

---

# Comparaison à partir d'I.R.M. de caractéristiques biomécaniques de membres inférieurs sains et pathologiques

**Antonio Pinti\*** – **Patrick Hédoux\*** – **Eric Watelain\*** –  
**Gilles Kemoun\*\*** – **Bernard Boluix\*\***

\* *LAMIH – Université de Valenciennes*  
*Le Mont Houy – 59313 Valenciennes cedex 9*  
*antonio.pinti@univ-valenciennes.fr - patrick.hedoux@univ-valenciennes.fr*  
*watelain@hp-sc.univ-lille2.fr*

\*\* *Centre ELAN – Hôpital de Wattrelos*  
*59393 Wattrelos cedex*  
*gkemoun@nordnet.fr*

---

*RÉSUMÉ. Dans le domaine de la biomécanique humaine, peu d'études ont été effectuées sur la détermination de paramètres inertiels et géométriques de segments de sujets atteints de pathologie. Dans le cadre de cette recherche, un sujet hémiplegique a été étudié. L'I.R.M. a été utilisée afin de localiser les tissus in vivo de façon non invasive. Grâce à un traitement informatique de ces images, les propriétés inertielles des segments sont déterminées. Le travail présenté met en évidence les différences relevées entre les valeurs calculées à partir d'I.R.M. et celles évaluées à partir des modèles anthropométriques existants. Les résultats montrent qu'il est nécessaire de développer de nouveaux modèles anthropométriques propres aux sujets pathologiques. Ils permettront, par exemple, une analyse cinétique plus précise de la marche pathologique.*

*ABSTRACT. In the area of human biomechanics, few studies have been performed to determine inertial and geometric parameters of subjects with pathologies. This study is an investigation of a hemiplegic patient. MRI was used in order to non-invasively localize tissues in vivo. Computer processing of images obtained allowed determination of inertial properties of body segments. This work demonstrates differences between values calculated from MRI data and those evaluated from existing anthropometric models. Results show the need for new anthropometric models specific to patients with pathologies. Such new models will allow for example a more accurate kinetic analysis of walking in cases of pathologies.*

*MOTS-CLÉS : Biomécanique, Propriétés inertielles, Sujets pathologiques, Hémiplegie, Imagerie Médicale, I.R.M..*

*KEY WORDS: Biomechanics, Inertial Properties, Pathology, Hemiplegia, Medical Imaging, MRI.*

---

Signature de l'article : nom de la revue. Volume 1 – n° 1/1998, pages 1 à x

## **1. Introduction**

L'analyse cinétique de mouvement tel que la marche pathologique par la méthode de la dynamique inverse nécessite la détermination de paramètres géométriques et inertiels [ALL 96] [BAR 94] [VIE 00]. Parmi ces paramètres figurent la position du centre de masse et la masse des segments corporels. Ces paramètres peuvent être estimés in vivo par différentes méthodes.

Parmi elles, l'immersion des segments corporels ou la prise de mesures anthropométriques ont l'avantage d'être simple d'emploi, mais nécessitent l'utilisation de formules mathématiques reposant sur des modèles prédéfinis.

D'autres techniques font appel à l'imagerie médicale. Le scanner et l'Imagerie par Résonance Magnétique Nucléaire (I.R.M.) en font parties. Le traitement informatique des images recueillies permet d'obtenir les propriétés géométriques et inertielles des segments corporels du sujet.

L'I.R.M. présente l'avantage d'être non invasive et non irradiante pour le sujet et a donc été retenue pour cette étude. Cette méthode est sans danger connu pour les champs magnétiques employés en pratique médicale. La seule contre-indication est la présence de matériel ferromagnétique dans les tissus mous de l'organisme. Cette méthode peut être utilisée non seulement sur des sujets sains mais aussi sur des sujets pathologiques.

Cet article présente tout d'abord le système d'acquisition des I.R.M.. Ensuite, les traitements informatiques mis en œuvre pour obtenir les données nécessaires sont décrits. Enfin, les résultats obtenus sont présentés et discutés.

Cette étude est réalisée avec l'accord de la Direction Générale de la Santé du Ministère de l'Emploi et de la Solidarité. Ce travail est le résultat d'une collaboration entre l'Université de Valenciennes, le Centre Hospitalier de Watrelos et le Centre Hospitalier de Tourcoing.

