

Nouvelle machine robotisée à base d'une plateforme à câbles pour la rééducation fonctionnelle

S. BENNOUR^a, L. ROMDHANE^a, J-P. MERLET^b, M. HARSHE^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), 2004Route de Luciole BP93, 06902 SOPHIA ANTIPOLIS (France)

Résumé :

L'analyse de la marche humaine, la mesure du mouvement articulaire et la rééducation fonctionnelle du membre inférieur ont été étudiées récemment. Les machines de rééducation les plus répandues sont des dispositifs mécaniques à un seul degré de liberté se substituant à la rotation principale de l'articulation visée. Dans ce cas, seule la rééducation en chaîne musculaire ouverte est possible.

Dans cet article nous proposons un travail complet allant du contrôle et de l'analyse de la marche jusqu'à la rééducation du membre inférieur. L'intérêt est donc de disposer d'une machine capable de contrôler la marche lors d'un test réalisé sur tapis roulant et de rééduquer le membre inférieur. Notre dispositif proposé se base sur l'utilisation d'un robot parallèle à câbles. Le contrôle est assuré à l'aide d'un système de mesure à base des capteurs à câbles passifs et la rééducation sera réalisée à l'aide d'un dispositif cinématique attachée à des câbles actifs commandés par des actionneurs linéaires.

Abstract :

The analyses of human walk, the measurement of the articular movement and functional rehabilitation of lower limb have been studied recently. The most widespread machines of rehabilitation are mechanical devices with only one degree of freedom which will replace the principal rotation of the articulation concerned. In this case, only open muscular chain of rehabilitation is possible.

In this paper we propose a complete job, from control and gait analysis to the rehabilitation of lower limb. The interest is thus to have a machine able to control walk during a test on a treadmill and rehabilitate the lower limb. Our device proposed is based on the use of a parallel robot with cables. Control is ensured using a system of measurement base of the sensors passive cables and rehabilitation will be carried out using a kinematic device attached to active cables ordered by linear actuators.

Mots clefs : biomécanique, rééducation fonctionnelle, robot parallèle à câbles, modélisation.

1 Introduction

Ces dernières années, l'assistance aux techniques de rééducation fonctionnelle a fait l'objet de nombreuses études [1][2]. En effet, un grand nombre de machines de rééducation et/ou d'assistance aux mouvements ont été conçues. Ces dispositifs ont été développés afin de répondre à des besoins spécifiques exprimés par les médecins rééducateurs. Ils peuvent être présentés selon trois catégories : les systèmes d'aides aux mouvements de la vie quotidienne [3], les systèmes permettant un réapprentissage des fonctions motrices [1][2][4] et les systèmes dévolus au renforcement musculaire [5]. Les machines de rééducations en chaîne musculaire ouverte (CMO) sont largement utilisées en milieu clinique car elles permettent un renforcement musculaire rapide. Cependant, elles provoquent des contraintes au niveau du complexe ligamentaire (ligaments croisés antérieurs) et peuvent également engendrer des douleurs importantes (essentiellement rotuliennes) lors d'une utilisation intensive [6]. De plus, cette technique crée, lors d'une utilisation prolongée, un déséquilibre dû à une mise en tension musculaire asymétrique du complexe articulaire ciblé. La rééducation en chaîne musculaire fermée (CMF) fait, quant à elle, l'objet d'attentions particulières pour son

aptitude à stabiliser les articulations tout en assurant des exercices proches de ceux utilisés dans la vie courante (marche, lever de chaise etc...). Ainsi, l'ensemble des muscles contribue à la mise en mouvement de l'articulation. La mise en tension se fait donc de manière symétrique et contribue à l'augmentation de la stabilité articulaire [7]. Notons que le bénéfice de la rééducation en CMF est obtenu, à l'inverse de la rééducation en CMO, pour une durée relativement longue. Pratiquement, pour qu'un mouvement de rééducation du membre inférieur soit considéré comme un exercice en CMF, ses deux extrémités doivent être fixées ou suffisamment résistantes [8]. Il est possible de considérer que les deux articulations extrêmes du membre inférieur sont la hanche et la liaison du pied sur un support. Afin de réaliser cette contrainte, le choix effectué du mécanisme de la machine suppose que la hanche est fixe par rapport au bâti et que le mouvement est engendré par un support mobile sur lequel repose le pied.

