

Ecole doctorale SMAER  
Sciences Mécaniques, Acoustique, Electronique, Robotique

---

**Sujet Thèse 2017**

Laboratoire : **Institut des Systèmes Intelligents et de Robotiques (ISIR) CNRS UMR 7222**

Université: **Université Pierre et Marie Curie**

Titre de la thèse: **Commande intuitive et naturelle d'une prothèse pour amputés transhuméraux.**

Directeur de thèse : **Guillaume Morel**

Email contact: **morel@isir.upmc.fr**

Co Encadrant: **Nathanael Jarrassé / jarrasse@isir.upmc.fr**

Collaborations within the thesis:  
Program affiliation:

Cotutelle:

Université :

This subject can be published on the doctoral school's web site: **OUI**

***Résumé de la thèse:***

Alors que les technologies mécatroniques utilisées pour les prothèses ont connu de grandes avancées ces dernières années permettant de développer des membres artificiels plus biomimétiques (c.a.d possédant de nombreuses articulations prothétiques actives), les commandes de ces dispositifs n'ont peu ou pas évolué depuis les années 60. Les patients se retrouvent donc à devoir piloter jusqu'à 7 articulations (dans le cas d'une prothèse coude, poignet et main polydigitale), avec des séquences de contractions musculaires mesurées par la prothèse à l'aide d'électrodes de surface positionnées sur le moignon, se relève ainsi extrêmement fastidieux, contre-intuitif et cognitivement fatiguant, limitant considérablement les capacités de restauration de l'autonomie offertes par ces structures biomimétiques. Des alternatives exploitant les capacités de mouvement du membre résiduel ont été récemment développées mais demeurent encore peu adaptées à une utilisation réelle et aux techniques du corps de ces patients qui exploitent des stratégies de compensation motrices très individuelles.

L'objectif de cette thèse est donc de pallier à ces limitations en développant une approche de contrôle naturelle, intuitive, multi-tâche et personnalisée pour chaque patient, exploitant des approches de contrôle basés-mouvements du membre résiduel et du corps du patient, utilisant différents sous-modèles de tâches (pointage, saisie, déplacement, etc.) afin de pouvoir reconnaître un large catalogue d'actions motrices du patient et de proposer ainsi à ce dernier un contrôle volontaire ou automatique de certaines articulations de la prothèse, qui soit adapté aux possibilités et caractéristiques motrices de son corps appareillé.

---

**ED SMAER (ED391)**

Tour 45-46 Bureau 205- case courrier 270- 4, place Jussieu - 75252 PARIS Cedex 05

☎: 01 44 27 40 71

[ed391@liste.upmc.fr](mailto:ed391@liste.upmc.fr)

# Ecole doctorale SMAER

## Sciences Mécaniques, Acoustique, Electronique, Robotique

---

### Sujet

Les patients amputés au-dessus du coude représentent en France plus de 33% de la population des amputés du membre supérieur, et constituent un groupe de 4000 individus [1]. Ces patients, en majorité de jeunes actifs, sont généralement appareillés avec une prothèse fonctionnelle leur permettant de retrouver une certaine autonomie. Comme les patients amputés d'avant-bras, ces derniers sont généralement équipés d'une solution prothétique standard prise en charge par la sécurité sociale et composée au moins d'une main myoélectrique (soit simple proposant une ouverture/fermeture ou un modèle plus avancée capable d'adopter différentes postures au travers de séquences d'activations) et d'un poignet rotatif myoélectrique de pronosupination.

