

Application robotique pour la rééducation fonctionnelle de la cheville

S. BENNOUR^a, L. ROMDHANE^a, J-P. MERLET^b

a. Laboratoire de Génie Mécanique, Ecole Nationale d'Ingénieurs de Monastir (ENIM), Rue Ibn Aljazzar, 5019 MONASTIR (Tunisie)

b. Institut National de Recherche en Informatique et Automatique (INRIA), 2004 Route de Luciole BP93, 06902 SOPHIA ANTIPOLIS (France)

Résumé :

Ce travail représente un appui pour la médecine physique pour réduire la cheville atteinte d'une pathologie articulaire, tout en respectant des protocoles de la rééducation fonctionnelle. La tâche consiste à réaliser un outil informatique de simulation pour contrôler les gestes réalisés par le membre inférieur d'un être humain ainsi que les forces et les couples appliqués sur la plateforme utilisée pour la récupération de la stabilité de la cheville (proprioception).

Abstract :

This work represents a support for the physical therapy to rehabilitate ankle reached by articular pathology, while respecting protocols of the functional rehabilitation. The spot consists in producing computer tools of simulation to control the gestures realized by the lower limb of a human being as well as the strengths and the torques applied to the platform used for the recovery of the stability of ankle (proprioception).

Mots clefs: robotique, biomécanique, rééducation fonctionnelle, proprioceptivité, membre inférieur.

1 Introduction

La rééducation et la médecine de manière générale se munissent sans cesse de nouvelles méthodes et techniques. De la thérapie cellulaire [1] à l'hypnose [2] en passant par les nouvelles approches de réadaptation [3], de nombreuses applications font l'objet de recherches et viennent compléter nos connaissances pour améliorer le soin. Dans cette idée, la biomécanique tente de contribuer à la compréhension de la marche et à sa rééducation.

Que ce soit la marche des sujets sains ou celle des sujets atteints d'une pathologie, la marche est le centre de nombreuses études dans le domaine scientifique [4], [5] et [6]. Cette préoccupation essentielle peut se comprendre aisément au regard de la place omniprésente de la marche dans nos activités quotidiennes.

La cheville représente une articulation importante pour le système jambe et pied dont ses trois degrés de libertés donnent une sorte de mobilité avec une stabilité pour l'être humain au cours de la marche. Parmi les pathologies rencontrées pour la cheville, on trouve l'entorse simple et l'entorse compliquée avec un certain niveau de gravité. Au cours de la rééducation de la cheville on cherche à :

- minimiser les douleurs de la pathologie en appliquant certaines techniques (Massage, courant antalgique, Thémothérapie,...).
- Récupérer la mobilité (gain articulaire) : Manuelle (passive, activo-passive, active) ou instrumental.
- Récupérer l'effort musculaire : isométrique (statique), dynamique, iso-cinétique.
- Récupérer la stabilité (proprioceptivité) : En décharge, En charge, Sur plateforme stable, Sur plateforme instable (figure 1).



FIG. 1 – Récupération proprioceptive (stabilité) : (a) phase de chauffage, (b) phase de la proprioception

L'objectif de ce travail est donc de proposer un outil d'analyse et de simulation capable de déterminer les facteurs discriminants de l'altération de la rééducation fonctionnelle de la cheville. Premièrement, le développement de nouveaux outils génériques d'analyse nous aide à mieux comprendre le mouvement étudié et ceci uniquement à partir de données cinématiques, en particulier acquises lors d'une marche sur tapis roulant [7]. La deuxième étape se focalise sur la modélisation d'une expérience de la proprioception pour la rééducation de la cheville. L'idée consiste à construire un modèle sous Adams dont on attache le membre inférieur à un robot utilisé à la rééducation fonctionnelle de type plateforme de Stewart (figure 1).

La finalité de ce travail est donc de fournir aux thérapeutes un outil simple d'évaluation des hypothèses de rééducation de la cheville à partir des graphiques décrites par notre modèle formé par l'ensemble membre inférieur- plateforme de Stewart.

