

Identification de la dynamique musculaire dans le corps humain en vue d'applications robotiques

Gentiane Venture, Katsu Yamane, Yoshihiko Nakamura

Université de Tokyo - Département de Mécano-Informatique - 7-3-1 Hongo Bunkyo-ku Tokyo

Tel. : 03 5841-6381 - Fax. : 03-5841-7961

E-mail : gentiane@ynl.t.u-tokyo.ac.jp

Résumé :

Si la robotique humanoïde fait l'objet d'une fascination et de nombreuses recherches depuis des décennies, pendant longtemps les robots humanoïdes ressemblaient plutôt à des bras manipulateurs sur jambes, à des enchevêtrements de câbles et de moteurs qu' à des humains. Depuis quelques années, grâce au progrès de la recherche sur les muscles artificiels faits de gels polymères et aux recherches médicales sur le systèmes psychomoteur, les robots peuvent enfin espérer ressembler un peu plus a des humains. Les travaux de recherches entamés l'an dernier ont pour but de caractériser le corps humain d'un point de vue dynamique en estimant les propriétés musculaires et les propriétés des articulations afin d'une part de pouvoir concevoir un bras robotisé actionné par des muscles artificiels en gel polymère, d'autre part d'aider les médecins dans le diagnostics des maladies musculaires telle que la maladie de Parkinson. Les mesures dynamiques, non invasives et indolores de ce fait, sont réalisées sur des hommes et femmes vivants en utilisant un système d'acquisition de mouvement bien connu dans le monde des jeux videos, et des mesures de l'activité musculaire par des électrodes de surface (EMG). Une fois la dynamique caractérisée, il est possible de concevoir et dimensionner le bras robotisé. Ce type de bras présentera de nouvelles perspectives dans le domaine des prothèses de membres emputés mais est aussi le premier pas vers un robot entièrement actionné par des muscles artificiels.

Abstract :

Humanoid robotics has been a fascinating object of research for decades now. Despite the wish of making robots closer to human being, the robots usually look much more like a messy Tin man with wires and rotors. Since a few years only, thanks to advances in artificial muscles made of polymer gels and in medical research on neural system, robots have a chance to be much more human being looking. The research works started last year aim to characterize the dynamic of human body by estimating the muscle and joints properties. This characterization will lead to the design of a human arm based on artificial muscles, but is also a very good tool to help medical doctors in the diagnosis of muscles diseases such as Parkinson diseases. Dynamic measurements, non invasive though painless, are achieved on human being, in a motion capture studio similar to the one used in video game industry, and with surface electrodes (EMG) that measure the muscle activity. Once dynamics has been characterized, a robot arm can be design, imitating the human arm dynamics. This arm offer new outlook for prosthesis design and is also the first step to a robot which whole actuation is based on artificial muscles.

Introduction

Grâce à l'évolution des puissances de calculs, à la miniaturisation des composants et aux développements des muscles artificiels, les robots humanoïdes sont de plus en plus proches des humains. Cependant le corps humain est très compliqué et les capacités de mouvement très étendues ce qui rend sa compréhension d'autant plus difficile. Afin de pouvoir reproduire les mouvements il est indispensable de bien les comprendre ainsi que la dynamique du corps. Puisque les mouvements sont générés par les muscles la compréhension et la caractérisation du système musculaire sont des étapes importantes avant de pouvoir concevoir un robot actionné par des muscles artificiels. Les recherches présentées ici sont les travaux permettant cette caractérisation. Pour cela la dynamique musculaire est d'abord présentée, puis le fonctionnement de l'articulation du coude en flexion-extension. Ensuite le système expérimental utilisé est décrit avant de s'intéresser aux méthodes d'identification de la dynamique musculaire et aux résultats expérimentaux.

Dynamique du système musculo-tendon

Le système musculo-tendon se compose d'un muscle et d'un tendon (Fig.1). Le tendon ne génère pas de mouvement, seul le muscle est l'élément actif. Il peut se contracter ou s'étirer en fonction de l'excitation nerveuse et du mouvement désiré. Les contractions sont supposées iso-volume [1]. La dynamique du muscle dépend de l'activité musculaire $a(t)$ (elle même dépendant de l'excitation nerveuse $u(t)$), de la longueur et de la vitesse du muscle et du tendon, respectivement l_m , \dot{l}_m , l_t et \dot{l}_t . Le modèle présenté ici est une simplification du modèle de Hill-Stroeve donné dans [2]. Les paramètres pour le tendon sont ceux donnés dans [3]. La force $F_m(t)$ développée par le muscle est fonction de l'activité $a(t)$, de sa longueur $l_m(t)$, de sa vitesse de contraction $\dot{l}_m(t)$ et de la force maximale F_{max} qu'il peut développer pour une contraction isométrique pour une activité maximale ($a(t) = 1$).