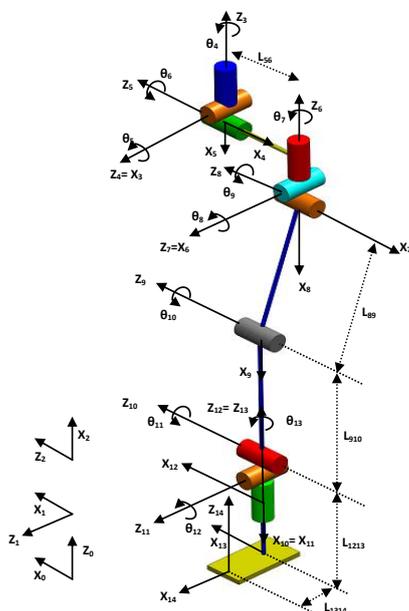
L'objectif de ce travail est donc de développer une machine de rééducation des membres inférieurs permettant de réaliser des exercices en CMF. Pour que notre dispositif puisse réaliser ce type d'exercices, sa structure cinématique doit satisfaire certaines contraintes. La finalité de ce travail est donc de fournir aux thérapeutes un dispositif expérimental complet à base d'un robot à câbles capable de contrôler (câbles passifs) et de rééduquer (câbles actifs) les mouvements réalisés par le membre supérieur.

La modélisation d'un robot à câbles et celle du membre inférieur, sont décrites dans la Section II. La Section III est réservée pour la conception de la machine à base d'un robot à câbles pour la rééducation fonctionnelle du membre inférieur. La simulation et les résultats obtenus par la machine proposée sont présentés dans la section IV, la Section V, est consacré pour décrire notre dispositif expérimental pour l'analyse de la marche humaine et la rééducation fonctionnelle du membre inférieur.

2 Modélisation

2.1 Modélisation du membre inférieur

Le modèle du membre inférieur comporte 3 articulations. Ils se distribuent de la manière suivante : cheville 3ddl, genou 1 ddl et hanche 3ddl [9] (Voir figure 1). Le paramétrage de D-H pour la robotique est celui appliqué pour notre modèle.



i	θ_i	d_i	a_i	α_i
1	0	d_1	0	$-\pi/2$
2	$-\pi/2$	d_2	0	$-\pi/2$
3	$-\pi/2$	d_3	0	$-\pi/2$
4	$\theta_4 + \pi/2$	0	0	$\pi/2$
5	$\theta_5 + \pi/2$	0	0	$\pi/2$
6	$\theta_6 + \pi/2$	$-L_{56}$	0	$-\pi/2$
7	$\theta_7 + \pi/2$	0	0	$\pi/2$
8	$\theta_8 + \pi/2$	0	0	$\pi/2$
9	θ_9	0	L_{89}	0
10	θ_{10}	0	L_{910}	0
11	θ_{11}	0	0	$-\pi/2$
12	$\theta_{12} + \pi/2$	0	0	$\pi/2$
13	θ_{13}	$-L_{1213}$	0	0
14	$-\pi/2$	0	L_{1314}	0

FIG. 1 – Paramétrage du membre inférieur

Pendant nos simulations seules les variables articulaires θ_9 , θ_{10} et $(\theta_{11}, \theta_{12}, \theta_{13})$, respectivement, les variations angulaires de la hanche du genou et de la cheville qui seront commandées.

2.2 Modélisation du robot à câbles

Pour un robot (figure 2) composés de « n » câbles reliant sa structure à une plateforme mobile se déplaçant dans « m » degrés de libertés (ddl), son problème géométrique inverse consiste à déterminer les

longueurs de câbles (vecteur \mathbf{q}_i à « n » éléments) à partir du vecteur \mathbf{x} à « m » éléments décrivant la pose de la plateforme. La commande des poulies sur lesquelles s'enroulent ces câbles permet de contrôler la pose de la plateforme mobile. La pose est un vecteur \mathbf{x} décrivant en entier les degrés de liberté d'une plateforme, la position d'un de ses points et/ou son orientation, selon le type de mouvement permis. La cinématique de ces robots est bien connue si les câbles sont considérés comme rigides car elles se rassemblent à celles de la plateforme de Gough-Stewart [10].