2 Modélisation

2.1 Modélisation du membre inférieur

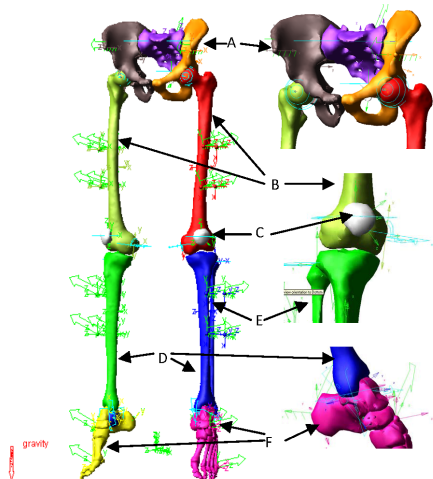
A la complexité de la modélisation du système biomécanique s'ajoutent les difficultés d'identification des paramètres. Ainsi, plus le modèle est complexe, moins les paramètres sont identifiables aisément sur un individu donné, et leur détermination est remplacée par des valeurs issues de mesures sur cadavre.

Afin de limiter toutes ces difficultés, nous avons choisi de ne retenir que les éléments nécessaires à notre modèle. Notre contexte d'utilisation justifie les simplifications exposées par la suite :

- le haut du corps n'est pas étudié. Nous pouvons ainsi réduire le nombre de degré de liberté (ddl) du membre inférieur à ceux qui jouent un rôle important dans le cas de la marche.

Les hypothèses suivantes ont été admises pour définir notre modèle:

- le corps est considéré comme une association de solides rigides, représentés par des segments.
- Les articulations comportent de une à trois rotations d'axes concourants. Le bassin sert de référence et de point de départ de l'arborescence.



Symbole	Nom de l'élément
A	Bassin
B	Fémur
C	Rotule
D	Tibia
E	Fibule
F	Pied

FIG. 2 – Modèle du membre inférieur construit sous Adams.

Le modèle du membre inférieur comporte finalement 6 articulations, 14 ddl augmentés des 6 nécessaires à la localisation et l'orientation du bassin dans l'espace, et 7 segments. Ils se distribuent de la manière suivante : cheville 3ddl, genou 1 ddl et hanche 3ddl [8]. Le modèle CAO est construit sous ADAMS.12 après importation de chaque pièce existante sous format STL [9].

Le modèle complet du membre inférieur est décrit par les différents éléments présentés dans la figure 2 et la figure 3. Le paramétrage de D-H pour la robotique est celui appliqué pour notre modèle.

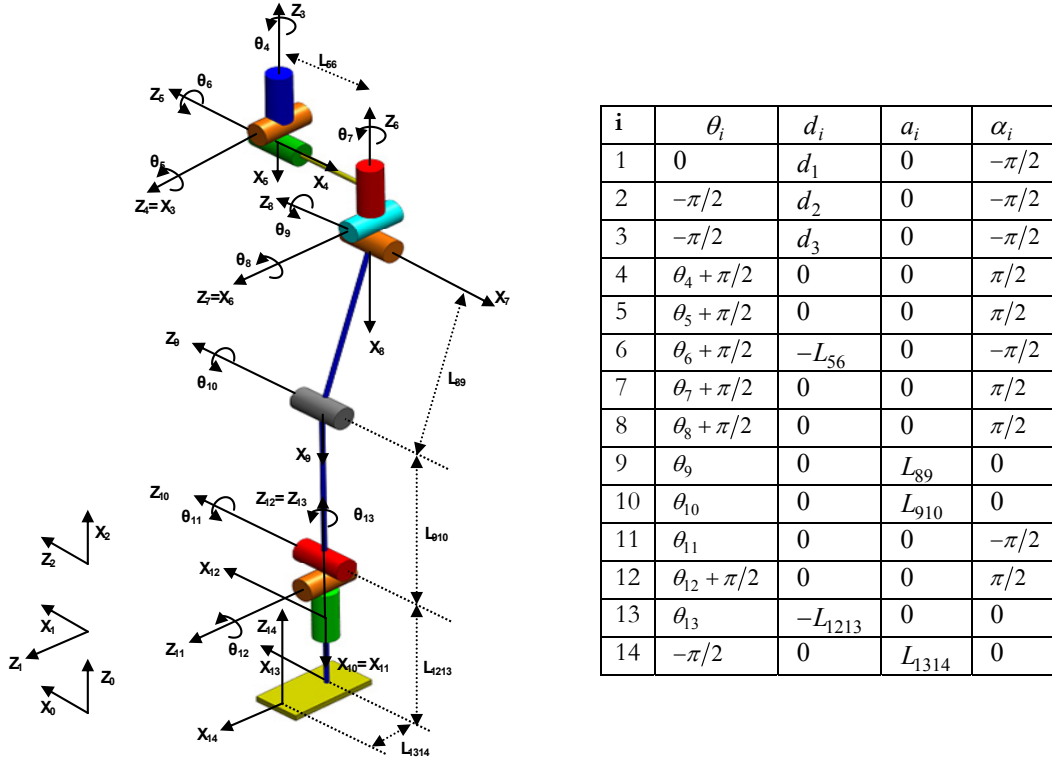


FIG. 3 – Paramétrage du membre inférieur.