$$F_m = a(t) f_l(l_m) f_v(\dot{l}_m) F_{max} \quad (1)$$

avec f_l la relation force-longueur et f_v la relation force-vitesse, données par:

$$f_l(l_m) = \exp\left(-\left(\frac{l_m - l_m^0}{l_m^{sh}}\right)^2\right) \quad (2)$$

$$f_v(\dot{l}_m) = \begin{cases} 0 & \text{if } \dot{l}_m \leq -v_{max} \\ \frac{V_{sh}(v_{max} + \dot{l}_m)}{V_{sh}v_{max} - \dot{l}_m} & \text{if } -v_{max} \leq \dot{l}_m \leq 0 \\ \frac{V_{sh}V_{shl}v_{max} + V_{ml}\dot{l}_m}{V_{sh}V_{shl}v_{max} + \dot{l}_m} & \text{if } \dot{l}_m \geq 0 \end{cases} \quad (3)$$

où v_{max} est la vitesse maximale de contraction, V_{sh} détermine la concavité de la courbe de Hill lorsque le muscle se raccourcit, V_{shl} lorsque le muscle s'étire, V_{ml} est la vitesse maximale pour des contractions concentriques, l_m^0 la longueur optimal du muscle, l_m^{sh} la largeur de la courbe force-longueur.

Finalement en appliquant le principe fondamental de la dynamique au muscle de masse M_m et de viscosité B_m , l'équation différentielle de la longueur du muscle est:

$$M_m \ddot{l}_m = F_t - F_m - B_m \dot{l}_m \quad (4)$$

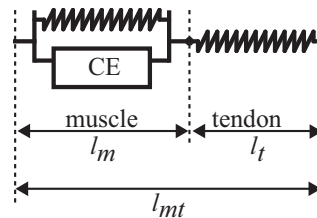


Fig. 1. Musculo-tendon

D'après la Fig.1, la longueur du tendon est calculée par (5). La force dans le tendon F_t est considérée comme une force élastique pure de raideur k_t , l_{tr} la longueur du tendon au repos.

$$l_t = l_{mt} - l_m \text{ et } F_t = k_t(l_t - l_{tr}) \quad (5)$$

Toutes les articulations et leurs mouvements peuvent être modélisés en utilisant le système musculo-tendon décrit ci-avant, cependant afin de simplifier la compréhension, par la suite seule la flexion-extension du coude est considérée.

Modélisation de la flexion-extension du coude

L'articulation du coude humain présente 3 degrés de liberté qui permettent à la main de décrire un large domaine de l'espace. Lors de la flexion-extension du coude, correspondant à la rotation d'axe z (Fig.2), 4 muscles sont impliqués: le Biceps, le Brachialis et le Brachioradialis pour la flexion, le Triceps pour l'extension.

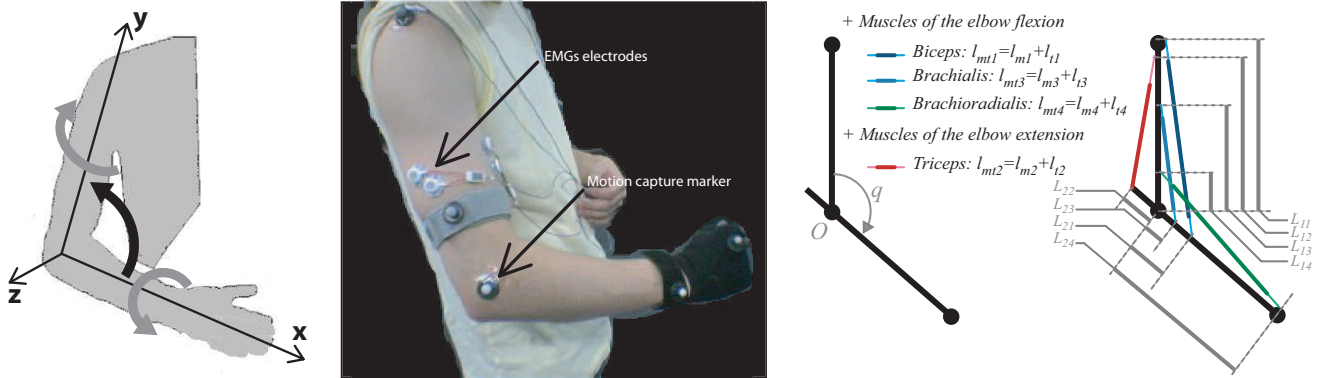


Fig. 2. L'articulation du coude et ses degrés de liberté (gauche) - Dispositif expérimental (centre) - Modélisation de la flexion-extension du coude avec les 4 muscles impliqués

