (Eds.), *Surgetica 2007 Gestes médico-chirurgicaux assistés par ordinateur : Outils et applications*. Sauramps Médical, Montpellier, pp. 247-250.

Dumas, R., Cheze, L., 2007. Knee propulsion, resistance and stabilisation: a different view to 3D joint power. In: Jones, R. K., Nester, C. (Eds.), *Proceedings of the 2007 International Conference on Biomechanics of the Lower Limb in Health, Disease and Rehabilitation*. University of Salford, Salford, pp. 132-133.

Bonnefoy, A., Dumas, R., Doriot, N., Senk, M., Pradon, D., Cheze, L., 2007. Static optimization of muscle forces during the stance phase of the normal gait including the physiological properties of muscle in the objective function. *Computer Methods in Biomechanics and Biomedical Engineering* 10(S1), 59-60.

Dumas, R., Nicol, E., Cheze, L., 2006. Influence of perturbed gait data on four 3D inverse dynamic methods. In: Barbier, F., Van Sint Jan, S. (Eds.), *Proceedings of the 9th International Symposium on the 3D Analysis of Human Movement*. Université de Valenciennes, Valenciennes, pp. 1-4.

Robert, T., Cheze, L., Dumas, R., Verriest, J. P., 2006. Joints forces and moments calculation for a 3D whole body model during complex movements. In: Barbier, F., Van Sint Jan, S. (Eds.), *Proceedings of the 9th International Symposium on the 3D Analysis of Human Movement*. Université de Valenciennes, Valenciennes, pp. 1-5.

Dumas, R., Verriest, J. P., Skalli, W., de Guise, J. A., 2006. Comparison of bi-planar radiography and adjusted scaling equations for the computation of appropriate 3D body segment inertial parameters. In: *SAE Technical Paper N° 2006-01-2372*. SAE International, pp. 1-6.

Dumas, R., Blanchard, B., Le Huec, J. C., Vital, J. M., 2006. Semi-automatisation de la reconstruction tridimensionnelle du rachis à partir de deux radiographies: étude préliminaire de la précision. *Revue de Chirurgie Orthopédique et Réparatrice de l'Appareil Moteur* 92(6), 3S98.

Comtet, J. J., Cheze, L., Rumelhart, C., Dumas, R., 2006. Proposition d'un système d'axes articulaires pour l'étude des mobilités de l'articulation trapézo-métacarpienne. *Chirurgie de la Main* 25(5), 221.

Dumas, R., Nicol, E., Cheze, L., 2005. Comparison of four 3D inverse dynamic methods for gait analysis. *Computer Methods in Biomechanics and Biomedical Engineering* 8, 89-90.

Gangnet, N., Dumas, R., Pomoero, V., Mitulescu, A., Vital, J. M., Skalli, W., 2004. 3D quantification of spinal alignment in an asymptomatic population: spinal and pelvic parameters and segmental analysis. In: Deburge, A., Saillant, G., Benoist, M. et al. (Eds.), *ICLFS 2004 Proceedings*. Sauramps Médical, Montpellier, p. 279.

Dumas, R., Aissaoui, R., Mitton, D., Skalli, W., de Guise, J. A., 2004. Determination of personalized inertial parameters of lower limb by bi-planar low dose radiography. *International Congress Series* 1268, 19-24.

Steib, J. P., Dumas, R., Mitton, D., Lavaste, F., Skalli, W., 2002. Analyse tridimensionnelle de scolioses opérées par la technique du cintrage in situ. *Revue de Chirurgie Orthopédique et Réparatrice de l'Appareil Moteur* 88(6), 2S31-32.

Mitton, D., Dumas, R., Laporte, S., le Borgne, P., Bataille, P., Quidet, D., Skalli, W., 2002. Simplified calibration system for stereoradiography in scoliosis. *Studies in Health Technology and Informatics* 88, 144-8.

Le Bras, A., Dumas, R., Savidan, M., Mitton, D., de Guise, J. A., Skalli, W., 2002. Accuracy of the 3D angular position of vertebrae reconstructed by low dose digital stereoradiography. In: Lemke, H. U., Vannier, M. W., Inamura, K. et al. (Eds.), *CARS 2002 Proceedings*. Springer, Berlin, p. 1061.

Gangnet, N., Champain, N., Pomoero, V., Dumas, R., Lavaste, F., Vital, J. M., Skalli, W., 2002. Geometric and biomechanical postural characterization of the human spine and pelvis: A combined 3D approach to characterize the posture variability of asymptomatic adult volunteers. *European Spine Journal* 11(S1), 28.

Dumas, R., Lafage, V., Steib, J. P., Mitton, D., de Guise, J. A., Skalli, W., 2002. 3D assessment and simulation of surgical correction of spine deformities by in situ contouring technique. In: Lemke, H. U., Vannier, M. W., Inamura, K. et al. (Eds.), *CARS 2002 Proceedings*. Springer, Berlin, pp. 291-296.

Dumas, R., Mitton, D., Steib, J. P., de Guise, J. A., Skalli, W., 2002. Pre and post 3D modeling of scoliotic patients operated with in situ contouring technique. *Studies in Health Technology and Informatics* 91, 291-5.

Dumas, R., Lafage, V., Mitton, D., Steib, J. P., Skalli, W., 2001. Simulation of the correction of kyphosis by in situ contouring technique : preliminary results. In: Middleton, J., Shrive, N. G., Jones, M. L. (Eds.), *Proceedings of the 5th International Symposium on Computer Methods in Biomechanics and Biomedical Engineering*. University of Wales College of Medicine, Cardiff, pp. 1-6.

A.2 Publications significatives

Dumas, R., Cheze, L., 2009. Soft tissue artifact compensation by linear 3D interpolation and approximation methods. *Journal of Biomechanics* 42(13), 2214-7.

Dumas, R., Cheze, L., Verriest, J. P., 2007. Adjustments to McConville et al. and Young et al. body segment inertial parameters. *Journal of Biomechanics* 40(3), 543-53.

Samson, W., Desroches, G., Cheze, L., Dumas, R., 2009. 3D joint dynamics analysis of healthy children's gait. *Journal of Biomechanics* 42(15), 2447-53.