La commande standard de ces prothèses (dont le principe de fonctionnement n'a pas changé depuis les années 60) est dite « myoélectrique » car elle exploite les signaux électriques générés par les contractions musculaires de muscles (électromyogrammes ou EMG) du moignon des sujets. Concrètement les patients appareillés se retrouvent ainsi avec 2 degrés de liberté à commander (ou plus s'il s'agit d'une main complexe polydigitale) au travers d'un nombre réduit de signaux de contraction musculaire, en général deux correspondant aux groupes des muscles fléchisseurs et à celui des extenseurs (signaux du biceps et du triceps chez l'amputé de bras). Le patient contrôle généralement sa prothèse grâce à un mode dit séquentiel: il peut passer du contrôle d'une articulation à une autre à l'aide d'une brève co-contraction (contraction simultanée des deux groupes de muscles antagonistes) de son bras, puis utiliser des contractions musculaires graduées d'un muscle donné pour piloter l'articulation sélectionnée. Ce principe (en plus des nombreux problèmes de robustesse des signaux EMG [2]) rend la réalisation d'une tâche multi-articulaire, lente, complexe et non-naturelle car séquentielle.

La complexité de contrôle augmente d'un cran chez les patients amputés de bras équipé d'une troisième articulation prothétique. En effet les quelques patients qui ont la chance d'être équipé d'une articulation de coude active (dont le prix dépasse les 40k€ pour un système ne gérant que la flexion/extension du coude) en remplacement de l'articulation prothétique passive de coude blocable avec cliquet (qui elle, est prise en charge) restent très handicapés par le contrôle de cette articulation supplémentaire qui limite grandement les bénéfices du système. En effet, l'utilisateur ne disposant toujours que de deux signaux électromyogrammes (du biceps et du triceps) pour contrôler l'ensemble du bras prothétique, il reste contraint par le mode séquentiel de contrôle, devant constamment naviguer à l'aide de co-contractions dans un cycle « coude-poignet-main » rendant l'utilisation de ce coude très fastidieuse, en dehors du cas simple « passer du bras tendu au bras fléchi ». A cela s'ajoute la limitation que, la rotation interne/externe de bras sur les prothèses de bras demeurant passive, le sujet doit préalablement orienter son bras (avec son bras sain...) dans le plan voulu avant d'effectuer une flexion, rendant toujours plus lourde l'utilisation de la prothèse. Le résultat est donc que ces patients se retrouvent à n'exploiter que finalement peu cette articulation active et se mettent rapidement à développer des stratégies de compensations motrices (mouvement du dos, des épaules, des omoplates, flexion des genoux pour descendre la main par exemple) [3]. Ces stratégies peuvent sur le long terme générer l'apparition (ou le maintien) de troubles musculo-squelettiques importants, nécessitant des prises en charge thérapeutiques supplémentaires, et sont donc de plus en plus étudiés par les services de médecine physique et de réadaptation.

Comme il a été présenté, le geste du membre supérieur appareillé demeure très différent du geste sain : lorsqu'un sujet effectue un geste ou une action avec son bras, il ne se focalise en général que sur la tâche et sur l'organe terminal, la main (orientée par le poignet), mais n'a que peu d'attention et de considération pour les articulations intermédiaires comme le coude, qui « suivent » naturellement le geste, i.e., qui se meuvent en synergie. Le contrôle moteur humain est en effet connu pour exploiter des synergies articulaires (regroupement d'articulations pilotées de manière coordonnées) afin de réduire la dimensionnalité (nombreux degrés de liberté contrôlés par peu de signaux) et donc la complexité de la

---

**ED SMAER (ED391)**

Tour 45-46 Bureau 205- case courrier 270- 4, place Jussieu - 75252 PARIS Cedex 05

☎: 01 44 27 40 71

[ed391@liste.upmc.fr](mailto:ed391@liste.upmc.fr)

# Ecole doctorale SMAER

## Sciences Mécaniques, Acoustique, Electronique, Robotique

commande [4]. Ainsi pour des tâches données, il existe des synergies qui permettent une commande simplifiée par le système nerveux central. Par exemple, pour certains gestes comme ceux de pointage ou de saisie, il existe une relation, modélisable, entre les mouvements des articulations de l'épaule, ceux du coude et du poignet. La modélisation de cette relation peut ainsi permettre de prédire le mouvement de certaines articulations en fonction d'autres.

