



Contrôle du mouvement du membre inférieur humain paralysé sous stimulation électrique

David Guiraud, Philippe Poignet, Pierre-Brice Wieber, Hassan El Makssoud, François Pierrot, Bernard Brogliato, Philippe Fraisse, Etienne Dombre

► To cite this version:

David Guiraud, Philippe Poignet, Pierre-Brice Wieber, Hassan El Makssoud, François Pierrot, et al.. Contrôle du mouvement du membre inférieur humain paralysé sous stimulation électrique. ROBEA 2002 - 2ièmes Journées Bilan du Programme Interdisciplinaire ROBotique et Entités Artificielles, Jan 2002, Toulouse, France. pp.9-15. lirmm-00268635

HAL Id: lirmm-00268635

<https://hal-lirmm.ccsd.cnrs.fr/lirmm-00268635>

Submitted on 10 Mar 2021

HAL is a multi-disciplinary open access archive for the deposit and dissemination of scientific research documents, whether they are published or not. The documents may come from teaching and research institutions in France or abroad, or from public or private research centers.

L'archive ouverte pluridisciplinaire **HAL**, est destinée au dépôt et à la diffusion de documents scientifiques de niveau recherche, publiés ou non, émanant des établissements d'enseignement et de recherche français ou étrangers, des laboratoires publics ou privés.



Distributed under a Creative Commons Attribution 4.0 International License

Contrôle du mouvement du membre inférieur humain paralysé sous stimulation électrique

David Guiraud^{1,2}, Philippe Poignet¹, Pierre-Brice Wieber³, Hassan El Makksoud¹, François Pierrot¹, Bernard Brogliato³, Philippe Fraisse¹, Etienne Dombre¹

¹LIRMM, 161 Rue Ada 34392 Montpellier Cedex 5

²INRIA, UR Sophia Antipolis, 2004 Route des Lucioles, 06902 Sophia Antipolis

³INRIA, UR Rhône Alpes, ZIRST, 655 Avenue de l'Europe, 38330 Montbonnot

Résumé — les progrès récents des technologies de stimulation électrique fonctionnelle implantée permettent une commande progressive, sélective et reproductible du muscle. Il devient dès lors possible de le commander et de simuler son comportement afin d'optimiser la génération et le contrôle du mouvement restreint pour l'étude à la station debout et la marche assistée du paraplégique. Afin d'y parvenir, la première étape consiste à développer les modèles de muscles, et les modèles géométriques et dynamiques de l'ensemble des membres activés. Ce projet a pour ambition de définir, dans le cadre particulier de notre application, un modèle muscle-squelette et les protocoles d'identification associés ainsi que les plates-formes de mesure.

Mots clefs — FES, mouvement humain, modélisation biomécanique, simulation.

I. INTRODUCTION

CETTE étude s'insère dans une thématique générale de recherche : la restauration du mouvement chez le tétra ou paraplégique par stimulation électrique fonctionnelle (FES). La faisabilité est actuellement démontrée grâce à la réussite de deux implantations sur des patients paraplégiques réalisées dans le cadre du projet SUAW (Stand Up And Walk, financement Biomed II communauté européenne). D'autres équipes ont aussi développé des implants avec succès. Néanmoins d'importantes limitations subsistent : i) Les systèmes fonctionnent en boucle ouverte. ii) La mise au point des séquences de stimulation est empirique. iii) L'interface de commande du patient est uniquement constituée de boutons poussoirs, insuffisants pour un contrôle riche de haut niveau.

Afin de pallier ces limitations, plusieurs éléments sont nécessaires : des algorithmes de synthèse de mouvement, une commande en boucle fermée basée sur un nombre minimal de capteurs afin d'éviter le rejet par le patient, et la définition d'une interface patient riche en mode de fonctionnement afin de rendre le pilotage plus performant tout en préservant une approche intuitive. Tous ces éléments reposent sur un travail préliminaire que le présent projet se

