

Hand Tremor Suppuration by Muscle Surface Electrical Stimulation

R. Hajian¹, F. Towhidkhah^{2*}

¹ M.Sc, Bioelectric Department, Faculty of Biomedical Engineering, Amirkabir University of Technology, Tehran, Iran, hajian_reza@aut.ac.ir

^{2*} Professor, Bioelectric Department, Faculty of Biomedical Engineering, Amirkabir University of Technology, Tehran, Iran.

Abstract

Tremor is one of the most frequent movement disorders which is involuntary and approximately sinusoidal. It affects various body joints such as elbow. Tremor on an elbow is considered as extension, flexion, and rotation of the forearm. There are miscellaneous types of treatments for tremor one of which is electrical stimulation. In this research, we study existing stimulation methods in order to reduce tremor and control stimulation pulses. It should be notified that studying these methods requires 1- an electrical stimulator so that one can run natural experiments and estimate the validity of the model, 2- a skeletal- neuromuscular model in order to study the tremor dynamics and the system simulation, and 3- determining an appropriate stimulation scheme and control method in order that one can control the stimulation parameters to reduce tremor. The antagonist muscle stimulation technique for reducing tremor is in the form of either muscle co-contraction or anti-phase stimulation. In the former method, considering the fact that the time-dependent system has time-delay, disturbance, and non-linearities, a robust controller is needed. Hence, in this study, we take advantage of MPC controller because of its features. The results show that MPC controller is more satisfactory than the PID and fuzzy ones used in previous works and also demonstrate that one can theoretically reduce tremor by applying appropriate electrical stimulation.

Key words: Tremor suppression, Surface functional electrical stimulation, MPC controller, Out of phase stimulation, Musculoskeletal Model.

* Corresponding author

Address: Bioelectric Group, Bioengineering School, Amirkabir University of Technology, Hafez Avenue, Tehran, Iran, P.O.Box:15875-4413 Postal Code: 15914 I.R. Iran

Tel: +98 21 64542363

Fax: +98 21 66488186

E-mail: Towhidkhah@aut.ac.ir

کاهش لرزش دست با استفاده از تحریک الکتریکی سطحی عضله

رضا حاجیان^۱، فرزاد توحیدخواه^{۲*}

^۱ دانشجوی کارشناسی ارشد، گروه بیوالکتریک، دانشکده مهندسی پزشکی، دانشگاه صنعتی امیرکبیر، تهران، ایران hajian_reza@aut.ac.ir
^۲ استاد، گروه بیوالکتریک، دانشکده مهندسی پزشکی، دانشگاه صنعتی امیرکبیر، تهران، ایران.

چکیده

لرزش از شایع‌ترین اختلالات حرکتی انسان است که حرکتی غیرارادی و تقریباً سینوسی است. لرزش، مفصل‌های مختلفی در بدن از جمله مفصل آرنج را تحت تأثیر قرار می‌دهد. لرزش مفصل آرنج بصورت حرکات باز و بسته شونده و چرخشی ساعد است. درمان‌های متفاوتی برای لرزش وجود دارد که یکی از آنها استفاده از تحریک الکتریکی است. در این روش لازم است به مواردی توجه شود که عبارتند از: (۱) تحریک کننده الکتریکی، بمنظور انجام آزمایش‌های واقعی و اعتبارسنجی مدل، (۲) مدل عصبی-عضلانی-اسکلتی برای بررسی دینامیک لرزش و شبیه‌سازی سیستم، (۳) تعیین الگو، نحوه تحریک و روش کنترلی مناسب برای کنترل پارامترهای تحریک به نحوی که لرزش کاهش یابد. یکی از روش‌هایی که برای تحریک الکتریکی عضلات مخالف بمنظور کاهش لرزش استفاده می‌شود، تحریک به صورت فاز متقابل است. در این روش با توجه به اینکه سیستم دارای تأخیر زمانی، اغتشاش، روابط غیرخطی و متغیر با زمان است، نیازمند استفاده از کنترل‌کننده‌ای توانا و قدرتمند هستیم. در این پژوهش با توجه به ویژگی‌های کنترل‌کننده MPC، از این کنترل‌کننده استفاده شده است. نتایج شبیه‌سازی نشان‌دهنده این است که MPC در مقایسه با کنترل‌کننده PID و Fuzzy - که قبلاً از آنها استفاده شده است- عملکردی رضایت‌بخش دارد و نشان‌دهنده این موضوع است که بصورت تئوری می‌توان لرزش را با استفاده از تحریک الکتریکی کاهش داد.