## **2. Système d'imagerie médicale**

Les images I.R.M. utilisées ont été réalisées au moyen d'un appareil SIGNA à 1 Tesla de champ magnétique (General Electric, Milwaukee, USA). L'enregistrement a été effectué sur un sujet hémiparétique de 45 ans, à 6 mois de son accident vasculaire cérébral [BOD 99].

Le signal a été analysé en technique d'écho de spin afin de réduire au maximum les artefacts, notamment de déplacement chimique. La pondération choisie est T1 (temps de relaxation longitudinal), qui permet d'obtenir l'image la plus proche de l'anatomie. Les paramètres des séquences sont les suivants : Temps de Répétition

(TR): 500 ou 560 ms ; Temps d'Echo (TE): 13 ms ; épaisseur de coupe : 10 mm ; intervalle entre les coupes : 1 mm ; champ d'analyse : 48 x 36 cm ; matrice : 512 x 320. Les paramètres TR et TE ont été optimisés afin d'obtenir un compromis entre le volume exploré le plus important compatible avec une définition anatomique satisfaisante, un rapport signal sur bruit correct et une durée d'acquisition pas trop longue [COU 98]. Avec les paramètres choisis, l'enregistrement dure environ 30 minutes. Durant toute cette durée, le sujet doit être immobile. Ceci est indispensable pour éviter les artéfacts d'acquisition.

Les coupes utilisées pour l'étude ont été acquises dans le plan axial transverse. Ce plan permet une meilleure reproductibilité, avec comme avantage supplémentaire une séparation plus aisée des différents tissus et une analyse comparative des deux membres inférieurs. Il faut environ 100 coupes pour analyser les membres inférieurs d'un sujet, nécessitant habituellement trois acquisitions successives de paquets de coupes transverses. Chaque séquence nécessite le repositionnement de l'antenne d'acquisition du système I.R.M.. Les images I.R.M. sont enregistrées au format médical DICOM. L'acquisition d'un patient occupe environ 50 Mo sur disque.

La figure 1 montre l'acquisition des coupes à l'aide d'un système d'I.R.M..

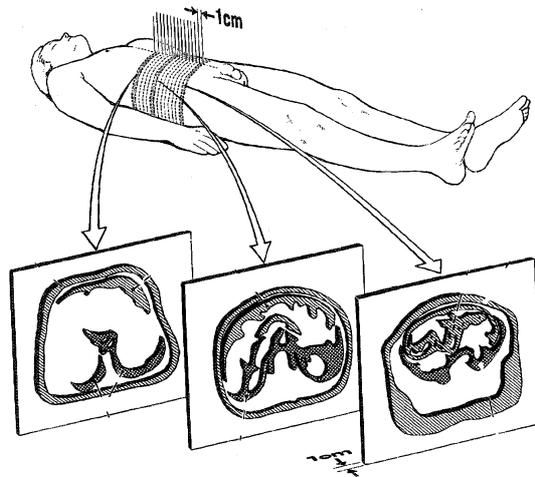


Figure 1 : Acquisition de coupes axiales par I.R.M.

### 3. Description des I.R.M.

Le corps humain est composé de nombreux tissus. Cependant, les membres inférieurs sont composés essentiellement de quatre types de tissus : l'os spongieux, l'os cortical, le muscle et le tissu adipeux, car ils ont des masses volumiques distinctes [HEL 91]. La peau est ici négligée. Les figures 2 et 3 montrent des images brutes aux niveaux de la mi-cuisse et de la mi-jambe.