Pour déterminer la localisation et l'orientation de l'organe terminal (OT), on utilise le modèle géométrique direct qui consiste à calculer les variables opérationnelles de l'OT ($x, y, z, \alpha, \beta, \gamma$), en fonction des variables articulaires du membre inférieur. Pour notre cas l'OT sera le pied et les variables articulaires celles décrites dans la figure 3. Il faut pour cela multiplier les matrices de passage homogènes successives reliant le repère R_0 lié au bâti au repère R_{14} lié à l'OT :

$$T_{0,14}(\theta) = T_{0,1}(\theta_1) \times T_{1,2}(\theta_2) \dots T_{13,14}(\theta_{14}). \quad (1)$$

Avec : d_i, a_i, α_i et θ_{14} sont des constantes.

La matrice homogène est donnée par :

$$T_{i-1,i}(\theta_i) = \begin{bmatrix} c\theta_i & -s\theta_i \cdot c\alpha_i & s\theta_i \cdot s\alpha_i & c\theta_i \cdot a_i \\ s\theta_i & c\theta_i \cdot c\alpha_i & -c\theta_i \cdot s\alpha_i & s\theta_i \cdot a_i \\ 0 & s\alpha_i & c\alpha_i & d_i \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix} \quad (2)$$

Ou : $s=\sin$; $c=\cos$

Le calcul du produit matriciel précédent nous permet d'identifier la position de l'OT donnée par:

$$X=f_x(\theta_1, \dots, \theta_{13}) \quad (3) \qquad Y=f_y(\theta_1, \dots, \theta_{13}) \quad (4) \qquad Z=f_z(\theta_1, \dots, \theta_{13}) \quad (5)$$

2.2 Modélisation de la plateforme de Stewart

Le robot utilisé pour la simulation est de type plateforme de Stewart. Il est composé de trois parties : une base fixe, 6 jambes extensibles et un organe terminal. Les jambes sont formées par des vérins reliés à la base et à la plate-forme mobile par deux liaisons sphériques. Il s'agit donc d'un robot de type 6-SPS. (Figure 4).

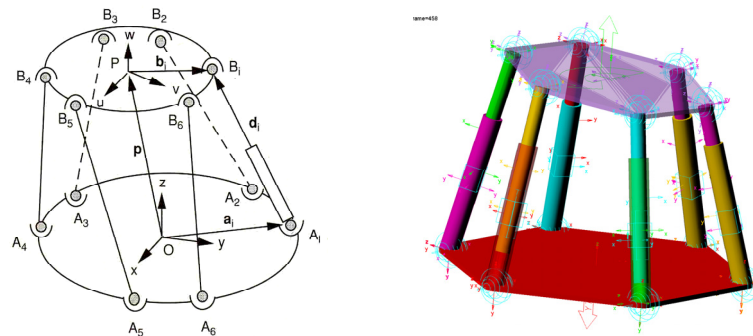


FIG. 4 – Modélisation de la plateforme de Stewart.

Pour l'analyse on définit deux repères, le repère $(O, \vec{x}, \vec{y}, \vec{z})$ lié à la base fixe et décrivant la position du point $A(x, y, z)$ et le repère $(P, \vec{u}, \vec{v}, \vec{w})$ attaché à la plateforme mobile déterminant les coordonnées du point mobile $B(u, v, w)$. La transformation de la plate-forme mobile à la base fixe peut être décrite par le vecteur de position \vec{p} et la matrice de transformation ${}^A R_B$ en exprimant les vecteurs \vec{u} , \vec{v} et \vec{w} de la plate-forme mobile

dans la base fixe. Cette matrice peut être écrite sous la forme : ${}^A R_B = \begin{bmatrix} u_x & v_x & w_x \\ u_y & v_y & w_y \\ u_z & v_z & w_z \end{bmatrix}$ (6)

On pose $\vec{a}_i = [a_{i_x} \ a_{i_y} \ a_{i_z}]^T$ et ${}^B \vec{b}_i = [b_{i_u} \ b_{i_v} \ b_{i_w}]^T$ vecteurs positions des points respectivement A_i et B_i .