La notation suivante, illustrée dans la figure 2, est utilisée pour décrire la cinématique :

- R_0 est le repère fixe, R_G est le repère associé à la plateforme
- ${}^G\mathbf{b}_i$ est la position du point d'attache du câble i sur la plateforme, exprimée dans R_G
- \mathbf{a}_i est la position du point d'attache du câble i à la sortie de la poulie fixe exprimée dans R_0
- ${}^0\mathbf{T}_G$ est la transformation entre le repère R_0 et le repère R_G

$${}^0\mathbf{T}_G = \begin{bmatrix} {}^0\mathbf{H}_G & \mathbf{p}_G \\ \mathbf{0}_3^T & 1 \end{bmatrix} \quad (1)$$

${}^0\mathbf{H}_G$ est la matrice de rotation entre R_0 et R_G , et \mathbf{p}_G est la position de la plateforme, soit le vecteur reliant l'origine de R_0 à celle de R_G .

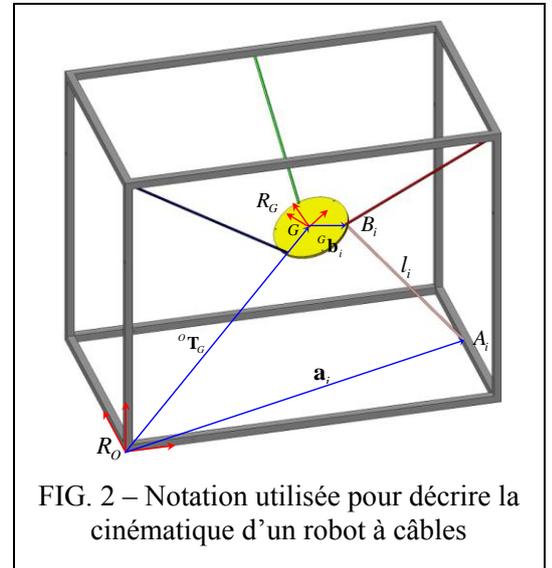


FIG. 2 – Notation utilisée pour décrire la cinématique d'un robot à câbles

Le point d'attache du câble i sur la plateforme, est exprimé dans le repère fixe par: $\mathbf{b}_i = \mathbf{p}_G + {}^0\mathbf{H}_G \cdot {}^G\mathbf{b}_i$ (2)

Le vecteur \mathbf{q}_i le long d'une liaison rigide relie les points d'attache : $\mathbf{q}_i = \mathbf{b}_i - \mathbf{a}_i$ (3)

Le problème géométrique inverse consiste à déterminer l_i , le module du vecteur \mathbf{q}_i , qui correspond à la distance entre les points d'attaches A_i et B_i : $l_i = \sqrt{\mathbf{q}_i^T \cdot \mathbf{q}_i}$ (4)

3 Conception de la machine de rééducation

Notre machine proposée pour la rééducation des membres inférieurs en chaîne musculaire fermée constitue un système robotisé. Ainsi, la machine comporte un support mobile commandé par des câbles. Le dispositif de la machine est présenté aux figures 3 et 4. La structure cinématique à trois degrés de liberté permet de solliciter des groupes musculaires spécifiques et confère à la machine son originalité, vis-à-vis des dispositifs existants.