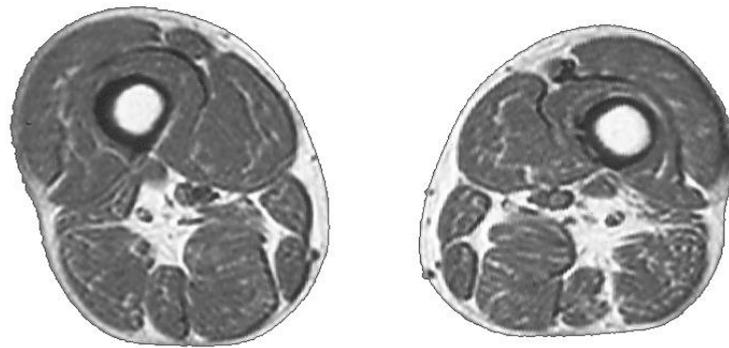


Figure 2 : I.R.M. brute au niveau de la mi-cuisse

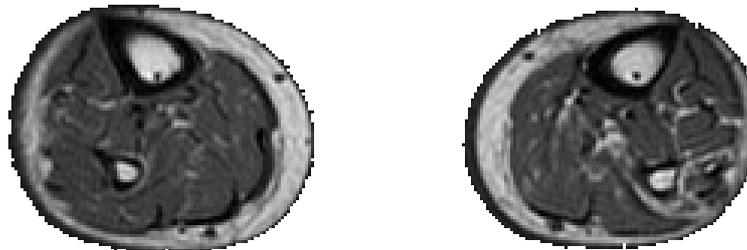


Figure 3 : I.R.M. brute au niveau de la mi-jambe

L'os cortical et les muscles ont des luminances caractéristiques tandis que l'os spongieux et le tissu adipeux ne peuvent pas être distingués à partir de leur luminance.

La figure 4 montre l'histogramme d'une coupe I.R.M..

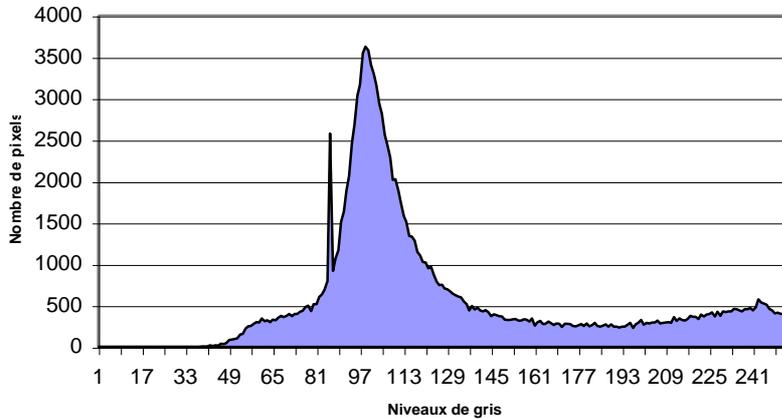


Figure 4 : Histogramme d'une coupe I.R.M.

Les niveaux de gris des tissus sont les suivants :

- Muscle : entre 25 et 100, moyenne 60 ;
- Adipeux : entre 120 et 230, moyenne 190 ;
- Cortical : entre 0 et 60, moyenne 15 ;
- Spongieux : entre 170 et 230, moyenne 200 ;

On remarque qu'il y a superposition des niveaux de gris entre le muscle et le cortical ainsi que l'adipeux et le spongieux.

Par conséquent, des connaissances physiologiques, comme la forme, la taille ou l'emplacement, ont donc été introduites dans la méthode de segmentation automatique.

#### 4. Traitements informatiques des I.R.M.

Les programmes de reconnaissance automatique des tissus ont été développés sur ordinateur de type PC Pentium II sous Windows NT à l'aide du logiciel de traitement d'images Optimas. Afin d'accélérer les calculs, quelques routines ont été réécrites en langage C++ sous forme de bibliothèque DLL. Chaque image est traitée indépendamment les unes des autres.

Dans une première étape, il faut séparer les deux jambes sur chaque I.R.M.. Cette étape est effectuée en utilisant un seuillage adaptatif. L'adaptation du seuil est déterminée grâce à deux paramètres qui sont les surfaces et la circularité des formes.

Dans une deuxième étape, un seuillage permet de détecter l'os spongieux. Celui-ci se différencie des zones de tissus adipeux par sa forme extérieure, sa taille et sa position. L'os cortical est détecté en utilisant un seuillage adaptatif et en testant la position des zones trouvées par rapport à l'os spongieux identifié précédemment. Un seuillage simple permet ensuite de détecter les zones musculaires.

Enfin, les zones n'ayant pas encore été reconnues dans chaque jambe sont considérées comme étant du tissu adipeux.

La figure 5 illustre les étapes de la méthode utilisée [HED 99].