La longueur de la $i^{\text{ème}}$ jambe d_i du vérin reliant la base du robot avec la plateforme mobile est donné par :

$$d_i^2 = \|\vec{A}_i \vec{B}_i\|^2 = [\vec{p} + {}^A R_B \cdot {}^B \vec{b}_i - \vec{a}_i]^T \cdot [\vec{p} + {}^A R_B \cdot {}^B \vec{b}_i - \vec{a}_i] \quad (7) \quad \text{pour } i=1,2,\dots,6$$

3 Simulation et résultats

Comme mentionné plus haut, dans cette partie on cherche un modèle le plus exact possible de point de vue cinématique et des divers aspects visuels. Les grandeurs physiques ne sont par contre pas prioritaires. Ce modèle comporte un certain nombre d'hypothèses tel que:

- le haut du corps n'est pas étudié.
- le corps est considéré comme une association de solides rigides, représentés par des segments.
- Les articulations comportent de une à trois rotations d'axes concourants.

Les paramètres dynamiques des différents éléments constituant notre modèle, sont présentés dans le tableau suivant. Ces données ont été extraites à partir d'Adams. Pour les os on a pris la densité $\rho_{os} = 2.0E-006 \text{ kg/mm}^3$ et pour les éléments de la plateforme de Stewart on a choisie $\rho_{acier} = 7.801E-006 \text{ kg/mm}^3$.

	Élément	Masse (Kg)	Vecteur d'inertie ($\text{Kg} \cdot \text{mm}^2$)		
			I_{xx}	I_{yy}	I_{zz}
Membre inférieur	Bassin	1.09	9542.75	7414.46	3929.48
	Fémur	0.84	1.80E+004	1.78E+004	474.51
	Tibia+ péroné	0.61	8551.88	8482.46	209.86
	Pied	0.32	506.84	501.92	63.19
Plateforme de Stewart	Base	21.16	9.20E+005	4.60E+005	4.60E+005
	Plateforme	10.06	2.08E+005	1.04E+005	1.04E+005
	Jambe inférieur	1.28	9850.89	9850.89	402.07
	Jambe supérieur	1.92	1.98E+004	1.98E+004	217.12

TAB. 1 – Paramètres dynamiques du modèle.

Au cours de la simulation on fixe le pied, dont sa cheville est atteinte par une pathologie, sur la plateforme mobile tout en appliquant un mouvement donné par les équations et la figure 5 au niveau du point P :

$$\theta_x = A_x \cdot \sin(\omega \cdot t + \varphi_x), \theta_y = A_y \cdot \sin(\omega \cdot t + \varphi_y), \theta_z = 0, \text{ en degré et } x = 0 \text{ mm}, y = 0 \text{ mm}, z = 400 \text{ mm}.$$

Au cours de la rééducation d'une entorse de la cheville, le patient garde une position verticale dont son fémur et sa jambe restent alignés comme le montre la figure 6.

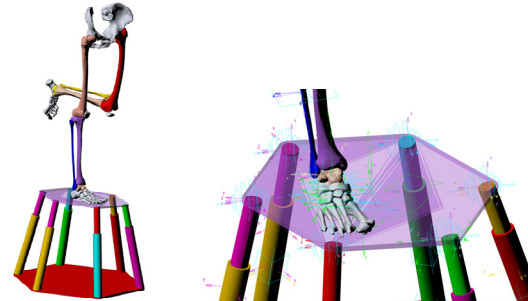
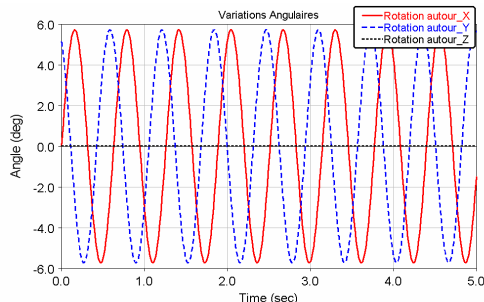


FIG. 5 – Variations angulaires de la plateforme mobile pour $A_x = A_y = 0.1 \text{ rad}$, $\varphi_x = 0^\circ$ et $\varphi_y = 90^\circ$.

FIG. 6 – Disposition du membre inférieur sur la plateforme de Stewart.

3.1 Résultats

Les figures inscrites dans cette partie sont les résultats de la simulation réalisée sous Adams. La figure 7 représente les variations des forces appliquées sur la plateforme mobile. Les figures 8, 9, 10 et 11 décrivent les variations des couples donnés par la plateforme nécessaires pour récupérer la stabilité de la cheville. La figure 12 représente la variation des forces appliquées au niveau du centre de la cheville.