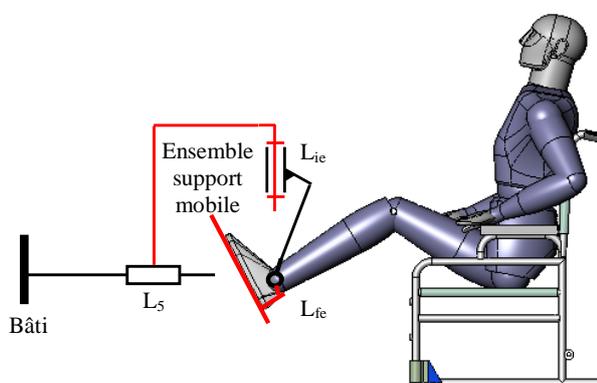


FIG. 3 – Concept cinématique du support mobile de la machine attaché au pied

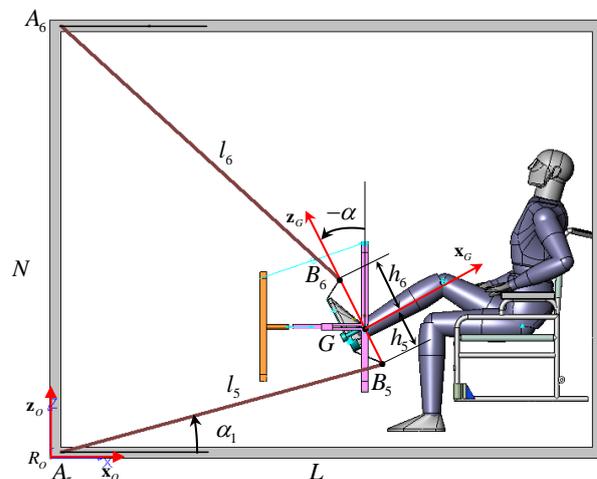


FIG. 4 – Schéma du robot (Plan sagittal)

Compte tenu de la cinématique présentée (figures 3 et 4), seul la rotation inversion/éversion du pied (représentée par la liaison Lie autour de l'axe z_o repérée par la variable $\theta(t)$) figure (5a), la rotation flexion dorsale/plantaire L_{fe} (autour de l'axe y_G repérée par la variable $\alpha(t)$) figure (5b), et le mouvement de translation du support mobile (représenté par la liaison L_5 suivant l'axe x_o et repéré par la variable $x_G(t)$) figure (5c), suffisent pour solliciter la majeure partie des articulations et des groupes musculaires du membre inférieur.

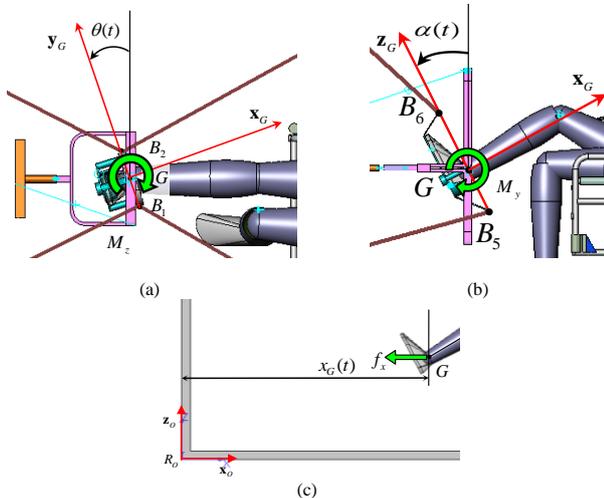


FIG. 5 – Mouvements réalisés par le support mobile de la machine

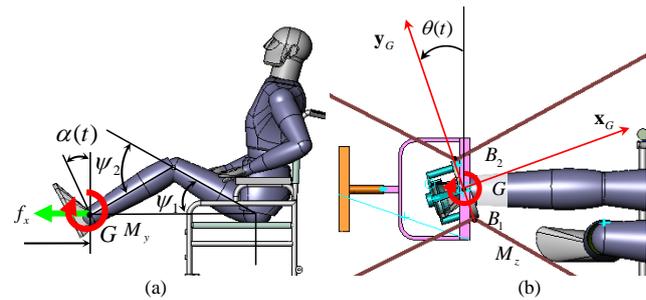


FIG. 6 – Mouvements articulaires à réduire par la machine

En terme de rééducation, la translation L_5 engendre la flexion extension du membre inférieur, c'est-à-dire les mouvements de flexion/extension de la hanche (ψ_1) et du genou (ψ_2) (figure (6a)). La flexion dorsale/plantaire de la cheville (α) est assurée par la rotation L_{fe} du support mobile (figure (5a)). De plus, la rotation L_{ie} du support mobile permet le mouvement d'inversion/éversion de la cheville (θ) (figure (6b)). Ainsi, la réalisation d'un mouvement complexe en CMF engendré par les liaisons L_5 , L_{fe} et L_{ie} rendent possible la mise en tension, de manière sélective, d'une zone musculaire bien précise. La rééducation ou le renforcement musculaire peut ainsi être pratiqué de façon spécifique au cours d'un mouvement ciblé.