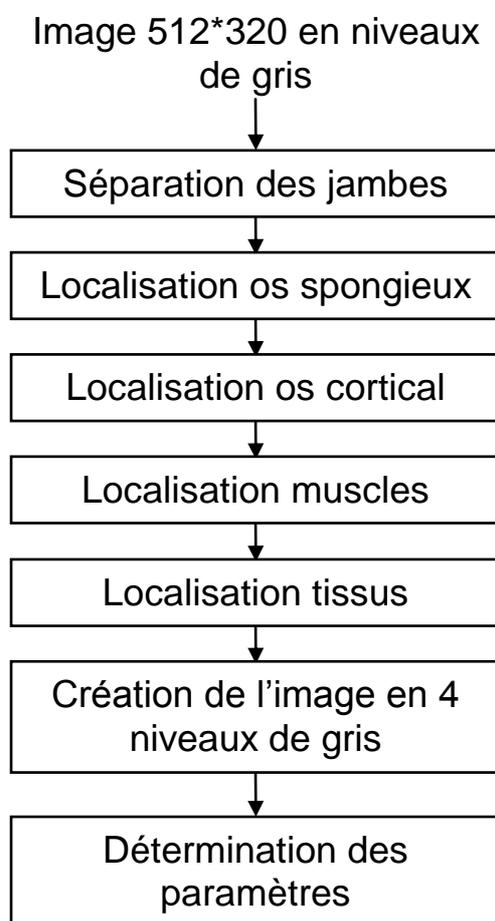


Figure 5 : Méthode d'analyse des images I.R.M.

Les figures 6 et 7 présentent les images résultats, respectivement au niveau de la cuisse et de la jambe. A partir de ces images en 5 niveaux de gris, il est alors possible de déterminer les paramètres biomécaniques tels que la masse ou le centre de masse comme expliqué ci-après.

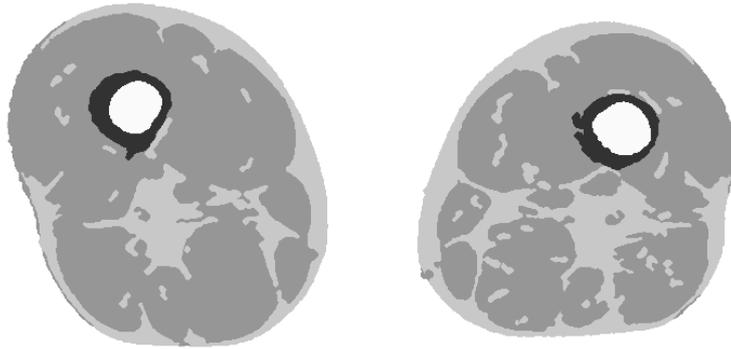


Figure 6 : Image I.R.M. au niveau de la mi-cuisse traitée avec notre méthode

Gris clair : Tissu adipeux  
Gris foncé : Muscle  
Noir : Os cortical  
Blanc : Os spongieux

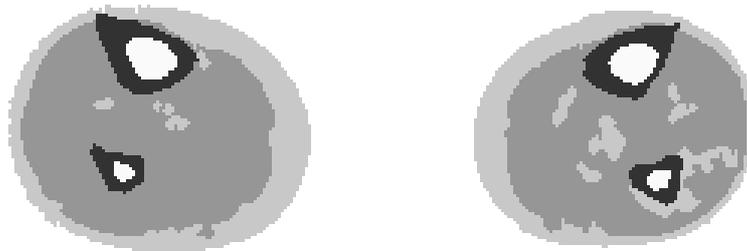


Figure 7 : Image I.R.M. au niveau de la mi-jambe traitée avec notre méthode

Ensuite, chaque tissu est pondéré par sa masse volumique. Les masses volumiques utilisées sont issues des travaux de Woodard [WOO 86]. Il est alors possible de calculer la masse, le centre de gravité de chaque tissu de chaque coupe.

Pour cela, il est d'abord nécessaire de calculer le volume élémentaire  $V_e$  d'un pixel à l'aide de la formule avec  $E_h$  et  $E_v$  les échelles horizontale et verticale en cm/pixel et  $E_c$  l'épaisseur d'une coupe en cm (ici 1,1 cm).

$$V_e = E_h \cdot E_v \cdot E_c$$

Ensuite, la masse élémentaire d'un pixel est calculée grâce à la formule avec  $r$  la masse volumique du tissu concerné en g/cm<sup>3</sup>.

La masse d'une zone de tissu est la somme de toutes les masses élémentaires la composant.