propose de mettre en place : la modélisation biomécanique et la modélisation de l'effecteur, ainsi que les protocoles d'identification. Ceci implique la mise en place de deux plate-formes de mesures ayant pour double rôles de servir à l'identification, mais aussi à l'analyse du mouvement généré. Les principales difficultés scientifiques résident dans la complexité du modèle du muscle – effecteur fortement non linéaire, comportement dynamique mal défini – et dans la mise en place fortement contrainte des protocoles d'identification : trajectoires excitantes limitées en amplitude pour la sécurité du patient, accès difficile aux paramètres morphologiques internes sans méthode invasive, complexité de la structure des membres et donc de l'évaluation des paramètres dynamiques. Les résultats du projet seront constitués des deux plate-formes de mesures, mouvement libre et mouvement contraint, de l'ensemble des modèles et des protocoles d'identification. Un simulateur numérique peut en être déduit, et les bases de la synthèse du mouvement, de la commande, et d'un ensemble minimal de capteurs seront proposés ainsi qu'une idée originale d'interface patient.

II. MODELISATION

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 scinder en trois la modélisation d'une part, et de ne retenir que les éléments nécessaires à notre contexte particulier d'utilisation de ces modèles d'autre part. Seuls le modèle géométrique et le modèle de muscle ont fait l'objet de notre étude. La troisième partie, constituant le modèle dynamique, sera discutée dans les perspectives. Notre contexte d'utilisation justifie les simplifications exposées par la suite : i) notre étude est limitée à quelques mouvements : la station debout

équilibrée, la marche quasi-statique, le vélo, et éventuellement la montée et descente d'une marche, ii) le haut du corps n'est pas commandé, iii) un nombre limité de muscle sont activés.

Nous pouvons ainsi réduire le nombre de degré de liberté (ddl) du membre inférieur à ceux qui seront commandés, et à ceux qui de manière passive, jouent un rôle important dans les cas particuliers des mouvements cités. Pour le haut du corps, nous avons choisi de limiter le nombre de ddl à ceux nécessaires pour décrire les différentes postures du haut du corps. Enfin, l'action volontaire du patient reste inconnue tout en pouvant influencer grandement sur le mouvement. En simulation, il faudra donc définir un comportement « standard », par exemple, minimisant les efforts exercés par les bras. Dès lors, on comprend que la simulation n'a pas pour objectif de prévoir le comportement du patient mais plutôt d'évaluer des lois de commande, des trajectoires synthétisées, par rapport à un comportement idéalisé du patient. La simulation garde tout son intérêt dans l'estimation, même imprécise mais réaliste, des performances attendues sur un patient déterminé. Dans le cas de la commande d'une commande référencée modèle, on reste dans le domaine de l'estimation et non dans la prédiction stricte de l'évolution des variables d'états, pour les mêmes raisons. De ce fait, le modèle peut subir des simplifications ayant peu d'incidence sur l'estimation des performances. C'est sur cette base qu'ont été faits tous les choix exposés par la suite.

A. Modèle géométrique

Les hypothèses suivantes ont été admises pour définir notre modèle : i) le corps est considéré comme une association de solides rigides, représentés par des segments, ii) les articulations comportent de une à trois rotations d'axes concourants, et une translation dans le cas particulier de l'épaule.

Ces choix ont été dictés par les considérations du paragraphe précédent et tiennent compte de la précision envisagée des méthodes d'identification que nous pouvons mettre en place. Nous utilisons la représentation de Khalil-Kleinfinger pour décrire le modèle géométrique, et les longueurs des segments constituent les paramètres à identifier. Le bassin sert de référence et de point de départ de l'arborescence. Le modèle comporte finalement 11 articulations, 27 ddl augmentés des 6 nécessaires à la localisation et l'orientation du bassin dans l'espace, et 12 segments. Ils se distribuent de la manière suivante : cheville 3ddl, genou 1 ddl, hanche 3ddl, tronc 3ddl, épaule 4ddl, coude 1ddl.

