



HAL
open science

Outils Théoriques de l'Automatique au Service de la Modélisation et de la Commande du Système Sensori-Moteur Humain

David Guiraud

► **To cite this version:**

David Guiraud. Outils Théoriques de l'Automatique au Service de la Modélisation et de la Commande du Système Sensori-Moteur Humain. JNRR 2005 - 5e Journées Nationales de la Recherche en Robotique, Oct 2005, Guidel, France. lirmm-00090276

HAL Id: lirmm-00090276

<https://hal-lirmm.ccsd.cnrs.fr/lirmm-00090276>

Submitted on 26 Feb 2023

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.

Outils théoriques de l'automatique au service de la modélisation et de la commande du système sensori-moteur humain

Guiraud David¹

¹INRIA, UR Sophia Antipolis
Université Montpellier II
CNRS

LIRMM, 161 Rue Ada 34392 Montpellier Cedex 5
David.Guiraud@lirimm.fr

Résumé

Les déficiences sensorielles ou motrices sont souvent liées à une déficience du système nerveux les contrôlant lorsqu'il ne s'agit pas de myopathie. Par exemple, la rupture de la moelle épinière génère une paraplégie. Les solutions biologiques tardent à voir le jour car le système nerveux est incapable de se régénérer naturellement ; il faut des thérapies spécifiques pour y parvenir et les résultats sur l'homme sont encore insuffisants. L'autre voie consiste à activer les structures neurales motrices (pour générer du mouvement ou le contrôler) ou sensorielles (pour restaurer une sensation ou supprimer une douleur), mais cela demande une technologie très pointue que peu de laboratoires et d'industriels sont capables de développer. D'un point de vue théorique, les outils de l'automatique sont au centre des besoins de ces recherches mais ils sont la plupart du temps utilisés dans un contexte où les hypothèses classiques d'application ne sont pas respectées de sorte que leur maniement devient parfois extrêmement délicat. Cet article propose un panorama sur les solutions existantes ou à venir et une discussion sur les perspectives.

Mots Clef

Mouvement humain, muscle, stimulation électrique fonctionnelle, déficience motrice, sensorielle, biomécanique.

1 Introduction

De manière très synthétique, le système sensori moteur est composé des mêmes éléments qu'un robot : i) des actionneurs que sont les muscles dans le cas du mouvement, ii) des capteurs très variés et nombreux comme par exemple les fuseaux neuromusculaires ou les organes de Golgi qui renseignent sur l'état du muscle (capteurs sensibles à l'effort et à l'étirement), la vision, iii) une unité de traitement et de transport de l'information, essentiellement le système nerveux. On rencontre quasiment tous les modes de fonctionnement connus en robotique, de la commande en boucle ouverte,

à la commande en boucle fermée réflexe ou la « téléopération » plus connue sous le nom d'action volontaire. Si la hiérarchie et la structure de cet ensemble commencent à être bien décrites et comprises, l'algorithmique sous jacente, aussi bien au niveau du traitement du signal provenant des capteurs, que des stratégies de contrôle au sens schéma de commande est peu ou pas connu. Par exemple, dans le cas du mouvement, si les mécanismes de maintien de la posture et de l'équilibre sont relativement bien décrits, les détails du schéma de commande et sa mise en équation sont encore inconnus. Comme souvent dans le domaine du vivant, ce sont les déficiences de parties du système qui mettent en évidence certains mécanismes. Mais même dans ce cas, il est parfois difficile d'extraire des observations objectives et définitives. Par exemple, chez les blessés médullaires, les muscles sous lésionnels restent actifs, et la commande est ainsi physiquement séparée en deux. On met en évidence une répartition des fonctions motrices entre ce qui est intégré au niveau du cerveau, et ce qui reste local au niveau de la moelle épinière. Malgré tout, nombre de questions restent ouvertes comme l'existence et la localisation des centres générateurs de rythme – pour la marche par exemple - qui pourtant ont été identifiés chez plusieurs espèces animales. Cela montre aussi que l'extrapolation de l'animal, même très proche, vers l'homme n'est pas toujours possible.

On comprend alors que la première tâche dévolue à tout projet qui tente de comprendre le système sensori moteur, à savoir la modélisation de celui-ci, est délicate et constitue un axe de recherche spécifique. La tendance pousse les équipes à baser les modèles sur des réalités physiologiques afin d'éviter le plus possible l'approche « boîte noire ». Cette stratégie bien plus difficile présente l'avantage de conduire à une critique fondée des modèles, et à une démarche à la fois quantitative et qualitative sur la description des fonctions. Enfin, elle facilite l'interprétation des résultats des protocoles d'identification, autre point très difficile à résoudre.

De même, la restauration artificielle de fonctions via l'activation contrôlée de structures neurales et l'observation de leur activité au travers de schémas de commande, est un sujet en pleine effervescence qui a

pour double objectif non seulement de rétablir des fonctions dans un but thérapeutique, mais aussi d'essayer de comprendre les mécanismes naturels mis en jeu. La maturité dans ce domaine est nettement moins grande que dans celui de la modélisation et le « bio mimétisme » fait son entrée timidement surtout en ce qui concerne l'architecture de la commande. Les algorithmes quant à eux sont souvent issus de l'automatique, englobant néanmoins de nombreuses approches comme les commandes basées modèles, ou les approches optimales. Bien que donnant des résultats satisfaisants, elles ne répondent pas aux questions sur ce que fait vraiment le système naturel.

Enfin, la dernière tendance à souligner concerne les neuroprothèses. En effet, les groupes de recherche tendent à s'affranchir, comme dans la modélisation et la commande, du maximum d'éléments artificiels à commencer par les activateurs, exosquelettes par exemple, mais aussi les capteurs, goniomètres, accéléromètres, pour finalement ne conserver que les capteurs et activateurs naturels. L'interface entre vivant artificiel se résume ainsi aux interfaces de mesure et d'activation des structures neurales, et ce à tous les niveaux (système nerveux central et périphérique). Certains envisagent même des interfaces directes avec le cerveau (Direct Brain Interface ou DBI) pour le lien avec la commande volontaire où finalement les neuroprothèses ne serviraient que de relais. Mais c'est pour le moment une pure vue de l'esprit. La restauration de fonctions sensibles seules comme l'ouïe ou la vision, sont des domaines très actifs dont la démarche soulève les mêmes remarques, mais ces axes ne seront pas abordés dans cet article.