Le centre de gravité est toujours calculé par rapport à un point de référence. La formule générale utilisée est la suivante :

$$\vec{G} = \frac{\sum_{i=1}^{N_{\text{pixel}}} m_i \cdot \vec{M}_i}{\sum_{i=1}^{N_{\text{pixel}}} m_i}$$

Avec :

$m_i$ , la masse élémentaire du pixel  $i$  ;

$M_i$ , la position du pixel  $i$  ;

$G$ , la position du centre de gravité.

Puis, la masse totale et le centre de gravité de chaque coupe peuvent être calculés. Le centre de gravité de chaque tissu est repéré sur les coupes comme le montre la figure 8.

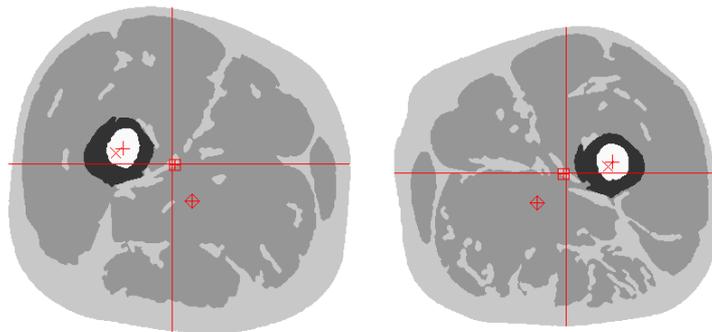


Figure 8 : Localisation des centres de masses pour chaque tissu et pour l'ensemble de la coupe  
+ Spongieux – X Cortical – ⊠ Muscle – ◆ Adipeux

Les coupes sont alors regroupées par segments corporels, c'est à dire dans notre cas, les cuisses et les jambes. La découpe utilisée dans notre étude est celle proposée par Zatsiorsky en 1990 [ZAT 90] présentée à la figure 7.

La position des centres de masse segmentaires est exprimée en fonction de la longueur du segment suivant l'axe principal d'inertie. La référence est le point proximal du segment.

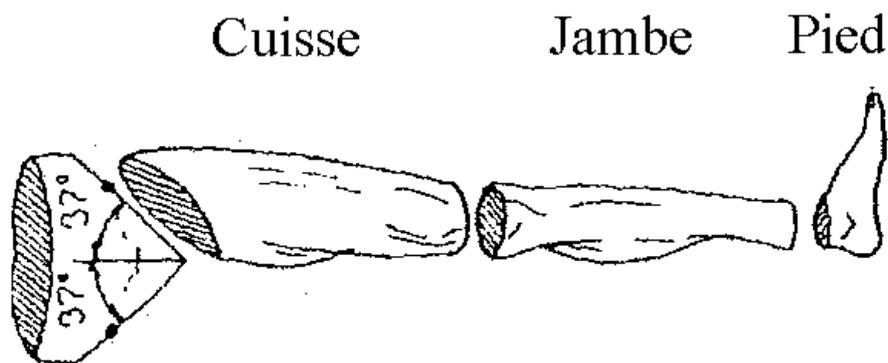


Figure 7 : Découpe des segments corporels inférieurs par la méthode de Zatsiorsky [ZAT 90]

### 5. Résultats

Les figures 8 et 9 présentent respectivement les masses en grammes des coupes axiales pour les cuisses et les jambes. Le point de référence, noté coupe numéro 1, est toujours le point proximal du segment. La figure 8 montre l'évolution de la masse le long de la cuisse du sujet, et la figure 9 le long de la jambe. Chaque graphe comporte deux courbes. La courbe noire indique les valeurs du membre sain et la courbe grise celles du membre pathologique.