4 Simulation et résultats

4.1 Entrées de la simulation

Pour notre test de simulation on commande les variables $x_G(t)$, $\alpha(t)$ et $\theta(t)$ selon les courbes suivantes :

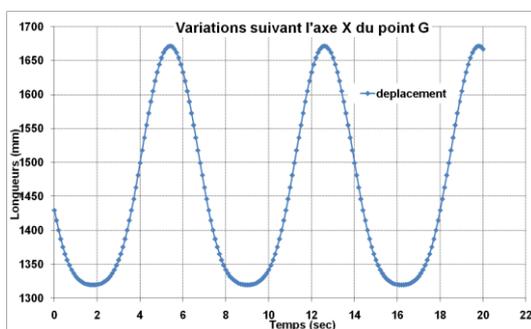


FIG. 7 – Variation de la position du point G de la plateforme mobile suivant l'axe X (x_G)

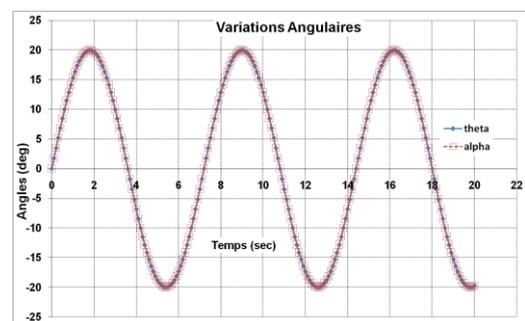


FIG. 8 – Variations angulaires de l'angle α et de l'angle θ

4.2 Résultats

Comme résultats, on a récupéré les variations des longueurs des câbles pour la machine (figure 9), et pour le patient on obtient les variations articulaires de la cheville, genou et hanche. (Figures 10 et 11)

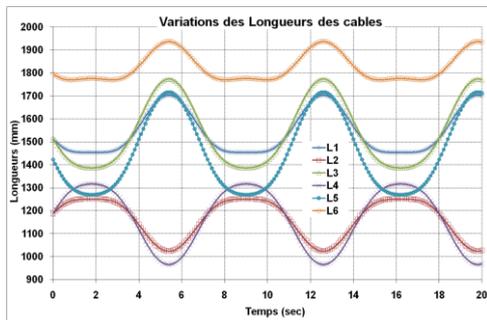


FIG. 9 – Variations des longueurs des câbles durée t=20 sec

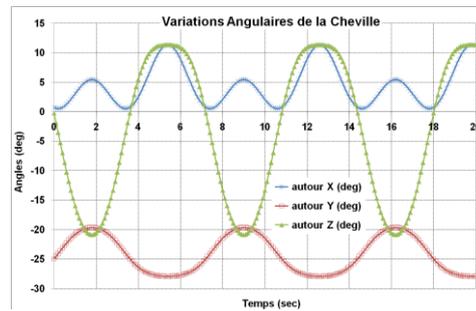


FIG. 10 – Variations angulaires au niveau de la cheville

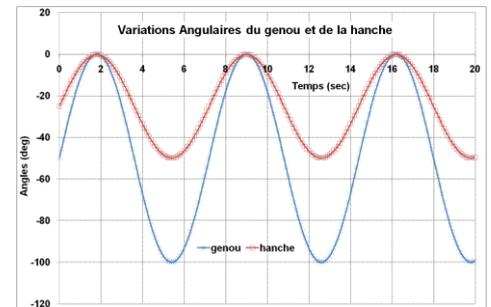


FIG. 11 – Variations angulaires au niveau du genou et de la hanche

4.3 Discussion

Les résultats de la modélisation représentent un appui intéressant pour bien planifier les tâches pendant les tests. Par exemple, les variations des longueurs des câbles obtenues, nous aident à bien choisir les meilleurs endroits d'emplacement des moteurs pour un test de rééducation. Encore les mesures obtenues expérimentalement peuvent être injecté dans le modèle pour simuler et analyser les mouvements réalisés par un patient. Pour qu'on arrive à implanter cette idée, nous avons disposé un band d'essai expérimental complet, destiné pour le contrôle de la marche et la rééducation fonctionnelle du membre inférieur.