Toutes ces recherches font nécessairement appel à de nombreux outils et méthodes de l'automatique et demandent le plus souvent de nouveaux développements théoriques. L'enrichissement réciproque des corpus de connaissances, autrefois totalement disjoints, est aujourd'hui admis et encouragé. Il passe dans un premier temps, par la création d'équipes multidisciplinaires, mais devrait conduire à terme à des filières d'enseignement multidisciplinaires.

2 Principe de la restauration artificielle du mouvement

Comme pour les robots, la partie sous lésionnelle chez les blessés médullaires est gérée de manière artificielle par un contrôleur comportant des entrées capteur et des sorties commande. Atteindre un certain niveau de performance - par exemple gérer l'équilibre ou la fatigue - demande des études théoriques difficiles et reposent sur une validation expérimentale conséquente qui représente le critère ultime de jugement. Tout ceci n'est possible que si l'on peut observer et commander. Si la partie capteur reste pour l'instant traditionnelle et tournée vers des capteurs externes classiques, la partie activation a abandonné depuis quelques décennies les orthèses motorisées au

profit de la stimulation électrique fonctionnelle connue sous l'acronyme FES. Dans le cas de la paraplégie par exemple, la section de la moelle épinière entraîne la perte du contrôle du système nerveux central. Néanmoins, le dernier relais entre le système nerveux central et le muscle se situe dans la moelle épinière au travers des neurones moteurs ou alpha motoneurons. Leurs axones sortent à différents niveaux médullaires correspondant aux groupes musculaires d'autant plus bas que le niveau l'est aussi. Ces axones sont regroupés au sein des nerfs périphériques sans autre intermédiaire jusqu'au muscle. Si ces motoneurons ne sont pas détruits, bien que non commandés par les niveaux supérieurs, il suffit de les activer pour qu'ils provoquent une contraction musculaire. En revanche, les muscles desinnervés, suite à la mort des motoneurons les commandant, sont peu ou pas stimulables mais des recherches actives sont en cours sur ce sujet. Le motoneurone étant dans la moelle épinière il est non seulement difficile d'accès mais en plus mélangé à d'autres populations de neurones aux fonctions motrices et sensibles très diverses. Il est beaucoup plus simple de stimuler le muscle directement en plaçant les électrodes sur l'épimysium ou en intramusculaire. En effet, un courant électrique peut déclencher le mécanisme de contraction du muscle. Ce phénomène est connu depuis plusieurs siècles puisqu'il est possible de le faire de manière externe en positionnant les électrodes en surface, sur la peau, proches de la plaque motrice, c'est-à-dire à l'endroit où les terminaisons nerveuses se connectent au muscle. Bien évidemment la stimulation implantée épimysiale est plus sélective et plus efficace, mais surtout, conditions essentielles pour le contrôle, reproductible et progressive. Un seul projet pour la restauration de mouvements a été mené jusqu'à la commercialisation d'un dispositif implanté : le contrôle de la main chez le tétraplégique, le « Free Hand System ». La chirurgie relativement lourde, les risques infectieux élevés, et l'efficacité aléatoire dans le temps ont cependant conduit à l'échec mais la faisabilité de l'approche a été démontrée. Une solution plus élégante, encore plus efficace en terme énergétique, et offrant de nombreuses options, constitue à stimuler le nerf moteur en amont du muscle et de laisser les potentiels d'action moteur déclencher la contraction. Les axones qui constituent les nerfs sont en effet plus facilement stimulables. Il est aussi possible de placer les électrodes de manière plus proximale et d'ainsi limiter le câblage interne qui va de l'implant vers les électrodes, en utilisant le « câblage » naturel. Les solutions futures proposent des architectures distribuées d'implant communiquant sans fils mais des problèmes technologiques sérieux restent à résoudre en particulier dans la transmission intracorporelle de données et d'énergie.

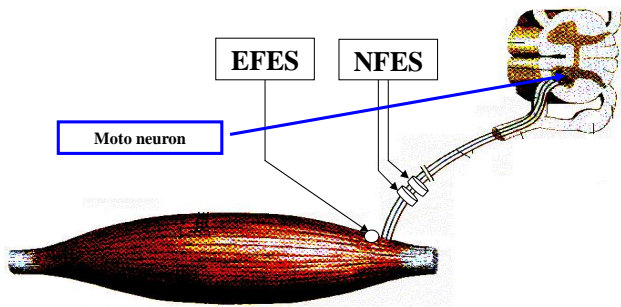


Figure 1 : stimulation implantée neural (NFES) et epimysiale (EFES).

Le muscle est composé de fibres musculaires qui sont soit actives soit passives. A la réception d'un potentiel d'action une fibre se contracte puis se relâche, on parle de « twitch response », réponse impulsionnelle en automatique. La succession de potentiels d'action provoque des réponses musculaires saccadées jusqu'à obtenir la fusion de la fibre appelée tétanos. Cette fréquence de fusion est équivalente à la fréquence de coupure haute du muscle, mais la force continue à augmenter avec la fréquence jusqu'à atteindre une saturation. Un axone issu d'un neurone moteur innerve ainsi plusieurs fibres musculaires qui se contractent ensemble au déclenchement du neurone. Cet ensemble s'appelle unité motrice, c'est le quantum de force du muscle. Selon la fonction du muscle cet élément élémentaire est plus ou moins important, élevé pour les muscles extenseurs du genou, et faible pour des muscles nécessitant de la précision. Dans tous les cas, la force est alors principalement modulée par le nombre d'unité motrice activée, on parle de recrutement. La FES consiste à déclencher des potentiels d'actions moteur en plus ou moins grand nombre en jouant sur les paramètres d'intensité et de largeur d'impulsion car en effet, plus la quantité de charge injectée est élevée, plus les axones profonds sont atteints et donc le recrutement important jusqu'à obtenir l'activation de toutes les fibres nerveuses. Des recherches amont continuent de faire évoluer les neuroprothèses au fur et à mesure que l'électrophysiologie des cellules excitables est mieux connue. Les évolutions actuelles vont vers des formes complexes de stimulus, des électrodes multipolaires, et des sites de stimulation très diversifiés sur pratiquement toutes les parties des systèmes nerveux central et périphérique. Cette vue simplifiée montre comment la FES implantée, en particulier neurale, permet d'envisager de générer et contrôler des mouvements fonctionnels car le muscle devient commandable de manière reproductible.