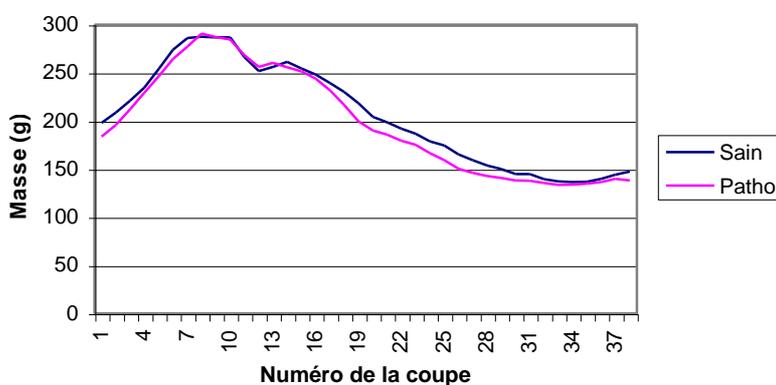


Figure 8 : Masses des coupes des cuisses

Coupe 1 : hanche – point proximal

Coupe 38 : genou – point distal

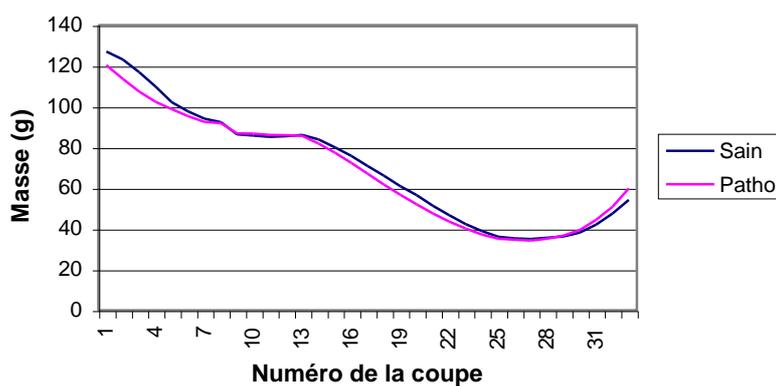


Figure 9 : Masses des coupes des jambes

Coupe 1 : genou – point proximal

Coupe 33 : pied – point distal

Les tableaux 1 et 2 présentent les valeurs de la masse et de la position du centre de gravité des segments sains et pathologiques. Le tableau 1 contient les résultats obtenus pour les cuisses du sujet, et le tableau 2 ceux des jambes.

	Côté Sain	Côté Pathologique
Masse	7796 g	7518 g
Position Centre de Gravité	42.5 %	42.3 %

Tableau 1 : Comparaisons des valeurs pour les cuisses

	Côté Sain	Côté Pathologique
Masse	2326 g	2261 g
Position Centre de Gravité	37.7 %	38.2 %

Tableau 2 : Comparaisons des valeurs pour les jambes

Des modèles issus de la littérature [DEM 55] [DRI 66] [FUJ 63] [PEA 94] [ZAT 83] permettent d'estimer les positions des centres de masse des segments corporels. Ces estimations sont comparées aux valeurs obtenues dans notre étude. Les figures 10 et 11 montrent ces valeurs, respectivement pour les cuisses et les jambes.

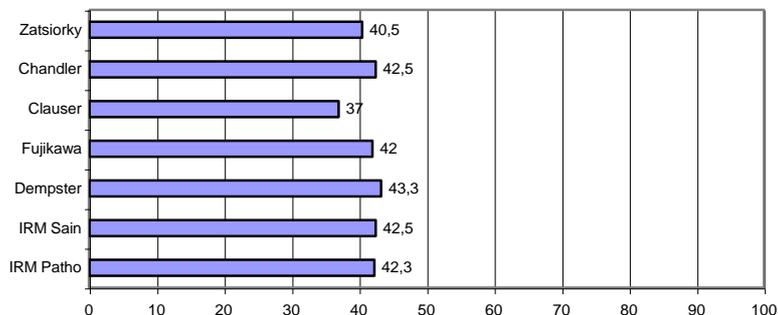


Figure 10 : Positions des centres de masse issues de modèles de la littérature et de notre étude pour les cuisses

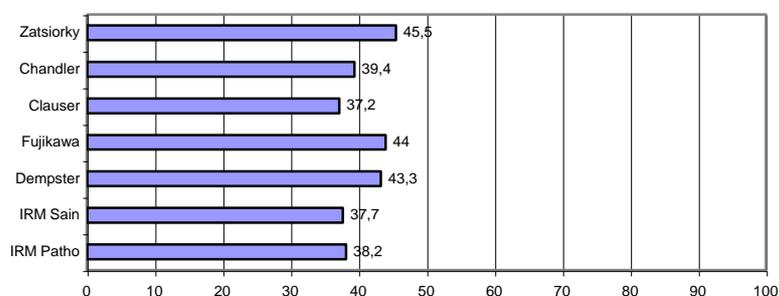


Figure 11 : Positions des centres de masse issues de modèles de la littérature et de notre étude pour les jambes

## 6. Discussion

Les différences observées entre les côtés sain et pathologique, pour les masses ou pour les positions des centres de masse segmentaires, sont de l'ordre de quelques pourcents. Ceci peut être expliqué par le fait que le sujet hémiplégié sélectionné est faiblement atteint par sa pathologie et qu'il dispose d'une bonne motricité.