B. Modèle de muscle

Cette première étape de modélisation de l'effecteur a un

objectif clair [10] : mieux comprendre le fonctionnement neurophysiologique des muscles et des tendons soumis à des stimulations électriques afin de définir un modèle exploitable dans un environnement de simulation (synthèse de mouvement et de commande du système biomécanique) et pour le contrôle et la stabilisation de la dynamique des membres inférieurs avec une gestion de leur fatigue (corrélation entre la dynamique de calcium $[Ca^{++}]$ et la fatigue, ...). L'étude bibliographique fait état essentiellement de trois modèles existants dans la littérature [7], [8], [9]. Le premier modèle [7] est un modèle microscopique basé sur la théorie du filament glissant représentant le phénomène de contraction à l'échelle des ponts d'actine et de myosine. Le second modèle [8] appelé modèle des moments permet de passer de l'échelle du sarcomère à l'échelle du muscle mais il fait l'hypothèse forte que les densités de paire d'actine / myosine attachées suit une loi gaussienne. Ces deux modèles sont des modèles masses / ressorts qui veulent traduire les propriétés de fonctionnement du muscle lors des contractions isométrique ou isotonique. Enfin le modèle proposé dans [9] possède un modèle d'élément contractile commandé. L'entrée « électrique » est vue comme une image de la concentration en Ca^{++} au voisinage du sarcomère, ce qui dans le cas de la stimulation électrique est indispensable. Néanmoins il manque encore dans ce modèle quelques maillons à la chaîne complète pour être pleinement utilisable, notamment dans le contexte de la FES : i) un modèle de la dynamique de calcium et son influence sur le phénomène de fatigue (les modèles de la dynamique de calcium sont extrêmement fins - et complexes - et restent difficilement exploitables pour la simulation ou la commande) ii) le lien entre le stimulus de FES et le courant de dépolarisation qui parcourt la fibre musculaire iii) la définition de l'interaction entre la force développée par le muscle et le couple articulaire résultant sur le squelette (sachant que les solides sont supposés rigides et les articulations sont modélisées de façon simplifiées en négligeant les ddl non prépondérants e.g. le genou ne comporte qu'un seul ddl). Les travaux en cours concernent l'approfondissement de ces trois aspects fondamentaux.

Cette première étude a également servi à la définition d'un cahier des charges pour la réalisation d'une chaise de mesures destinée à l'identification des modèles retenus (voir section III-B).

III. PLATES-FORMES DE MESURE

A. Analyse vidéo 3D du mouvement

L'une des méthodes envisagées pour identifier le modèle géométrique est l'utilisation d'un système de capture de

mouvement 3D basé sur des prises vidéos multi-caméras et détection de marqueurs. Ceci permet par ailleurs d'analyser le mouvement exécuté par le patient. Ces techniques ainsi que le matériel sont disponibles sur le marché et produisent des données relativement précises, ils sont décrits dans [2]. Nous souhaitons disposer d'un système léger, économique, pouvant s'interfacer facilement avec d'autres types de mesures comme les semelles baropodométriques ou encore l'EMG. Enfin, dans notre cas il est nécessaire de piloter de manière synchrone les stimulateurs pour pouvoir analyser complètement les mouvements générés. Nous avons opté pour un système basé sur des caméras numériques grand public et des logiciels de reconstruction 3D utilisant les méthodes de la géométrie épipolaire [1]. Cette dernière présente l'avantage par rapport aux méthodes DLT [3], de faciliter la recherche des marqueurs et leur appariements. La fréquence d'échantillonnage (25Hz entrelacée) et la définition de l'image (720x576 pixels) limite les performances du système par rapport à l'existant mais le mouvement que nous voulons étudié est lent et le volume de mesure restreint. L'objectif est d'évaluer les performances d'un tel système qui présente l'avantage d'une extrême simplicité de mise en œuvre et de portabilité. Nous sommes en effet appelés à nous déplacer dans les centres cliniques où nous pouvons pratiquer les évaluations sur patients encadrés par le personnel médical indispensable dans ce genre d'expérimentation. Le système retenu pour évaluation comporte deux caméras Sony DCR-TRV16, reliées via le bus IEEE1394 au PC portable, et un logiciel d'étalonnage et de reconstruction 3D – géométrie épipolaire – développé par l'université de Cranfield, UK. Les autres éléments de la plate-forme sont en cours d'acquisition, pour les semelles et les EMG, ou en cours de développement pour la commande synchrone des stimulateurs.