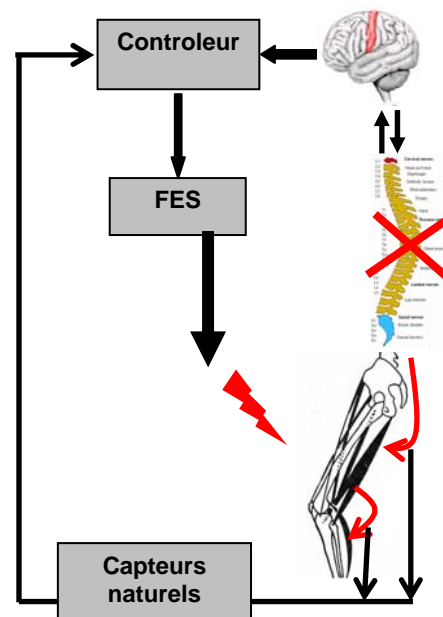


Figure 2 : interaction entre système naturel et système artificiel.

3 Vers une approche automatique

Pendant longtemps, les systèmes de restauration utilisant la FES ont fonctionné en boucle ouverte avec une génération empirique des séquences de stimulation. Méconnaissance des modèles, difficulté d'identification, mise en place lourde et incertaine des capteurs, ont largement contribué à l'absence de toute démarche similaire à ce que l'on fait en robotique. Les systèmes d'activation sont en constante évolution mais les résultats fonctionnels restent limités et une approche plus fine de la commande du mouvement devient nécessaire. L'approche automatique a d'abord tenté de résoudre des problèmes simples et partiels de contrôle utilisant des modèles biomécaniques grossiers et un réglage empirique des paramètres du PID qui gère la position de l'articulation du genou par exemple. Très vite les limites de cette approche ont été atteintes et aucun système ne fonctionne sur ce principe. La base de toute étude sérieuse en automatique repose sur des modèles dont la fidélité à la réalité va conditionner la qualité des résultats théoriques et expérimentaux obtenus. Dans le même temps, le développement de modèles de plus en plus complexes réalise un double objectif : i) décrire et donc comprendre le système étudié, ii) l'analyser d'un point de vue automatique et le simuler numériquement. Nous illustrerons les idées au travers des choix proposés dans notre équipe DEMAR (DEambulation et Mouvement ARTificiel). Les chapitres suivants ne sont pas exhaustifs de tout ce qui peut se faire dans le domaine, mais exposent quelques exemples démonstratifs.

3.1 Modélisation

Un modèle, quelle que soit sa précision, reste un *fac simile* de la réalité. Le compromis se situe entre la précision attendue aux échelles d'espace et de temps de l'étude, et les capacités à identifier, valider, et simuler les modèles. Par ailleurs, il faut veiller à ce que les approximations effectuées sur chaque sous système soient du même ordre de grandeur pour que les compromis fait sur chaque partie soient justifiés les uns par rapport aux autres. Dans le cas de la restauration du mouvement chez les blessés médullaires complets, plusieurs sous systèmes nécessitent une étude particulière dont au moins : i) le squelette, ii) le muscle, iii) les capteurs musculaires, iv) les réseaux neuraux impliqués dans les réflexes. Mais nous nous attarderons sur les deux premiers seulement.

3.1.1 Le squelette

Une articulation comme celle de l'épaule est très difficile à modéliser et ne se limite pas à une description Denavit Hartenberg composée de rotations et translations pures et parfaites. La géométrie même des contacts est non seulement complexe mais variable et difficile à identifier d'une personne à l'autre. La précision de la modélisation est donc liée à l'objet de l'étude. Lorsqu'une articulation est le centre des préoccupations des chercheurs en biomécanique, elle peut être décomposée en de nombreux sous systèmes mécaniques se ramenant à des liaisons simples, où la liaison est décrite au travers d'équations cinématiques *ad hoc*. A l'inverse, lorsqu'il s'agit d'étudier un membre et *a fortiori* le corps entier, seuls les degrés de liberté principaux sont retenus et modélisés grâce à des liaisons simples. La précision des modèles géométriques, puis des modèles dynamiques qui reposent sur eux est suffisante. Les approximations les plus grossières dans ce cas sont celles liées à la colonne vertébrale dont on ne conserve que quelques degrés de liberté permettant de rendre compte des postures principales qu'elle peut prendre. Afin d'appliquer les résultats connus en modélisation géométrique et dynamique des robots, il faut encore supposer que les corps sont rigides et indéformables ce qui n'est pas vrai surtout concernant la deuxième propriété. Malgré tout, dans le cadre des mouvements nécessairement lents générés par la FES, le problème n'est pas sensible. Mais de tels modèles sont probablement totalement impropres à décrire de manière fine le comportement du squelette et de la dynamique du corps entier dans des conditions extrêmes comme peuvent le faire certains sportifs.