En ce qui concerne les masses, l'écart observé entre les cuisses atteint 3.6% et 2.8% pour les jambes. Ces valeurs sont le reflet d'une faible hémiplégie qui se situe principalement au niveau des jambes. Ceci explique les faibles infiltrations adipeuses à l'intérieur du muscle. Elles sont difficilement détectées par le logiciel qui ne différencie que le tissu adipeux du tissu musculaire sans prendre en compte le taux d'infiltration. Il sera donc nécessaire de faire évoluer ce logiciel.

En ce qui concerne les positions des centres de masse segmentaires, les différences entre les deux côtés sont de 0.2% et 0.5% de la longueur de leur segment respectif. L'explication est la même que pour les masses.

Les valeurs obtenues sont comparables à celles obtenues à partir de modèles issus de la littérature. Cependant, les variations de ces valeurs ne sont pas négligeables si l'on compare les valeurs extrêmes issues des modèles. En effet, les différences maximales relevées sont de 6.3% pour les jambes et de 8.3% pour les cuisses. Ceci représente une erreur d'environ 3 centimètres sur la position du centre de masse segmentaire.

## 7. Conclusion

Dans ce travail, une étude des caractéristiques biomécaniques de membres inférieurs sains et pathologiques a été effectuée sur un sujet hémiparalysé [WAT 98]. Afin de déterminer automatiquement ces caractéristiques, un logiciel d'analyse automatique d'I.R.M. a été utilisé. Ce logiciel permet de déterminer des paramètres géométriques et inertiels sur les segments corporels composant les membres inférieurs. Les résultats obtenus sont proches de ceux calculés à partir de modèles issus de la littérature. Cependant, des différences de l'ordre de 3% sur les masses et de 0.5% sur les positions des centres de masse segmentaires sont relevées entre les membres sains et pathologiques. Bien que faibles, ces différences démontrent l'intérêt de cette étude. Cette approche va permettre une détermination précise de paramètres biomécaniques nécessaires à l'analyse automatique de la marche sur un nombre important de sujets qu'ils soient pathologiques ou non. De plus, cette technique étant non invasive, il sera possible de suivre l'évolution temporelle de ces caractéristiques en fonction de l'évolution de la pathologie du sujet étudié.

## 8. Remerciements

Les auteurs remercient la direction et le personnel du service d'imagerie médicale de l'hôpital de Tourcoing pour la mise à disposition de leur appareil IRM. Cette recherche est effectuée grâce à l'aide du Groupement de Recherche en Automatisation Intégrée et SYstèmes Hommes/Machines GT1.

## 9. Bibliographie

- [ALL 96] ALLARD Paul, BLANCHI Jean-Pierre, *Analyse du mouvement humain par la biomécanique*, Décarie Editeur, Québec, 1996
- [BAR 94] BARBIER Franck, « Modélisation biomécanique du corps humain et analyse de la marche normale et pathologique – Application à la rééducation », Thèse de doctorat, Université de Valenciennes, 1994
- [BOD 99] BODSON A.M., « Entre ombre et lumière », Dossier Hémiparésie, Faire Face, 561, 7 p, 1999
- [COU 98] COUSSEMENT Alain, *Le chant des protons (L'I.R.M. sans peine ?)*, Edition Nycomed Amersham, France, 1998
- [DEM 55] DEMPSTER Wilfred Taylor, « Space requirements of the seated operator », WADC Technical Report 55-159, 1955
- [DRI 66] DRILLIS R., CONTINI R., « Body segment parameters », PB 174 945, Technical report 1166.03, New-York, School of engineering and science, 1966