Au sein de l'équipe AGATHE (Assistance au Geste et Applications THérapeutiques INSERM U1150) de l'Institut des Systèmes Intelligents et de Robotique de l'Université Pierre et Marie Curie, nous avons récemment développé un premier modèle de coordination inter-articulaires pour contrôler automatiquement une articulation de coude lors de gestes simples de pointage [5,6] en fonction des mouvements du membre résiduel mesurés à l'aide de centrales inertielles revêtues. Un premier prototype de prothèse de bras à 8 articulations actives (coude, rotation de poignet et main polydigitale à 6 articulations) a été développé à partir d'articulations prothétiques du commerce modifiées et d'un contrôleur robotique embarqué. De premières campagnes expérimentales menées sur des sujets sains, des patients amputés et des patients ostéointégrés (ayant reçu une broche métallique permettant la fixation mécanique de la prothèse à l'os) ont permis de souligner l'intérêt d'une telle approche, d'un point de vue fonctionnel mais aussi au niveau de l'ergonomie en permettant une réduction des stratégies de compensations motrices dangereuses pour le du corps du patient.

Toutefois de nombreux problèmes subsistent encore :

- la non-polyvalence du modèle actuel de contrôle « automatique basé-mouvement » qui n'est exploitable que pour la réalisation de gestes de pointage, alors que les patients souhaiteraient effectuer d'autres types de mouvement avec leur prothèse (geste de saisie, de déplacement, de rapprochement au visage, etc.) dans la réalisation de leurs activités de la vie quotidienne ;
- un problème de personnalisation du modèle de mouvement utilisé par l'architecture de contrôle pour piloter automatiquement certaines articulations de la prothèse qui, étant créé à partir de l'observation du mouvement chez le sujet sain, ne semble pas adapté aux mouvements qu'un patient est en mesure de réaliser avec une prothèse de bras montée sur un moignon.

### Objectif :

L'objectif de cette thèse est donc de pallier à ces limitations en développant une approche de contrôle naturelle, intuitive, multi-tâche et personnalisée pour chaque patient, exploitant différents sous-modèles de tâches (pointage, saisie, déplacement, etc.) afin de pouvoir reconnaître un large catalogue d'actions motrices du patient et de proposer ainsi à ce dernier un contrôle volontaire ou automatique de certaines articulations de la prothèse, qui soit adapté aux possibilités et caractéristiques motrices de son corps appareillé.

### Plan de travail :

Durant la première partie de cette thèse, plusieurs campagnes expérimentales de caractérisation des actions motrices de sujets sains et de patients lors de la réalisation de tâche de la vie quotidienne et de tâches fonctionnelles classiquement utilisés dans le monde clinique (tests de manipulations du SHAP Southampton Hand Assessment Procedure [7], du Roylan Pinch Grip, du Box Block, etc..) seront conduites avec des dispositifs de capture du mouvement (ensemble de centrales inertielles et plateforme de capture du mouvement optique type Codamotion pour validation externe).

Les données recueillies seront en suite analysées afin d'identifier des relations inter-articulaires caractéristiques et plusieurs méthodes de machine learning seront utilisées afin de modéliser ces relations. Différents analyses seront conduites afin de déterminer les outils de modélisations les plus adaptées parmi les méthodes existantes (réseaux de neurones RBFN, Locally Weighed regression LWR, etc. [8]) pour modéliser et prédire les comportements moteurs observés, en s'attachant particulièrement à la robustesse des prédictions face aux variations interindividuelles et aux bruits et dérives de mesure.

---

ED SMAER (ED391)

Tour 45-46 Bureau 205- case courrier 270- 4, place Jussieu - 75252 PARIS Cedex 05

☎: 01 44 27 40 71

[ed391@liste.upmc.fr](mailto:ed391@liste.upmc.fr)

## Ecole doctorale SMAER

### Sciences Mécaniques, Acoustique, Electronique, Robotique

Différentes architectures de contrôle seront ensuite développées exploitant ces modèles et déployées sur la plateforme de prothèse de bras de l'équipe AGATHE. L'architecture de contrôle devra intégrer une couche de supervision permettant d'offrir au patient à la fois un contrôle « automatique » basé-tâche de certaines articulations de la prothèse, mais aussi un mode de contrôle « volontaire » permettant de piloter directement ces articulations lorsque cela est souhaité (ré-ajustement postural du bras par exemple).