Nous avons fait le choix de limiter notre modèle géométrique corps entier aux degrés de liberté nécessaires à la description des postures liées au mouvement que nous étudions. Ces degrés de liberté n'ont pas toujours une réalité biomécanique mais autorisent des cinématiques proches de la réalité. Le problème se pose lorsque des muscles sont attachés à ces degrés de liberté mais dans notre cas, les approximations portent sur les

parties du corps qui sont sous contrôle volontaire du patient et dont l'activation est globalement simulée au travers des évolution de couples articulaires virtuels. En effet, le détail des activations musculaires de cette partie ne nous intéresse pas qui sont de toute manière difficiles à établir. L'autre simplification porte sur l'utilisation exclusive de rotations. Encore une fois, on peut se permettre ce genre d'approximation sur la partie haute puisque le détail de la cinématique ne nous intéresse pas. Sur les membres inférieurs il est nécessaire de garder une bonne fidélité à la réalité biomécanique puisque nous allons ajouter des muscles qui vont actionner ces degrés de liberté. Finalement notre modèle comporte 27 degrés de liberté et les outils de modélisation couramment utilisés en robotique sont directement exploitables puisque l'on respecte les conditions d'application.

3.1.2 Le muscle

Le muscle est l'un des éléments qui diffèrent totalement des activateurs rencontrés en robotique. Bien que certaines approches tentent une approximation au travers d'une réalisation physique de muscles artificiels, muscle de Mac Kibben, on en reste très éloigné et depuis longtemps des études approfondies menées sur le muscle réel sont privilégiées. Il existe trois types de muscles : i) muscle lisse, ii) muscle strié cardiaque, iii) muscle strié squelettique. Nous ne présentons ici que le muscle strié squelettique principal responsable du mouvement. Le besoin de l'automaticien est d'avoir un modèle ayant au moins une entrée de commande et au moins une sortie, la force générée dans ce cas. Le physiologiste souhaite comprendre au travers du modèle l'importance relative des mécanismes de la contraction, leur séquençement, leurs interactions, pour finalement comprendre le muscle et ses déficiences. La seule issue est alors de partir de la description microscopique des phénomènes, essentiellement utile pour le physiologiste, et d'intégrer les équations pour en déduire un comportement macroscopique, essentiellement utile à l'automaticien. Fondé sur la description microscopique d'Huxley et de la théorie des filaments glissants, on parvient à un modèle intégré par la méthode des moments proposée par Zahalac. Ce modèle macroscopique se comporte comme le modèle de Hill-Maxwell et vérifie la plupart les propriétés comportementales connues depuis longtemps. Ce dernier n'avait à l'origine aucun lien avec le modèle microscopique. Mais ces modèles ne possèdent pas d'entrée de commande. Les quelques automaticiens qui ont voulu produire un modèle de muscle ont souvent adopté la méthode boîte noire, où une fonction générique de comportement a été identifiée par des méthodes classiques d'optimisation. Dans ce cas, le modèle n'a aucun sens physiologique et ne décrit souvent qu'un domaine restreint de fonctionnement du muscle.

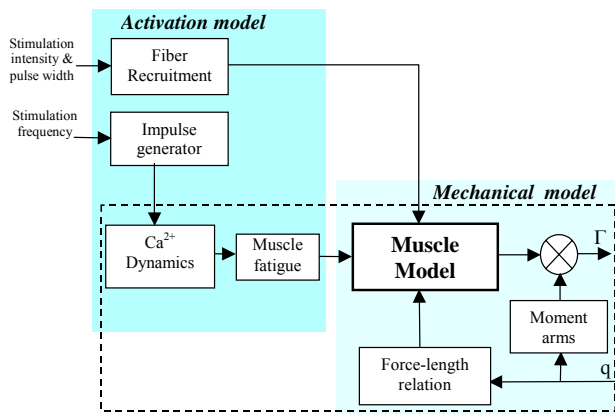


Figure 3 : modèle de muscle squelettique comportant deux blocs : l'activation et le modèle mécanique.

Comme pour la mise en équation d'un phénomène physique on part du phénomène lui-même, il était bien plus facile de partir des modèles ayant un sens physiologique et d'introduire une commande en affinant la description. Le modèle proposé par Bestel et Sorine pour le myocarde a suivi cette règle et nous nous sommes inspiré de leur démarche pour faire de même avec le muscle squelettique. Pour introduire cette commande, ici chimique, Bestel et Sorine l'ont fait au niveau microscopique. A ce niveau il reste possible de lui donner un sens physiologique puisqu'elle se base sur les réactions biochimiques qui régissent la dynamique du Calcium. En intégrant le modèle, l'entrée de commande est conservée, ce qui permet à l'automaticien d'utiliser le modèle macroscopique. Dans le cas du muscle strié squelettique nous avons introduit deux entrées de commande issues d'un modèle d'activation qui reprend la dynamique du Calcium d'une part, bien que différente de celle du myocarde, mais ajoute le recrutement des unités motrices d'autre part. Ces deux commandes u et α se retrouvent naturellement à l'échelle macroscopique.

$$\begin{cases} \dot{k}_c = \left(s_0 \alpha k_0 - s_u k_c + s_v \frac{s_0 \alpha F_0 - s_u F_c}{1 + p k_c - s_v q F_c} q k_c \right) u - s_v \frac{a k_c}{1 + p k_c - s_v q F_c} \dot{\epsilon} \\ \dot{F}_c = \frac{s_0 \alpha F_0 - s_u F_c}{1 + p k_c - s_v q F_c} u + \frac{b k_c - s_v a F_c}{1 + p k_c - s_v q F_c} \dot{\epsilon} \end{cases}$$

Equation 1 : dynamique de la raideur et de la force du muscle strié squelettique.

La mise en équation du muscle est un bon exemple de l'apport réciproque des disciplines. En effet, le modèle fournit la force F_c mais aussi la raideur k_c , variable d'état que l'on ne cherchait pas à contrôler mais qui finalement permet d'essayer de comprendre, au moins en simulation, l'évolution de celle-ci dans des modes de fonctionnement encore mal compris comme par exemple la co-contraction agoniste antagoniste. Stratégie inintéressante d'un point de vue énergétique, la réponse est peut être dans le contrôle de la raideur, hypothèse avancée par certains biomécaniciens, que les automaticiens peuvent maintenant étudier. L'analyse des performances en

particulier la stabilité, peut aider à formuler une réponse. Mais pour le moment, la conclusion n'est toujours pas acquise. L'équation montre des termes de discontinuités S et un bouclage avec la cinématique puisque la vitesse de raccourcissement $\dot{\epsilon}$ intervient. Les études théoriques deviennent du coup très délicates car peu de théorèmes s'appliquent.