La dynamique de l'articulation du coude pour la flexion-extension est décrite par (6).

$$J\ddot{q} = T = T_1 + T_2 + T_3 + T_4 + T_{ext} - B_l\dot{q} \quad (6)$$

avec J l'inertie de la partie en mouvement par rapport à l'axe z , q l'angle de flexion, \dot{q} et \ddot{q} ses dérivées première et seconde, T le couple articulaire, $T_i = F_{ti}r_i$ Le couple dû au muscle i , F_{ti} la force du tendon i , r_i le bras de levier du muscle i sur la partie en mouvement, T_{ext} le couple extérieur dû aux efforts extérieurs et à la gravité, et B_l la viscosité de l'articulation. Le bras de levier r_i et la longueur du musculo-tendon l_{mti} sont calculées géométriquement (7).

$$l_{mti} = \sqrt{L_{1i}^2 + L_{2i}^2 - 2L_{1i}L_{2i} \cos q} \quad (7)$$

Dispositif expérimental

1. Enregistrement des EMGs - activité musculaire

L'excitation neuronale $u(t)$ est enregistrée par des EMGs (ElectroMyoGraphe). Ce système utilise des électrodes de surface posées sur la peau au dessus du muscle considéré montrées Fig.2 au centre. Il ne peut donner que l'excitation neuronale des muscles superficiels: Triceps, Biceps et Brachioradialis. L'excitation du Brachialis est supposée identique à celle du Biceps [4]. Pour obtenir de bons EMGs la peau doit être préalablement préparée et l'atmosphère de la pièce contrôlée. Si les mesures sont tout de même bruitées un filtrage passe-bas de type Butterworth aller-retour peut être appliqué (Fig.3) après post-traitement des données suivant [5].

Il est possible de trouver différents modèles donnant la relation entre l'excitation neuronale $u(t)$ et l'activité musculaire $a(t)$ [2], [6], [4], [7]. Ce dernier est celui choisi ici pour ses bons résultats malgré un niveau de complexité moyen (uniquement 3 constantes de temps). Il est donné par (8).

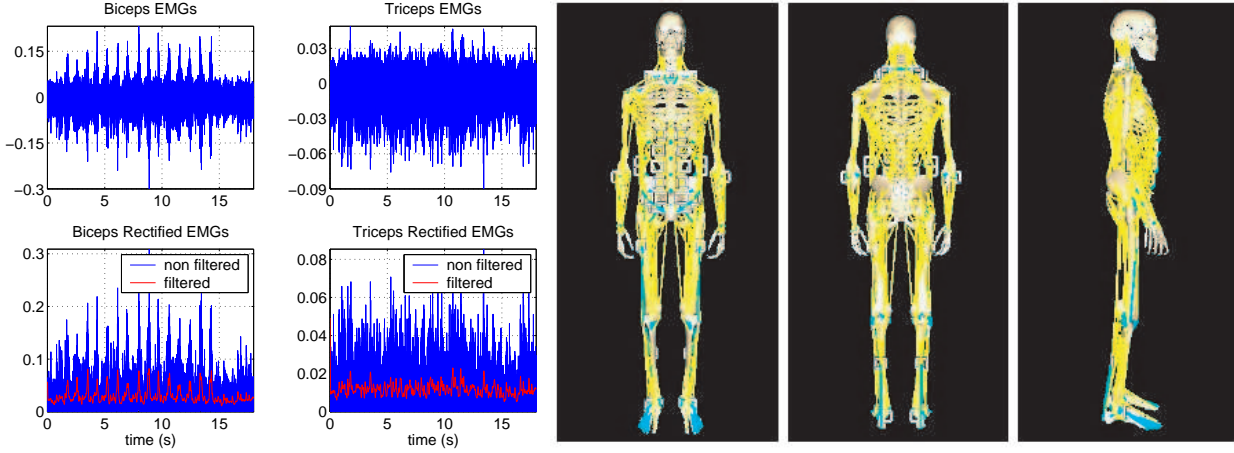


Fig. 3. EMGs, EMGs post-traités et EMGs post-traités et filtrés pour le Biceps et le Triceps pour un mouvement de flexion-extension (gauche) - le modèle Musculo-skeletique du corps humain (droite)