B. Chaise de mesures multi-moments

Cette plate-forme vise à étudier le mouvement sous contrainte sur une articulation donnée. Les chaises de mesure disponibles sur le marché ne répondent pas aux besoins car leur plage de mesures, adaptées aux sportifs, la sortie des données et les modes de fonctionnement sont trop limités. Quelques laboratoires ont développé de tels systèmes mais ils ne sont pas disponibles sur le marché. Trois articulations sont concernées par la mesure : la hanche sur 2 ddl, le genou sur 1 ddl, la cheville sur 3 ddl. Trois modes de fonctionnement sont prévus pour une étude la plus complète possible d'une articulation et des muscles utilisés pour la contrôler : i) mode libre non asservi, ii) mode asservi en couple, iii) mode asservi en position / vitesse. Pour la hanche et le genou, chaque ddl est équipé d'un moteur, d'un codeur, et d'un couple mètre. Pour la cheville ce montage s'avère trop complexe et une structure parallèle

est envisagée à la fois pour mesurer couple et position, et pour imposer un couple. L'ensemble sera géré par une carte microcontrôleur identique à celle gérant les stimulateurs afin de simplifier le développement du logiciel. Ainsi, la stimulation pourra être commandée de manière synchrone, ce qui est indispensable pour les protocoles d'identification des paramètres du modèle muscle. Une seule articulation, celle du genou, a été développée et sera testée et validée au cours des prochains mois. Les spécifications pour les autres articulations tiendront compte des résultats obtenus sur cette première réalisation.

IV. IDENTIFICATION

A. Mise en place et validation des protocoles d'identification du modèle géométrique

Le modèle géométrique décrit en II-A comporte 9 longueurs de segments à identifier en tenant compte de la symétrie droite-gauche, 17 sinon. La méthode d'identification est liée à la capture de mouvement et deux méthodes ont été proposées.

La première comporte une étape de détermination sur l'ensemble des images d'un mouvement des centres (pour 2 ou 3 ddl) et axes de rotation (pour 1 ddl) dont on déduit ensuite la longueur de tous les segments sauf le pied et l'avant bras. Dans le protocole d'identification, on peut demander au patient d'effectuer des trajectoires maximisant les déplacements autour des centres de rotation afin de diminuer les erreurs induites par des mouvements de faibles amplitudes. Cette méthode nécessite de définir un repère – à l'aide d'un triangle équilatéral de marqueurs – sur chaque segment. Ensuite le calcul des centres se fait en supposant que la trajectoire décrite par les marqueurs du segment $i+1$ dans le repère i sont sur des sphères dont le centre est le centre de rotation. Il est déterminé par des calculs de géométrie simples ([4], [6]) mais d'autant plus sensibles aux incertitudes de mesures que le mouvement est de faible amplitude. Les longueurs des segments sont alors identifiés sur l'ensemble des images par le calcul de la distance entre deux centres de rotation successifs. La deuxième étape consiste, pour chaque image, à ajuster le modèle géométrique sur les données par des méthodes de minimisation d'erreur [5], les variables étant les coordonnées articulaires, et la fonction à minimiser étant la somme des distances entre centres de rotation calculés et ceux du modèle. Cette approche présente le double avantage de ne pas nécessiter le calcul du modèle géométrique inverse, et de pouvoir trouver une solution même en cas de masquage de marqueurs. Elle garantit intrinsèquement la cohérence du résultat trouvé par rapport aux longueurs de segments.

La deuxième méthode regroupe en une étape l'identification des longueurs et la détermination des coordonnées articulaires en minimisant la somme des distances entre les positions des marqueurs et celles calculées par le modèle géométrique direct ([13]). Cette approche nécessite moins de capteurs et une seule étape et présente comme la précédente l'avantage de garantir une certaine cohérence des résultats et d'éviter le calcul du modèle géométrique inverse. Par contre, la fonction à minimiser est de dimension supérieure et la recherche du minimum plus complexe. Les deux approches sont conjointement développées par l'équipe du LIRMM et l'équipe BIP. Dans les prochains mois, leurs performances en terme de précision, temps de calcul, robustesse au bruit et au perte de marqueur seront validées sur un mannequin. Le système d'acquisition vidéo sera aussi validé et évalué en prenant comme référence la capture de mouvement faite à l'aide d'un système Optotrak.