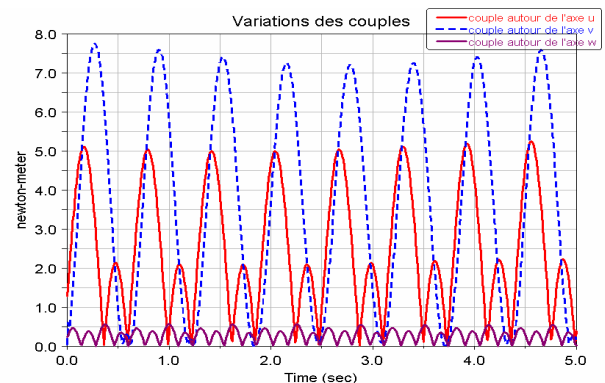
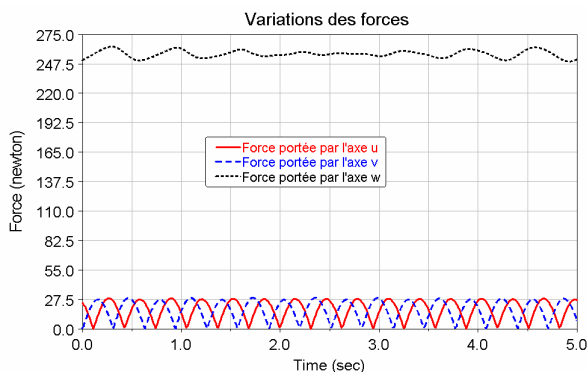


FIG. 7 – Forces appliquées sur la plateforme mobile portées par les axes \vec{u} , \vec{v} et \vec{w} pour $A_x = A_y = 0.1 \text{ rad}$, $\varphi_x = 0^\circ$ et $\varphi_y = 90^\circ$.

FIG. 8 – Couples appliqués au centre de masse de la plateforme mobile autour des axes \vec{u} , \vec{v} et \vec{w} pour $A_x = A_y = 0.1 \text{ rad}$, $\varphi_x = 0^\circ$ et $\varphi_y = 90^\circ$.

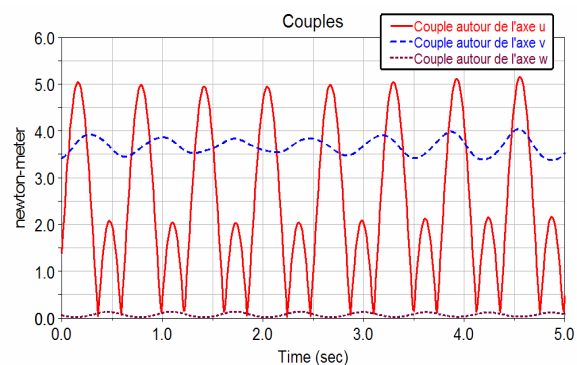
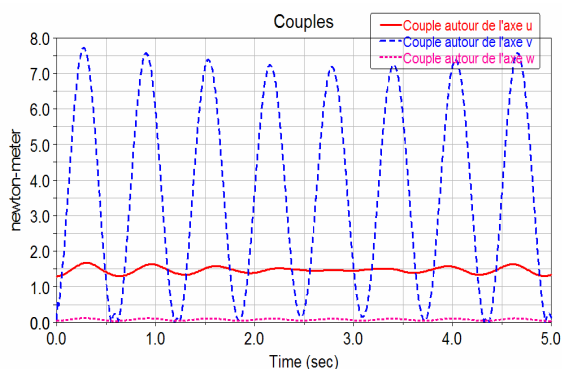
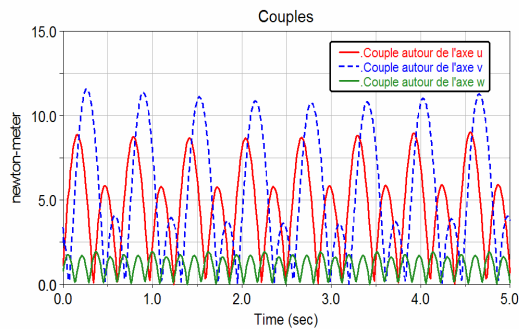
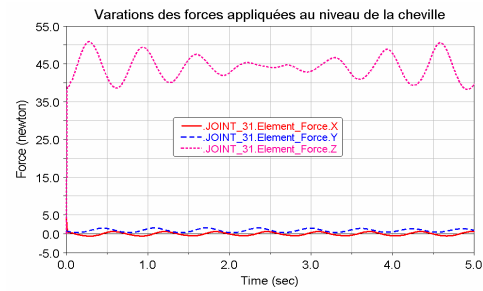


FIG. 9 – variation de couples pour $A_x = 0 \text{ rad}$, $A_y = 0.1 \text{ rad}$.