3.2 Identification

L'identification a deux facettes : i) sur des muscles d'animaux elle permet de valider la structure des modèles et les algorithmes d'identification car il est possible de vérifier la valeur de certains paramètres identifiés et parce les trajectoires excitantes et les modes de fonctionnement peuvent être largement explorés, ii) sur l'homme, les mesures sont indirectes et les modes de fonctionnement plus limités. L'identification est un sujet aussi difficile que la modélisation en particulier à cause de l'observation des variables d'état qui n'est souvent pas directe et parfois même impossible. Il faut le plus souvent imposer des modes de fonctionnement qui éliminent des paramètres pour ainsi identifier le modèle par morceau. Dans le cas des modèles géométriques et dynamiques, l'imagerie médicale peut donner la plupart des informations, mais certaines restent tout de même délicates à extraire ; par exemple les points d'insertion des tendons, les bras de leviers, les positions relatives entre segments des muscles... Dans le cas du muscle, remonter jusqu'à la longueur de celui-ci ou à la force qu'il génère *in vivo* à partir de mesures externes peut s'avérer très compliqué. L'estimation des paramètres (a , b , p , q) n'est alors pas toujours possible sans hypothèse supplémentaire. Par exemple, des modes de fonctionnement particuliers du muscle, isométrique, isotonique, isocinétique, réduisent le nombre de paramètres et l'on peut ainsi plus aisément les identifier.



Figure 4 : chaise de mesure pour l'articulation du genou.

La seconde difficulté à laquelle on se heurte, c'est la réalisation des plates-formes de mesure. Dans notre groupe, nous avons développé une chaise de mesure qui permet de mesurer le moment généré par l'articulation du genou et de faire fonctionner cette articulation en mode isométrique, isotonique et isocinétique, tout en contrôlant de manière synchrone le stimulateur, donc l'entrée. Sans ce matériel, il est impossible d'obtenir des modèles identifiés. L'imagerie médicale affine les résultats puisqu'elle renseigne sur des paramètres comme la longueur et la masse d'un muscle, paramètres qui

apparaissent dans les modèles. On voit ici tout l'intérêt des modèles basés sur la réalité physiologique où une connaissance des ordres de grandeurs simplifie l'initialisation parfois sensible des algorithmes, et l'analyse des résultats. Sur le muscle décrit au chapitre précédent nous avons les résultats d'identification sur des muscles gastrocnemius de lapin stimulé en isométrique. Les valeurs trouvées en utilisant le filtre de Kalman étendu, sont proches des valeurs mesurées ou données dans la littérature. Nous les présenterons lors des journées JNRR.

3.3 Synthèse et commande

Avant même de commander, il est intéressant de se poser le problème de la synthèse. Très souvent la synthèse revient à optimiser globalement une fonction coût qui cherche à minimiser un ou plusieurs critères comme le temps ou l'énergie. Cette optimisation se fait sous des contraintes qui garantissent la faisabilité de la trajectoire trouvée. Dans le cas du système sensori moteur et de la génération de mouvement, au-delà de la difficulté d'avoir des modèles précis, il est un point particulièrement délicat : la définition de la fonction coût. En robotique on est capable de définir ce critère, mais qu'est-ce qui est optimal pour le mouvement humain, qui plus est déficient ? C'est ainsi que l'essentiel des recherches en synthèse de mouvement porte sur la définition de cette fonction. L'apport réciproque entre sciences du vivant et automatique est étonnant. Selon les choix faits sur la définition de la fonction coût, des stratégies complètement différentes émergent : i) contraction simple du muscle le plus directement impliqué dans le degré de liberté à mobiliser, ii) synergie musculaire entre muscles biarticulaires, iii) co contraction agoniste antagoniste. Ces simulations peuvent donner des indications sur ce que semble faire le système naturel mais la mise en évidence expérimentale reste difficile car il faut être capable d'induire les comportements simulés sur des sujets. Grâce à la FES on peut induire ces comportements et vérifier les hypothèses mais il reste impossible d'extrapoler à ce que fait une personne valide d'autant plus que pour les gestes appris. Ils résultent d'un processus d'optimisation très global sur un long terme et donc probablement lié à des critères non locaux et très macroscopiques, mais lesquels ? Nous sommes donc en mesure de synthétiser des mouvements optimaux selon un critère donné, mais nous ne sommes pas sûrs qu'ils soient optimaux pour le système. Ce problème reste ouvert.

Si tout était parfaitement connu on pourrait se satisfaire d'une synthèse de commande en boucle ouverte. Dans le domaine de la FES, pour peu que l'on ne soit pas exigeant sur les performances, ça marche ! Il est par exemple peu probable que le mouvement de la jambe pendant la phase balistique de la marche soit meilleur asservi au suivi d'une trajectoire, que simplement généré en boucle ouverte. Il est en revanche évident que le maintien de l'équilibre en station debout ne peut se faire qu'en boucle