B. Mise en place et validation des protocoles d'identification du modèle muscle

Une des principales caractéristiques des patients paraplégiques est leur résistance extrêmement limitée, à ce jour, à la fatigue. D'où la difficulté de définir des protocoles d'identification et de choisir des trajectoires suffisamment excitantes pour estimer les paramètres de modèles - essentiellement - non linéaires. Le problème de l'identification se pose également en terme de capteurs et d'observabilité. Le nombre de capteurs est forcément limité (si le patient a choisi d'être implanté, en aucun cas il ne souhaite être embarrassé par du câblage externe) et leur choix est restreint. L'objectif est ainsi d'être capable de mettre en place un premier protocole d'identification hors-ligne et ensuite d'extrapoler ce protocole vers une procédure d'identification légère qui nous permettrait ensuite de mettre à jour nos modèles au cours de la rééducation du patient et en fonction de l'évolution de leur capacité musculaire. Actuellement, sur la base des modèles établis en section II-B, nous prévoyons une campagne de mesures avec la chaise (section III-B) sur l'articulation du genou pour le début de l'année 2003 avec les patients implantés.

V. PERSPECTIVES

A. Modèle dynamique

Le modèle géométrique du squelette humain élaboré dans la section II constitue une chaîne cinématique ouverte et arborescente de solides rigides articulés entre eux par des liaisons glissières et rotules. Les outils habituels de calcul formel pour la robotique sont alors en mesure de générer le modèle dynamique correspondant sous forme Lagrangienne ([12]).

Cette structure articulée n'est attachée à aucune base fixe, c'est-à-dire qu'aux 27 ddl permettant de décrire sa configuration interne, il est nécessaire d'ajouter 6 ddl supplémentaires rendant compte de sa position et de son orientation dans l'espace. Ceci est réalisé dans notre cas en rajoutant 3 liaisons glissières et 3 liaisons rotules entre un repère fixe quelconque et le bassin du squelette. Dans ce cadre, l'action des muscles sur le squelette sera décrite par un vecteur de couples articulaires issu du modèle muscle.

Il faut ensuite caractériser les interactions de la chaîne cinématique avec son environnement. L'accroche des mains du patient sur le déambulateur peut être représentée par une série de relations bilatérales simples. Tandis que le contact avec le sol implique de prendre en compte des contraintes de non-pénétration dans le sol, associées à l'effet du frottement à chaque point de contact, ce qui se traduit par leur adhérence au sol ou par d'éventuels et indésirables glissements. Ces différentes interactions génèrent alors des forces sur le squelette de la forme $F=J(q)^T \lambda$. Il est à noter que nous n'envisageons aucune compliance du contact entre la chaîne cinématique et le sol : il s'agit ici d'une interaction entre solides strictement rigides, ce qui peut sembler éloigné de la réalité de la structure biomécanique du pied humain, voire ce qui peut être source de complications théoriques et numériques ([11]), mais ça n'est à ce jour qu'à ce prix qu'il est possible de développer une approche satisfaisante du problème de l'équilibre postural et de la stabilité de la marche ([12]).

B. Simulation

Dans ce modèle dynamique, les équations de Lagrange et celles issues du modèle de muscle conduisent à une équation différentielle dont le traitement numérique reste classique, mais les interactions avec l'environnement - contacts bilatéraux et unilatéraux - ajoutent une composante non-régulière qui nécessite un traitement numérique spécifique. Nous disposons actuellement d'un simulateur de tels systèmes dynamiques non-réguliers basé sur la détection des événements -impacts, décollages - et leur gestion au cas par cas, mais qui ne permet pas de prendre en compte correctement d'éventuels glissements.

Une évolution de cet outil de simulation est attendue qui devrait permettre une gestion bien plus complète et efficace de ces non-régularités en adoptant des schémas d'intégration spécifiques, dits de *time-stepping* ([11]), mais ceux-ci nécessiteront un effort de développement conséquent.

En attendant cette évolution majeure, l'intégration du modèle de muscles ainsi que d'un comportement standard du haut du corps sera une première étape qui devrait être complétée début 2003.