$$\begin{aligned} \dot{e} &= (u - e)/\tau_{ne} \\ \dot{a} &= (e - a)/\tau \text{ where } \tau = \begin{cases} \tau_{act} & e \geq a \\ \tau_{deact} & e < a \end{cases} \end{aligned} \quad (8)$$

où τ_{ne} la constante de temps d'excitation, τ_{act} et τ_{deact} les constantes d'activation et de désactivation. Habituellement $\tau_{act} = 15 \text{ ms}$ et $\tau_{deact} = 50 \text{ ms}$, cependant pour les personnes âgées τ_{deact} décroît jusqu'à 60 ms [8]. Enfin l'activité obtenue est normalisée par l'activité maximale de contraction volontaire de manière à avoir: $\forall t, 0 \leq a(t) \leq 1$.

2.Acquisition de mouvement- Angle et couple articulaire

Le système du laboratoire est utilisé pour faire l'acquisition de mouvement. Il se compose de caméras spéciales permettant d'enregistrer la position de marqueurs de position attachés sur le sujet en mouvement. Il peut saisir la position des marqueurs jusqu'à 30 images par seconde, alors que les EMGs sont enregistrés à 1 KHz .

Pour la flexion-extension du coude 5 marqueurs suffisent (Fig.2). Les modèles cinématique et dynamique inverses sont alors calculés pour le corps humain à partir de la position des marqueurs et donnent ainsi l'angle articulaire q et le couple articulaire T [9], [10]. Le modèle utilisé est décrit dans [10]. Il est aussi possible de calculer la force du tendon F_{ti} par optimisation.

3.Mouvements excitants pour l'estimation

Les mouvements choisis pour l'estimation sont ceux qui excitent la dynamique musculaire étudiée. Afin d'avoir une bonne estimation ils doivent de plus garantir: que le tendon n'est pas sollicité afin d'avoir: $F_{ti} \approx F_{mi}$ et les co-contractions: contractions simultanées des muscles antagonistes, doivent être évitées pour garantir que le calcul de F_{ti} a une unique solution. Cette dernière condition est plus facile à garantir si les sujets ont au préalable appris les mouvement à effectuer [11].

Identification of Musculo-tendon dynamics

Le problème de l'estimation de la dynamique musculaire devient alors un problème d'optimisation non linéaire multi-variable consistant à identifier les paramètres du modèles musculaire 1. Une fois les cas où la force est nulle invariablement (activité nulle) et les cas où $f_v = 0$ il reste les critères suivants:

- raccourcissement du muscle $-v_{max} < \dot{l}_m < 0$:

$$c_1 = \frac{F}{aF_{max}} - \exp\left(-\left(\frac{l_m - p_{11}}{p_{12}}\right)^2\right) \frac{p_{13}(v_{max} + \dot{l}_m)}{p_{13}v_{max} - \dot{l}_m} \quad (9)$$

- allongement du muscle $\dot{l}_m > 0$:

$$c_2 = \frac{F}{aF_{max}} - \exp\left(-\left(\frac{l_m - p_{21}}{p_{22}}\right)^2\right) \frac{p_{23}v_{max} + p_{24}\dot{l}_m}{p_{23}v_{max} + \dot{l}_m} \quad (10)$$

où $\mathbf{p}_1 = [p_{11} \ p_{12} \ p_{13}] = [l_{mi}^0 \ l_{mi}^{sh} \ V_{shi}]$ le vecteur des paramètres à estimer avec c_1 et $\mathbf{p}_2 = [p_{21} \ p_{22} \ p_{23} \ p_{24}] = [l_{mi}^0 \ l_{mi}^{sh} \ V_{shi} \ V_{shli} \ V_{mli}]$ celui avec c_2 .