Parallèlement à cette étude du geste chez le sujet sain et aux premiers déploiements, et afin de développer un contrôle autour de modèles de mouvements qui soient adaptés aux patients amputés équipés d'une prothèse (et qui ne peuvent mobiliser leur corps comme le feraient des sujets sains avec leurs propres membres), de nouvelles méthodes d'identification adaptatives seront développées afin de personnaliser le comportement automatique de la prothèse aux capacités et particularités motrices de chaque patient, et en retour de favoriser l'apprentissage par les patients de « techniques du corps » qui soient adaptées au contrôle de la prothèse.

Enfin, tout au long de la thèse, plusieurs campagnes expérimentales de tests précliniques seront conduites afin de réaliser des évaluations fonctionnelles et ergonomiques quantifiées des capacités d'action de sujets sains (portant la prothèse comme un bras de remplacement) et de patients. Les expérimentations de cette thèse seront aussi conduites en partenariat avec le service d'appareillage de l'Institut Régional de Réadaptation de Nancy du Pr. Noël Martinet et avec le service d'appareillage Centre for Advanced Reconstruction of Extremities (C.A.R.E.) de l'hôpital Sahlgrenska de Göteborg (Suède) en collaboration avec le Dr. Max Ortiz Catalan (Biomechatronics and Neurorehabilitation Laboratory) pour la réalisation de tests sur patients ostéointégrés.

#### Perspectives :

Durant la thèse, des échanges auront lieu avec les services de propriété industrielle et de transfert technologique de l'Université Pierre et Marie Curie afin de transférer les technologies et approches développées vers des acteurs industriels de l'appareillage prothétique avec qui des premiers échanges ont eu lieu (Touch Bionics).

#### Bibliographie :

- [1] JM André, J. Paysant. Les amputés en chiffres : épidémiologie. MPR et Appareillage, Nancy : 5-6-7 avril 2006.
- [2] Castellini, Claudio, et al. "Proceedings of the first workshop on peripheral machine interfaces: going beyond traditional surface electromyography." *Frontiers in neurorobotics* 8 (2014): 22.
- [3] Bowker, J. H., R. D. Keagy, and P. D. Poonekar. "Musculoskeletal complications in amputees: Their prevention and management." *Atlas of Limb Prosthetics: Surgical, Prosthetic, and Rehabilitation Principles*. 2nd ed. St. Louis: Mosby-Year Book (1992): 665-680.
- [4] Martin, V., John P. Scholz, and Gregor Schöner. "Redundancy, self-motion, and motor control." *Neural computation* 21.5 (2009): 1371-1414.
- [5] Merad, Manelle, Agnès Roby-Brami, and Nathanael Jarrassé. "Towards the implementation of natural prosthetic elbow motion using upper limb joint coordination." *Biomedical Robotics and Biomechatronics (BioRob)*, 2016 6th IEEE International Conference on. IEEE, 2016.
- [6] Merad, Manelle, et al. "Intuitive prosthetic control using upper limb inter-joint coordinations and IMU-based shoulder angles measurement: A pilot study." *Intelligent Robots and Systems (IROS)*, 2016 IEEE/RSJ International Conference on. IEEE, 2016.
- [7] Kyberd, Peter J., et al. "Case studies to demonstrate the range of applications of the Southampton Hand Assessment Procedure." *British Journal of Occupational Therapy* 72.5 (2009): 212-218.
- [8] Stulp, Freek, and Olivier Sigaud. "Many regression algorithms, one unified model: A review." *Neural Networks* 69 (2015): 60-79.

---

ED SMAER (ED391)

Tour 45-46 Bureau 205- case courrier 270- 4, place Jussieu - 75252 PARIS Cedex 05

☎: 01 44 27 40 71

[ed391@liste.upmc.fr](mailto:ed391@liste.upmc.fr)