5 Dispositif expérimental préliminaire

Notre travail expérimental consiste à réaliser un dispositif complet allant du contrôle de la marche humaine en passant par son analyse en finalisant par la rééducation fonctionnelle. Actuellement nous sommes arrivés à réaliser une maquette expérimentale pour le contrôle de la marche. Notre approche pour mesurer les mouvements articulaires consiste à mettre en œuvre un ensemble de capteurs attachés au membre inférieur du patient. Deux colliers ajustables sont fixés sur la jambe du patient (figure 12). Ces colliers sont constitués des plaques reliées par des charnières, et une sangle élastique réglable pour tenir les caractéristiques physiologiques des patients. Des marqueurs réfléchissants pour le système de capture de mouvement optique, des accéléromètres, des points d'attache pour les câbles des systèmes passifs (pour le contrôle de la marche) et actifs (conçus pour la rééducation), et les capteurs de force sont situés sur ces colliers.

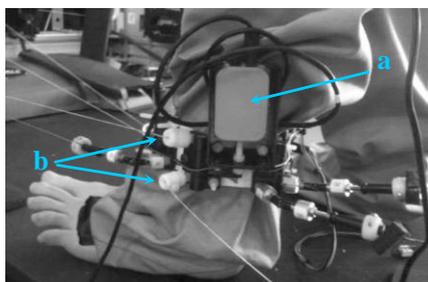


FIG. 12 – Collier attaché au tibia : (a) Emplacement d'un accéléromètre, (b) Câbles passifs et actifs et leurs points d'attaches sur le collier

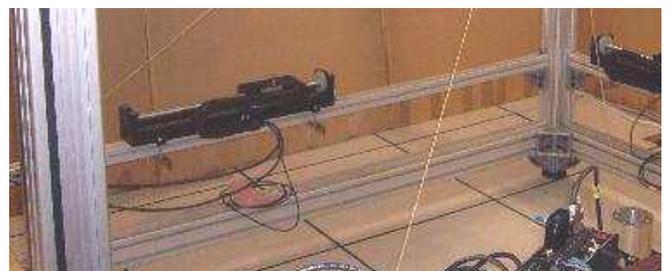


FIG. 13 – Actionneur linéaire : Commande des câbles actifs

Le robot utilisé pour nos tests, est un manipulateur parallèle, MARIONET développé à l'INRIA, [11] entraîné par 7 câbles actifs (conçus pour la rééducation). Les deux colliers placés sur la jambe du patient, présentent l'effecteur du robot. Les câbles actifs sont connectés à des actionneurs linéaires (Copley Motion type M 2506) grâce à un système de poulie (figure 13). Le dispositif expérimental complet, est représenté par les figures 14 et 15.

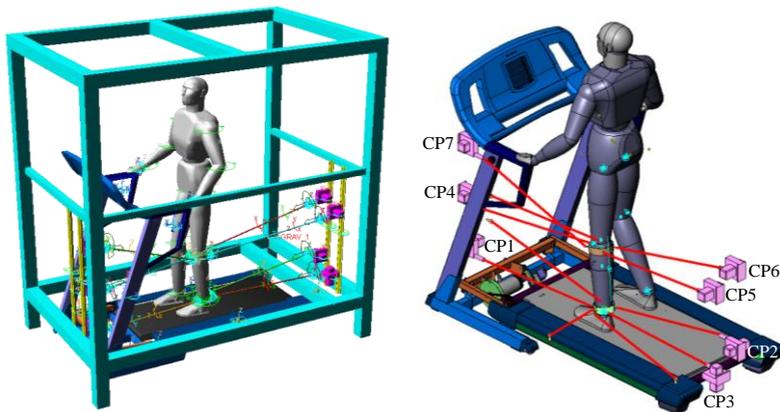


FIG. 14 – Modélisation 3D du dispositif de contrôle et d'analyse de la marche humaine : Structure du robot Marionet, Système de mesure à base des capteurs à câbles passifs