fermée. Sans lien direct avec la description faite par les neurosciences cognitives du contrôle postural, de l'équilibre et plus globalement du mouvement, la commande prédictive à horizon fuyant sans suivi de trajectoire, approche utilisée en robotique, est une voie qui présente l'avantage pour des mouvements être complexes, de définir ces derniers par des contraintes intuitives. Cela reste néanmoins un problème d'optimisation avec les problèmes soulevés au paragraphe précédent mais la définition de la tâche à accomplir s'exprime en termes d'égalités ou inégalités directement interprétables. On retrouve la motivation première des recherches multidisciplinaires, avoir une approche automatique qui conserve un sens physique ou physiologique. Pour la marche par exemple, deux inégalités peuvent exprimer le fait d'avancer – vitesse axiale strictement positive – et le fait de rester debout – hauteur du centre de gravité strictement supérieure à une hauteur donnée -. Hors ligne en simulation, cela revient à faire de la synthèse. Des résultats ont été obtenus en robotique bipède mais leur transposition à la FES n'est pas achevée. Pour d'autres situations, comme la gestion de l'équilibre et du verrouillage du genou en station debout, des méthodes très classiques de robotique ont été utilisées : PID, tout ou rien, et plus récemment en particulier dans notre équipe, commande en modes glissants d'ordre supérieur. Les résultats peuvent être assez bons mais leur mise en œuvre est souvent délicate. Par rapport à la synthèse en boucle ouverte la commande en boucle fermée présente l'inconvénient de nécessiter des capteurs. Un homme n'est pas un robot et non seulement il n'est pas aisé de placer des capteurs mais en plus ils ne donnent pas directement la mesure escomptée. En fait, outre les difficultés théoriques, l'un des principaux obstacles à la commande en FES reste l'observation fiable du système.

4 Problèmes ouverts

Bien que l'introduction de l'automatique dans les sciences du vivant en général, et dans l'étude du système sensori moteur en particulier soit devenu une réalité qui montre déjà la richesse de l'apport mutuel, il faut se souvenir que cette démarche reste jeune et que de nombreuses questions restent ouvertes. L'intérêt d'une formulation nouvelle des problèmes des sciences du vivant dans un formalisme quantitatif, pousse la plupart du temps les chercheurs à approfondir, voire à remettre en question des connaissances qui semblaient pourtant bien établies. Cet article ne montre qu'une toute petite partie de ce qu'un échange réciproque peut apporter. Si nous reprenons les points abordés, nous voyons un chemin parcouru important mais un champ de recherche bien plus vaste encore.

Dans le cas de la modélisation du muscle, plusieurs problèmes sont ouverts. Si l'approche que nous avons choisie tente de conserver une sorte de continuum entre les modèles microscopiques et macroscopiques, elle reste

encore largement incomplète. Par exemple, la dynamique du Calcium, qui gouverne la contraction musculaire, est assez largement décrite au niveau microscopique mais le problème du passage à une dynamique macroscopique reste entier. Ainsi, modèles microscopiques et macroscopiques ne sont pas reliés, *a fortiori* les paramètres qui dans le cas macroscopique perdent alors toute signification physiologique. Un autre sujet reste délicat, c'est celui de la fatigue. Non seulement il n'existe aucun lien entre microscopique et macroscopique mais, à l'échelle microscopique le phénomène n'est toujours pas clairement décrit, et à l'échelle macroscopique les modèles sont très incomplets. De plus, des couplages sont mis en évidence à des échelles d'espace et de temps très différentes. Le problème semble inextricable mais une approche rigoureuse et systématique des modèles mathématiques apportée par les automaticiens ainsi que des protocoles expérimentaux apportés par les physiologistes sont les clefs du succès.

Au niveau de la commande, la situation est encore plus ouverte. En effet, les premières commandes envisagées pour le contrôle du mouvement ne sont que peu ou pas inspirées du vivant. Au mieux, elles s'inspirent des sciences cognitives pour le haut niveau de décision. Contrairement aux modèles qui non seulement donnent accès à la simulation numérique, mais aussi à une interprétation de la physiologie du muscle étudié, les schémas de commande issus de la robotique, ne donnent aucune indication sur la façon dont le système naturel se comporte. Nous sommes encore loin des commandes bioinspirées. Certains niveaux hiérarchiques sont néanmoins en bonne voie de modélisation et en particulier le plus bas niveau : les boucles réflexes spinales. Cet élément est par ailleurs essentiel car il n'est pas intégré dans les modèles actuels alors que ces boucles réflexes existent et sont actives chez les blessés médullaires. Les capteurs, fuseaux neuromusculaires et organes tendineux de Golgi, sont connus, et certains des chemins neuronaux sont identifiés de sorte qu'une modélisation sérieuse peut s'envisager. Au niveau intégration corticale, les recherches sont encore très amont et ne permettent pas d'envisager d'en déduire des schémas de commande précis, mais il existe des tentatives de modèles par exemple pour les fonctions motrices attribuées au cervelet.

Dans tous les cas, la définition de modèles s'accompagne nécessairement des techniques d'observation du phénomène ; flux calciques dans le dynamique du Calcium, électroneurogramme et électromyogramme dans le cas des boucles spinales. Cela pose de nouveaux problèmes en technologie pure et en traitement du signal. Les performances de la commande dépendent non seulement de l'algorithmique choisie et correctement paramétrée, mais aussi et surtout de la qualité de l'observation. Les recherches sur les capteurs sont donc essentielles et cela explique en particulier l'effervescence actuelle autour du recueil et de l'étude des signaux issus des capteurs naturels qui présentent l'avantage d'exister,

d'être en place et de donner une information *a priori* pertinente pour l'automaticien, et encore une fois d'avoir un sens pour le physiologiste ou le neuroscientiste.

5 Conclusion

Le rapprochement des sciences du vivant et de l'automatique provoque un enrichissement mutuel incontestable. Bien plus, des problèmes nouveaux et spécifiques émergent et donnent naissance à une spécialité en soi. Dans le sillage de la biologie quantitative, les sciences du vivant encore très expérimentales et fondées sur un corpus conséquent de connaissances, proposent des modèles qui non seulement permettent de quantifier mais aussi de contrôler, détecter des lois invariantes qui peuvent cacher des principes plus fondamentaux, et donnent accès à de nouvelles facettes de l'objet d'étude. C'est l'occasion pour l'automatique d'étudier de nouveaux problèmes et de proposer des nouvelles approches et solutions. Finalement le point de rencontre ultime se trouve autour de l'expérimentation, démonstration pratique de l'outil théorique et validation clinique de l'approche médicale.