FIG. 10 – variation de couples pour $A_x = 0.1 \text{ rad}$, $A_y = 0 \text{ rad}$.

FIG. 11 – variation de couples pour $A_x = A_y = 0.2 \text{ rad}$.FIG. 12 – Forces appliquées au centre de la cheville pour $A_x = A_y = 0.1 \text{ rad}$, $\varphi_x = 0^\circ$ et $\varphi_y = 90^\circ$.

3.2 Discussion

Les différentes figures présentées dans la section 3.1 décrivent bien la variation des forces appliquées sur la plateforme mobile (figure 7) du au mouvement donné par la figure 5. On remarque que la composante portée par l'axe vertical (Z) est importante par rapport aux autres composantes horizontales qui peut être expliqué par le poids du membre inférieur. Encore la nature du mouvement appliqué sur la plateforme mobile permet de fournir des couples nécessaires pour récupérer les mouvement de la cheville dans le plan frontal, axes \vec{u} et \vec{w} , (pronation /supination) (figure 9) et dans le plan sagittal, axes \vec{v} et \vec{w} , (flexion dorsal/flexion plantaire) (figure 10) ou dans les deux plans en même temps selon les figures 8 et 11. On remarque bien que l'application d'un mouvement de rotation autour d'un axe engendre une variation importante du couple, limité entre une valeur maximale et la valeur 0 N.m. Ce couple est nécessaire pour récupérer les amplitudes angulaires de la cheville (figure 9 et 10). Par contre l'absence d'un mouvement nécessite un couple, qui varie faiblement autour d'une valeur optimale, pour garder la cheville en position d'équilibre. Si on cherche à récupérer une amplitude angulaire maximale de la cheville cela demande une augmentation du couple fourni par la plateforme mobile (figures 8 et 11). Les forces appliquées au centre de la cheville (figure 12) ont de valeurs faibles sauf la composante portée par l'axe vertical sous l'effet du poids.

En conclusion, la présence ou l'absence d'un mouvement de rotation au niveau de la plateforme mobile, assure la récupération de la stabilité de la cheville puisque les muscles, permettant la commande de cette articulation, seront sollicitées par les couples produits par la plateforme.

4 Conclusion

Le travail présenté dans ce papier consiste à développer un outil de simulation qui nous permet de contrôler la dynamique du membre inférieur à la phase de la proprioception pour la rééducation de la cheville. Le membre ainsi la plateforme de Stewart, construits sous Adams.12, nous permet d'identifier et de simuler la phase de la proprioception pour la rééducation de la cheville. Des résultats sont obtenus en introduisant au niveau de la plateforme mobile des trajectoires décrivant les mouvements appropriés pour la réhabilitation fonctionnelle d'une cheville atteinte par certaines pathologies articulaires.

References

- [1] Corsten M-F, Shah K., Therapeutic stem-cells for cancer treatment: hopes and hurdles in tactical warfare. *The Lancet Oncology*, vol. 9, no. 4, 2008, 376–384.
- [2] Bernard F., Utilisation de l'hypnose en salle de surveillance post interventionnelle, à propos d'un cas. *Douleur et analgésie*, vol. 21, no1, 2008, 37–38.
- [3] Ballaz L., Développement d'un appareil d'auto-rééducation par mobilisation assistée et validation de son intérêt thérapeutique chez des personnes immobilisées en fauteuil, Thèse, Université Rennes 2, 2007.
- [4] <http://www.c-motion.com/products/pointer.htm>
- [5] Eric W., Proposition d'une méthodologie d'analyse du mouvement: application à la marche du sujet hémiplegique, Thèse, Université de Lille 2, 1999.
- [6] Brethes L., Analyse de la marche par vidéo 3D, Rapport de D.E.A, 2002.
- [7] Fusco N., Analyse, modélisation et simulation de la marche pathologique, Thèse, Université Rennes 2, 2008.
- [8] Nelson C., Milan B., Michael B., Joint Motion Control of a Powered Lower Limb Orthosis for Rehabilitation, *International Journal of Automation and Computing*. 3(2006) 271–281.
- [9] <http://www.ulb.ac.be/project/vakhum/>