Plusieurs solutions pour la résolution de ce problème ont été envisagées: moindres carrés non linéaires, recuit simulé... Les résultats présentés ici sont ceux obtenus avec la fonction *fminnsearch* de Matlab, utilisant une méthode du simplexe de Nedler et Mead. Les critères utilisés sont les suivants:

$$C_i = \sum_{k=1}^{n_i} \frac{c_i(k)^2}{n_i} \quad (11)$$

avec i dénotant le cas suivant (9) et (10), n_i le nombre d'échantillons valables pour le cas considéré, avec $n_1 + n_2 \leq n_s$ où n_s le nombre total d'échantillons du mouvement considéré.

L'excitation neuronale est mesurée, post-traitée et filtrée pour le Triceps, le Biceps (identique à celle du Brachialis) et le Brachioradialis. L'activité musculaire est alors calculée avec 8. L'angle et le couple articulaire sont calculés par les modèles cinématique et dynamique inverses. La force du tendon est estimée par optimisation. Les mouvements utilisés sont des flexion-extension du coude dans le plan horizontal. Les résultats obtenus sont donnés Table I pour le Biceps, le Triceps et le Brachioradialis. La force isométrique maximale et la vitesse maximale de contraction sont prises dans [7]. De même, les valeurs initiales du vecteur des paramètres à estimer $\mathbf{p}_{i_{init}}$ sont aussi prises dans [7].

TABLE I
PARAMÈTRES ESTIMÉS

paramètre	estimé avec C_1			estimé avec C_2			
	l_{m0i} p_{11}	l_{msh_i} p_{12}	V_{sh_i} p_{13}	l_{m0i} p_{21}	l_{msh_i} p_{22}	$V_{sh_i}V_{shli}$ p_{23}	V_{mli} p_{24}
$\mathbf{p}_{2_{init}}$	0.2020	-0.0234	0.3	0.2020	-0.0234	0.12	1.3
$\hat{\mathbf{p}}_2$ <i>Triceps</i>	0.2392	-0.0210	0.2787	0.2539	-0.0233	0.1232	1.1359
$\mathbf{p}_{3_{init}}$	0.1463	0.0466	0.3	0.1463	0.0466	0.12	1.3
$\hat{\mathbf{p}}_3$ <i>Brachialis</i>	0.1302	0.0304	12.0815	0.1279	0.0296	0.2622	0.6315
$\mathbf{p}_{4_{init}}$	0.2162	0.0467	0.3	0.2162	0.0467	0.12	1.3
$\hat{\mathbf{p}}_4$ <i>Brachioradialis</i>	0.2129	0.0200	0.8143	0.2135	0.0158	0.1816	2.1391

Les résultats sont validés sur la Fig.4. Ils montrent une estimation réussie. Les efforts optimisés (en bleu) et les efforts reconstruits (en rouge) correspondent bien, plutôt que ceux avec les valeurs initiales prises dans la littérature (en pointillés bleu clair). Les paramètres estimés avec le cas 1 (resp. case 2) p_{11} et p_{21} , (resp. p_{12} et p_{22}) et qui correspondent à la même grandeur physique sont semblables ce qui permet de dire que le modèle est correct. Cependant ces résultats peuvent être améliorés en ajustant plus précisément le modèle c'est à dire en ajoutant la dynamique non prise en compte, l'angle de pinnation, les efforts passifs... Et en estimant aussi les paramètres dynamiques du tendon.

Conclusion

Ces résultats expérimentaux préliminaires utilisant un modèle simplifié de muscle sont très encourageants pour la