Dans le cas du système sensori moteur, la mise au point du modèle du muscle en est l'illustration la plus évidente puisque ce modèle s'analyse, se simule numériquement, et se contrôle comme un système, certes complexe, mais explicitement formulé, et dans le même temps donne des valeurs quantitatives à des grandeurs qui ont un sens physiologique interprétable par le médecin ou le physiologiste. Quand chaque discipline constate une avancée dans son domaine de connaissance aussi bien pratique que théorique, alors la multidisciplinarité a fonctionné. Le travail en commun des équipes porte ses fruits mais il faut savoir être patient, et l'une des causes de l'échec peut être le manque de persévérance. La formulation commune d'un même problème est en effet difficile car bien que nous appliquions tous la méthode scientifique, son expression diffère selon les disciplines concernées.

Rermerciements

A toute l'équipe DEMAR, David Andreu, Christine Azevedo, Michel Bénichou, Serge Bernard, Guy Cathébras, Philippe Fraisse, Jérôme Galy, Bernard Gilbert, Philippe Poignet, Nacim Ramdani.

Remarque

Ce document doit être considéré comme un support et comporte de nombreuses références. L'exposé oral rentrera dans le détail d'une des façons d'aborder un problème complet et sera l'occasion de présenter le formalisme mathématique sur un point précis. Les références comportent les documents scientifiques utiles pour approfondir les différents sujets.

Références

Modèles

1. Riener R., "Model-based development of neuroprostheses for paraplegic patients", The Royal Society, (1999) 354, pp. 877-894
2. "An overview of muscle modelling", Zahalak G.I., 1992, Neural prostheses - replacing motor function after disease or disability (ed. R. Stein, H. Peckham & D. Popovic), pp. 17-57, New York and Oxford, Oxford University Press
3. Hunt K.J., Munih M., Donaldson N. & Barr F.M.D., "Investigation of the Hammerstein hypothesis in the modeling of electrically stimulated muscle", 1998, IEEE Trans. Biomed. Eng., 45, pp. 998-1009
4. Bestel, modèle différentiel de la contraction musculaire contrôlée. Application au système cardiovasculaire. Mémoire de thèse, décembre 2000 Université Paris IX Dauphine.
5. Hill A. V., "The heat of shortening and the dynamic constants in muscle". Proceeding of the royal society, London, Sre. B, vol. 126, 1938, pp. 136-195.
6. Huxley A. F., "Muscle structure and theories of contraction". Progress in Biophysics and Biophysical Chemistry, vol. 7, 1957, pp. 255-318.
7. Keener J. Sneyd J. "Systems physiology", Muscle, chapter 18, Part II. Mathematical Physiology. (ed. J.E. Marsden, L. Sirovich & S. Wiggins). Spring 2001.
8. Zahalak G. I., "A distribution-moment approximation for kinetic theories of muscular contraction". Mathematical Biosciences vol. 55, 1981, pp. 89-114

Synthèse et contrôle

9. Riener R. & Fuhr T., "Patient-driven control of FES supported standing up: a simulation study", IEEE Transactions on Rehabilitation Engineering, Vol. 6, n°2, June 1998, pp. 113-124
10. Durfee W.K., "Control of standing and gait using electrical stimulation: influence of muscle model complexity on control strategy", 1993, Progr. Brain Res., 97, 369-381
11. Hunt K.J., Munih M., Donaldson N. & Barr F.M.D., "Optimal control of ankle joint moment : toward unsupported standing in paraplegia", 1998, IEEE

Trans. on Automatic Control, vol. 43, n°6, June 1998, pp. 819-832

12. R. Kobetic, R. J. Triolo, E. B. Marsolais, "Muscle selection and walking performance of multichannel FES systems for ambulation in paraplegia", 1997, IEEE Trans. on rehabilitation engineering, vol 5, N1, pp23-29.
13. N. Donaldson and C.H. Yu, "FES standing: Control by Handle Reactions of Leg Muscle Stimulation (CHRELMS)", IEEE Trans. Rehab. Eng., vol. 4, pp. 280-284, 1996.
14. C.H. Yu and N. Donaldson, "Disability and Controllability after Paralysis: a Kinematic Analysis", In Proceedings of International FES Society Conference, Vancouver, pp. 195-196, 1997.
15. D. Popović, R.B. Stein, M. N. Oğuztöreli, M. Lebedowska and S. Jonić, "Optimal Control of Walking with Functional Electrical Stimulation: A computer simulation study", IEEE Trans. Rehab. Eng., vol. 7, pp. 69-79, 1999.
16. Z. Matjačić, "Control of Ankle and Hip Joint Stiffness for Arm-Free Standing in Paraplegia", International Neuromodulation Society, Num. 1, n°6, pp. 37-46, 2001.

Neuroprothèses

17. Sweeney JD, Crawford NR, Brandon TA, Neuromuscular stimulation selectivity of multiple-contact nerve cuff electrode arrays, Medical & Biological En. & Computing., may 1995, Vol 33, pp 418-425.
18. Veraart C, Grill WM, Mortimer T., Selective Control of Muscle Activation with a Multipolar Nerve Cuff Electrode, IEEE Trans on Biomedical Eng., Vol 40, N°7, july 1993, pp 640-653.
19. Brindley GS, Craggs MD, A technique for anodally blocking large nerve fibers through chronically implanted electrodes, J. of Neuro. Neurosurg. And Psychiatry, Vol 43, pp1083-1090.
20. Warren M. Grill, Michael D. Craggs, Robert D. Foreman, Christy L. Ludlow, Jerome L. Buller, Emerging clinical applications of electrical stimulation: Opportunities for restoration of function, Journal of Rehabilitation Research and Development Vol. 38 No. 6, November/December 2001, Pages 641-653
21. Rijkhoff J.M. Nico, Neurprostheses to treat neurogenic bladder dysfunction: current status and