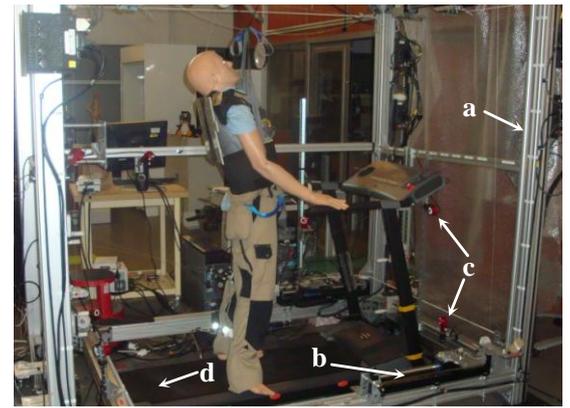


FIG. 15 – Dispositif expérimental : (a) Structure du robot Marionet, (b) Actionneurs pour la Marionet (câbles actifs), (c) Caméras pour capture de mouvement optique, (d) Tapis roulant

6 Conclusion

Nous sommes arrivés, dans ce papier, à mettre en place une conception d'une nouvelle machine pour la rééducation fonctionnelle du membre inférieur. Ce dispositif représente des points importants puisqu'il est capable de contrôler la marche humaine réalisée sur un tapis roulant et de rééduquer en même temps le membre inférieur en CMF. Pour implanter cet idée, un manipulateur de type robot parallèle à câbles, instrumenté par des capteurs, est utilisé pour contrôler et analyser la marche à l'aides des câbles passifs attachés au membre inférieur. Encore, nous avons la possibilité d'injecter les mesures obtenues expérimentalement dans un modèle construit pour analyser la qualité du mouvement réalisé par le patient, pour bien définir un protocole de la rééducation fonctionnelle.

Finalement, Vu que notre robot à câbles possède une structure cinématique qui peut être adapté de façon simple pour toute application, ça nous amène à concevoir une structure pour la réhabilitation fonctionnelle du membre inférieur, en utilisant les câbles actifs.

References

- [1] Dallaway, J.L., R. D.Jackson, P. H.A. Timmers. "Rehabilitation robotics in europe." IEEE Transaction in Rehabilitation Engineering, vol. 3, n° 1, pp.35-45, 1995.
- [2] Riener, R., M. Frey, M. Bernhardt, T. Nef, G. Colombo. "Human centred rehabilitation robotics." IEEE International Conference in Rehabilitation Robotics, pp.319-324, 2005.
- [3] Enjalbert, M., M. Busnel, J.C. Gabus. "Robotique, domotique et handicap." Rencontres en rééducation, n° 16, édition Masson, 2001.
- [4] Colombo, G., R. Schreier, A. Mayr, H. Plewa, R. Rudiger Rupp. "Novel tilt table with integrated robotic stepping mechanism: Design principles and clinical application." IEEE International Conference on Rehabilitation Robotics, pp. 227-230. 2005.
- [5] Moughamir S. "Conception et développement d'une machine d'entraînement et de rééducation des membres inférieurs." Thèse de doctorat de l'université de Reims Champagne Ardenne, France, 1999.
- [6] Lutz, G.E., R.A. Palmitier, K.N. An. "Comparaison of tibio-fémoral joint forces during open kinetic chain and closed kinetic chain exercices." J. Bone Joint Surg, 75 A, pp. 732-739, 1993.
- [7] Steinkamp. L.A., M.F. Dillingham, M.D. Markel. "Biomechanical consideration in patellofemoral joint rehabilitation." Am. J.Sports Med, vol. 21, n° 3, pp. 438-444, 1993.
- [8] Viel, E., M. Esnault. "Récupération du sportif blessé. De la rééducation en chaîne fermée au stretching en chaîne musculaires." Edition Masson 2003.
- [9] Nelson C., Milan B., Michael B., Joint Motion Control of a Powered Lower Limb Orthosis for Rehabilitation, International Journal of Automation and Computing. pages 271–281, 2006.
- [10] G. Barrette, Analyse des mécanismes parallèles actionnés par câbles, Mémoire de maîtrise, Université Laval, Québec, Canada, 2000.
- [11] J.-P. Merlet. Kinematics of the wire-driven parallel robot marionet using linear actuators. pages 3857 –3862, may. 2008.