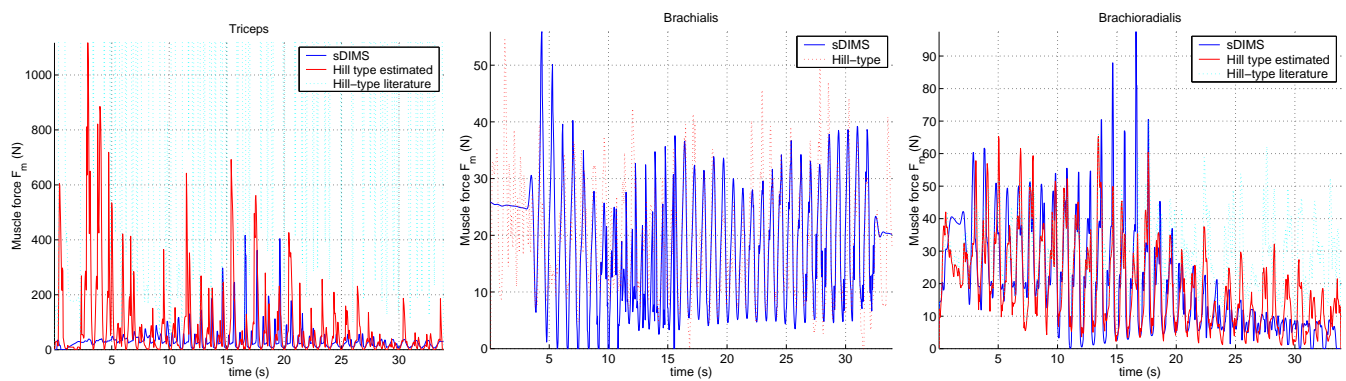


Fig. 4. Comparaison de la force musculaire calculée par le modèle musculo-squeletique et de celle obtenue avec les paramètres estimés et le modèle de Hill-Stroeve simplifié: Triceps (gauche) - Brachialis (centre) - Brachioradialis (droite)

caractérisation de la dynamique musculaire, bien que le système musculaire humain soit très complexe. Contrairement aux résultats généralement publiés en biomécanique les paramètres sont ici identifiés pour un sujet donné et non pas la moyenne d'une population représentative. Une fois la caractérisation terminée il sera possible d'étudier la dynamique des muscles artificiels et de définir la faisabilité d'un bras robotisé actionné par des muscles artificiels identiquement à l'être humain. De tels résultats sont aussi d'un très grand intérêt pour les médecins spécialisés dans les maladies du système musculaire telle que la maladie de Parkinson car ils peuvent permettre de mesurer et comprendre les évolutions de la maladie. Des applications dans cette voie sont actuellement étudiées avec des spécialistes de l'hôpital Universitaire de Todai.

Références

- [1] Zajac F.E., "Muscle and tendon: Properties, models, scaling, and application to biomechanics and motor control," *Crit. Rev. Biomed. Eng.*, vol. 7, pp. 359–411, 1989.
- [2] Stroeve Sybert, "Impedance characteristics of a neuromusculoskeletal model of the human arm i. posture control," *Biol. Cybern.*, vol. 81, pp. 475–494, 1999.
- [3] Zobitz Mark E., Halder Andreas M., and An Kai-Nan, "Structural properties of the subscapularis, supraspinatus and infraspinatus tendons of the rotator cuff," in *Bioengineering Conference ASME*, 2001, vol. 50, pp. 365–366, only for the tendon stiffness coefficients.
- [4] Lloyd D.G. and Bessier T.F., "An emg-driven musculoskeletal model to estimate muscle forces and knee joint moment in vivo," *Journal of Biomechanics*, , no. 36, pp. 765–776, 2003.
- [5] Hirashima M., Kadota H., Sakurai S., Kudo K., and Ohtsuki T., "Sequential muscle activity and its functional role in the upper extremity and trunk during overarm throwing," *Journal of Sport Science*, vol. 20, pp. 301–310, 2002.
- [6] D.G. Thelen, F.C. Anderson, and Delp S.L., "Generating dynamic simulations of movement using computed muscle control," *Journal of Biomechanics*, in press.
- [7] Stroeve Sybert, "Learning combined feedback and feedward control of a musculoskeletal system," *Biol. Cybern.*, vol. 75, pp. 73–83, 1996.
- [8] Thelen Darryl G., "Adjustment on muscle mechanics model parameters to simulate dynamic contractions in older adults," *Trans. on ASME*, vol. 125, pp. 70–77, February 2003.
- [9] Yamane K. and Nakamura Y., "Natural motion animation through constraining and deconstraining at will," *IEEE Transactions on Visualization and Computer Graphics*, vol. 9, no. 3, pp. 352–360, 2003.
- [10] Yamane K., Fujita Y., and Nakamura Y., "Estimation of physically and physiologically valid somatosensory information," in *Proc. of the Int. Conf. on Robotics and Automation*, 2005.
- [11] Osu R., Franklin D.W., Kato H., Gomi H., Domen K., Yoshioka T., and Kawato M., "Short- and long-term changes in co-contraction associated with motor learning as revealed from surface emg," *Journal of Neurophysiology*, vol. 88, pp. 991–1004, 2002.

Remerciements

Je tiens à remercier la Japanese Society for Promotion of Science qui finance ces travaux de recherche intégralement, ainsi que Yoshihiko Nakamura pour avoir accepté de m'accueillir dans son laboratoire, pour son chaleureux accueil et pour son soutien dans mes travaux.