- [FUJ 63] FUJIKAWA Katsumasa, « The center of gravity in the parts of human body », *Okajimos Folia Anat. Jap.*, 39(3), 117-126, 1963
- [HED 99] HEDOUX P., WATELAIN E., PINTI A., BARBIER F., BOLUIX B., KEMOUN G., « Automatic analysis of lower limb MRIs of hemiplegic patients for biomechanic parameter calculation », XXIVème congrès de la société de biomécanique, Beaune France, 1999
- [HEL 91] HELENON O., ROGER B., LAVAL-JEANTET M., *IRM du genou*, Masson, Collection d'imagerie radiologique, 1991
- [PEA 94] PEARSALL David J., REID J. Gavin, « The study of human body segment parameters in biomechanics », *Sports Med.*, vol 28 no 2 pp 126-140, 1994
- [VIE 00] VIEL Eric, *La Marche Humaine, La Course et le Saut Biomécanique, Exploration, Normes et Dysfonctionnements*, Edition MASSON, 2000
- [WAT 98] WATELAIN E., DEVYNCK T., PINTI A., BARBIER F., KEMOUN G., BOLUIX B., ANGUE J.C., « Estimation des masses segmentaires des membres inférieurs du patient hémiparétique à l'aide d'I.R.M. », XXIIIème congrès de la société de biomécanique, 1998
- [WOO 86] WOODARD H.Q., WHITE D.R., « The composition of body tissues », *The british journal of radiology*, vol 59 pp 1209-1219, 1986
- [ZAT 83] ZATSORSKI V., SELUYANOV V., « The mass and inertia characteristics of the main segments of the human body », *Biomechanics VIII-B*, Ed. By MATSUI H. & KOBAYASHI K., Human Kinetics Publisher, Champaign, IL, pp 1151-1159, 1983
- [ZAT 90] ZATSORSKI V., SELUYANOV V., CHUGUNOVA L., « In vivo body segment inertial parameters determination using a gamma-scanner method », In BERME N. & A. CAPPOZZO, Ed *Biomechanics of human movement : Applications in Rehabilitation, Sports and Ergonomics*, Bertec Corporation, Worthington, OH, P186-202, 1990

## 10. Biographie

*Antonio Pinti est docteur de l'université de Haute-Alsace en automatique et traitement du signal depuis 1993. Il est actuellement maître de conférences à l'université de Valenciennes. Ses activités de recherche concernent principalement l'imagerie médicale. Ses travaux actuels sont dédiés à l'analyse de séquences d'images numériques pour l'étude biomécanique des membres inférieurs humains. Ses recherches sont effectuées au sein du Laboratoire d'Automatique et de Mécanique Industrielles et Humaines de Valenciennes.*

*Patrick Hédoux est ingénieur-maître en Génie Electrique et Informatique Industrielle et titulaire d'un DEA d'Automatique des Systèmes Industriels et Humains de l'université de Valenciennes. Il est actuellement allocataire de recherche et moniteur de l'enseignement supérieur et prépare une thèse au sein du Laboratoire d'Automatique et de Mécanique*

Comparaison à partir d'I.R.M. de caractéristiques biomécaniques de membres inférieurs sains et pathologiques 15

*Industrielles et Humaines de Valenciennes. Ses travaux portent sur l'analyse automatique d'I.R.M. pour l'obtention de paramètres biomécaniques humains.*

**Eric Watelain** est docteur de l'université de Lille 2 depuis 1999. Il est actuellement Attaché Temporaire d'Enseignement et de Recherche à l'université de Valenciennes. Ses activités de recherche concernent principalement l'analyse du mouvement humain et plus particulièrement la locomotion. Ses recherches sont effectuées au sein du Laboratoire d'Automatique et de Mécanique Industrielles et Humaines de Valenciennes et du Laboratoire d'Analyse du Mouvement du CHRU de Lille.

**Gilles Kemoun** est docteur en médecine, spécialiste de médecine physique et de réadaptation et titulaire d'un DEA de physiologie et biomécanique de la performance motrice de l'université de Paris V, VI, X et Lille II. Ancien interne et ancien chef de clinique des universités il est actuellement chef de service au centre de rééducation ELAN du centre hospitalier de Watrelos et prépare une thèse d'université (université de Bourgogne) au sein du laboratoire d'analyse du mouvement du CHRU de Lille. Ses travaux de recherche concernent l'analyse de la marche des personnes âgées et des personnes atteintes d'affections neurologiques.

**Bernard Boluix** est docteur en médecine et radiologue. Ancien chef de clinique assistant des hôpitaux de Montpellier en neurocardiologie, il s'est plus particulièrement spécialisé dans l'imagerie en coupe : scanner et I.R.M.. Il est à ce titre médecin attaché du Service de Radiologie du Centre Hospitalier de Watrelos détaché sur l'I.R.M. de l'hôpital de Tourcoing.