C. Déambulateur instrumenté

La prochaine étape précédant le contrôle en boucle fermée du mouvement est l'utilisation d'un déambulateur équipé de capteurs en efforts 6 axes et de codeurs sur les roues. Le déambulateur actuel comporte 4 boutons poussoir, et le nouveau système offrira une interface analogique riche. Trois niveaux d'action sont prévues fonction des informations délivrées par ces capteurs : i) au niveau « utilisateur », le patient commande la vitesse du mouvement dans l'espace cartésien, afin qu'il puisse ajuster plus finement l'exécution de la tâche. Ce mode nécessite le modèle cinématique inverse, ii) au niveau « apprentissage », le patient pilote la vitesse du mouvement en coordonnées articulaires. Ce mode est envisagée pour définir des mouvements complexes comme la montée ou la descente d'une marche, iii) au niveau « expérimental », le patient définit la force générée par le muscle. Ce niveau est prévu pour valider et affiner le modèle muscle.

Dans les trois cas le modèle muscle et le modèle dynamique sont nécessaires.

D. Conclusion

A l'issue de cette première année, une étude bibliographique relativement large nous a permis de définir les modèles sur lesquels nous allons travailler. Dans le même temps, une première série de spécifications concernant les plates-formes de mesure, a été établie et seront validée dans les prochains mois, avec des tests comparatifs de plusieurs options dans certains cas. Les premiers tests d'identification sur patients devraient intervenir au premier semestre 2003. La première phase du projet, plus théorique et bibliographique sur la modélisation est maintenant presque achevée et nous pouvons enchaîner sur une phase plus expérimentale. Les premières expériences auront pour but d'évaluer les performances de nos modèles, les protocoles d'identification, et de comprendre et corriger les éventuelles faiblesses de la modélisation.

REMERCIEMENTS

Merci aux étudiants qui nous ont aidés dans les développements théoriques et techniques : Ludovic Brethes, en stage de DEA sur la capture de mouvement 3D et l'identification du modèle géométrique, Cédric Breton en stage IUP mécanique pour le dessin de la chaise, et Matthieu Guilbert en stage d'ingénieur sur l'étude des algorithmes d'ajustement des modèles géométriques sur les données 3D.

BIBLIOGRAPHIE

- [1] Radu Horaud, Vision 3D Projective, affine et euclidienne, MOVI, INRIA Rhône-Alpes, Janvier 2000, cours sur [ftp://ftp.inrialpes.fr/pub/movi/cours](http://ftp.inrialpes.fr/pub/movi/cours)
- [2] Brethes L., Analyse de la marche par vidéo 3D, Rapport de D.E.A., Juillet 2002.
- [3] Hynek Bakstein, A Complete DLT-Based Camera Calibration With a Virtual 3D Calibration Object, Faculty of Mathematics and Physics, Charles University, Prague, 1999.
- [4] Halvorsen K., Lesser M., Lundberg A., A new method for estimating the axis of rotation and the center of rotation, Journal of Biomechanics 32 1221-1227, 1999.
- [5] Herda L., Fua P., Plänters R., Boulic R., Thalmann D., Using Skeleton-Based Tracking to Increase the Reliability of Optical Motion Capture, Computer Graphics Lab (LIG), Swiss Federal Institute of Technology CH-1015 Lausanne, Switzerland.
- [6] Sahan S. Hiniduma Udugama Gamage, Lasenby J., New least squares solutions for estimating the average centre of rotation and the axis of rotation, Journal of Biomechanics 35 87-93, 2002.
- [7] Huxley A.F., Muscle structure and theory of contraction, Progress in biophysics and biological chemistry, vol. 7, chapter 6, Pergamon Press, 1957.
- [8] Zahalak G.I., A distribution moment approximation for kinetic theories of muscular contraction, Mathematical Biosciences, (114) pp. 55-89, 1981.
- [9] Bestel J., Modèle différentiel de la contraction musculaire contrôlée, Ph.D, Université Paris IX Dauphine, Décembre 2000.
- [10] El Makssoud H., Modèle de muscle pour BIP paraplégique, Rapport de D.E.A., Juillet 2002.
- [11] Wieber P.B., Modélisation et commande d'un robot marcheur anthropomorphe, Ecole de sMines de Paris, 2000.
- [12] Brogliato B., Nonsmooth impact mechanics, Springer Verlag, 1996.
- [13] Guilbert M., Intégration logicielle en vue d'une expérimentation en réalité virtuelle autour de la marche humaine, rapport de stage Mines de Douai, 2002.