- future perspective, *Childs Nervous System*, 2004, 20, pp 76-86.
22. Vuckovic A., Rijkhoff J.M.N., Struijk J., Different Pulse Shape to obtain Small Fiber Selective Activation by Anodal Blocking – A Simulation Study, *IEEE Trans On Biomedical Engineering*, Vol 51, N°5, pp 698-705.
 23. R. Kobetic, R.J. Triolo, J. P. Uhlir, C. Bieri, M. Wibowo, G. Polando, E. B. Marsolais, J. A. Davis, “Implanted Functional Electrical Stimulation System for Mobility in Paraplegia: A Follow-Up Case Report”, *IEEE Trans. on Rehabilitation Engineering*, vol. 7, no 4, pp 390-398, December 1999.
 24. B. Smith, Z. Tang, M. W. Johnson, S. Pourmedhi, M. M. Gazdik, J. R. Buckett, P. H. Peckham, “An Externally Powered, Multichannel, Implantable Stimulator-Telemeter for Control of Paralyzed Muscle”, *IEEE Trans. On Biomedical Engineering*, vol. 45, no 4, pp 463-475, April 1998.
 25. G. E. Loeb, R. A. Peck, W. H. Moore, K. Hood, “BIONtm system for distributed neural prosthetic interfaces”, *Medical Engineering & Physics*, vol. 23, pp 9-18, 2001.
 26. K. Arabi, M. A. Sawan, “Electronic Design of a Multichannel Programmable Implant for Neuromuscular Electrical Stimulation”, *IEEE Trans. On Rehabilitation Engineering*, vol. 7, no 2, pp 204-214, June 1999.
 27. R. Davis, T. Houdayer, B. Andrews, S. Emmons, J. Patrick, “Paraplegia: Prolonged Closed-Loop Standing with Implanted Nucleus FES-22 Stimulator and Andrews’ Foot-Ankle Orthosis”, in *Proc. of XIIth World Society of Stereotactic Functional Neurosurgery*, vol. 69, pp 281-287, 1997.
 28. N. N. Donaldson, T. A. Perkins, A. C. M. Worley, “Lumbar Root Stimulation for Restoring Leg Function: Stimulator and Measurement of Muscle Actions”, *Artificial Organs*, vol. 21, pp 247-249, 1997.
 29. D. Guiraud, P. Poignet, P. B. Wieber, H. El Makssoud, F. Pierrot, B. Brogliato, P. Fraise, D. E., J. L. Divoux, R. P., Modelling of the human paralyzed lower limb under FES, in: *Proceedings of the International Conference on Robotics and Automation (ICRA)*, Special session on medical robotics, 2003.
 30. F. Lydoire, C. Azevedo, P. Poignet, B. Espiau, Three-dimensional parameterized gaits for biped walking, in: *Proceedings of the 5th International Conference on Climbing and Walking Robots (CLAWAR)*, p. 749-757, 2002.
 31. F. Lydoire, P. Poignet, Experimental Dynamic Parameters Identification of a 7 dof Walking Robot, in: *6th International Conference on Climbing and Walking Robots (CLAWAR’03)*, p. 477-484, september 2003.
 32. F. Lydoire, P. Poignet, Non Linear Model Predictive Control using Constraints Satisfaction, in: *2nd International Workshop on Global Constrained Optimization and Constraint Satisfaction (COCOS’03)*, Lausanne, Swiss, november 2003.
 33. J. Techer, G. Cathébras, S. Bernard, D. Guiraud, Y. Bertrand, High Voltage Circuit Design for Medical Application, in: *South European Test Seminar, Austria*, February 2003.
 34. C. Azevedo, N. Andreff, S. Arias, BIPedal Walking: from gait design to experimental analysis, *Mechatronics Elsevier* 14/6, 2004, p. 639-665.
 35. C. Azevedo, P. Poignet, B. Espiau, Artificial Locomotion Control: from Human to Robots, *Robotics and Autonomous Systems (RAS) Elsevier* 47/4, 2004, p. 203-223.
 36. C. Azevedo, J. Ushiba, J. Van Doornik, T. Sinkjær, Contribution of group Ia afferents to Soleus EMG after an imposed vertical acceleration during quiet standing, in: *Neuroscience Meeting, San Diego, USA*, 2004.
 37. H. El Makssoud, P. Fraise, S. Mohamed, D. Guiraud, P. Poignet, Control of the Knee Joint Under Functional Electrical Stimulation: Simulation Results Based on a New Physiological Muscle Model, in: *IFESS’04: International Functional Electrical Stimulation Society*, Bournemouth, England, September 2004.
 38. H. El Makssoud, D. Guiraud, P. Poignet, Mathematical Muscle Model for Functional Electrical Stimulation Control Strategies, in: *Proceedings of the International Conference on Robotics and Automation (ICRA)*, p. 1282-1287, New Orleans, USA, April 2004.
 39. S. Mohamed, D. Guiraud, P. Fraise, P. Poignet, H. El Makssoud, Using a Complex, Physiological Based Modelling of the Muscle to Perform Realistic Simulation and Test Control Strategies: Closed Loop Controlled, in: *IFESS’04: International Functional*

DEMAR

Electrical Stimulation Society, Bournemouth, England, September 2004.

40. J. Techer, S. Bernard, Y. Bertrand, G. Cathébras, D. Guiraud, New Implantable Stimulator for the FES of Paralyzed Muscles, in : Proceedings of the International Conference 31st IEEE European Solid-State Circuits Conference, Leuven, Belgium, 2004.

Thèses et HDR

41. P. Fraisse, Commande de robots à architecture complexe, Habilitation à diriger des recherches, Université Montpellier II, December 2004.
42. P. Poignet, Automatique pour le vivant : du modèle à la commande, Habilitation à diriger des recherches, Université Montpellier II, December 2004.
43. C. Azevedo, "Contrôle de la locomotion artificielle: de l'homme aux robots", In: Thesis in automatic control from Institut National Polytechnique de Grenoble (INPG), Montbonnot, France, 16th September 2002.
44. F. Lydoire, Génération de trajectoires pour la locomotion artificielle et commande à horizon fuyant avec l'arithmétique d'intervalles, Thèse de doctorat, Université Montpellier II, December 2004.