کلیدواژه‌ها: کاهش لرزش، کنترل پیش‌بین مبتنی بر مدل، تحریک الکتریکی عملکردی سطحی، مدل عصبی-عضلانی-اسکلتی، تحریک خارج فاز.

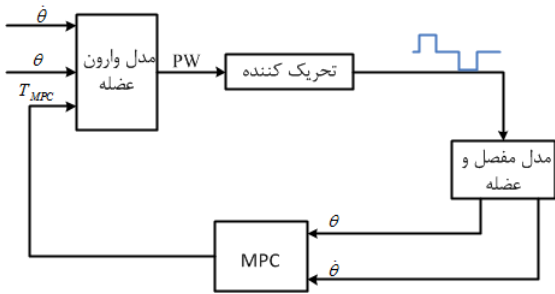
*عهده‌دار مکاتبات

نشانی: تهران، خیابان حافظ، دانشگاه صنعتی امیرکبیر، دانشکده مهندسی پزشکی، گروه بیوالکتریک، صندوق پستی: ۴۴۱۳-۱۵۸۷۵

تلفن: ۰۲۱-۶۴۵۲۲۳۶۳، دورنگار: ۰۲۱-۶۶۴۶۸۱۸۶، پیام‌نگار: Towhidkhah@aut.ac.ir

۱- مقدمه

سیستمی مشاهده می‌شود که از آن برای کاهش لرزش در این پژوهش استفاده شده است.



شکل (۱) - نمودار جعبه‌ای کلی سیستم برای کاهش لرزش با استفاده از تحریک الکتریکی

در نمودار جعبه‌ای شکل (۱)، ابتدا MPC با استفاده از مدل مفصل، گشتاور مورد نیاز برای کاهش لرزش را تولید می‌کند. سپس این گشتاور همراه اطلاعات زاویه و سرعت زاویه‌ای به مدل وارون عضله داده می‌شود؛ که خروجی آن پهنای مناسب پالس (PW) است و به تحریک‌کننده و سپس سیگنال تحریک به عضله اعمال می‌شود. در نتیجه عضله تحریک شده؛ نیرو تولید می‌کند. این نیرو، روی مفصل تبدیل به گشتاور شده و باعث ایجاد حرکت می‌شود. بنابراین انتظار داریم حرکت ایجاد شده با مخالفت در برابر لرزش، باعث کاهش لرزش در خروجی شود.

در بخش دوم این مقاله اصول کنترل پیش‌بین را ارائه می‌کنیم؛ سپس در بخش سوم مدل استفاده شده در کنترل پیش‌بین و شبیه‌سازی ارائه خواهد شد. در بخش چهارم نحوه اجرای کنترل پیش‌بین برای مسأله کاهش لرزش دست و در بخش پنجم نتایج حاصل از شبیه‌سازی ارائه می‌شوند.

۲- کنترل‌کننده MPC

عموماً MPC به عنوان یک مسأله بهینه‌سازی قیددار معرفی می‌شود که هدفش بهینه کردن تابع هزینه به صورت (۱) است [۶]:

$$\min_{u_k^{H_p}} j(x_k, u_k^{H_p})$$

$$j = Q \sum_{i=0}^{H_p-1} \|\hat{y}(k+i|k) - r(k+i|k)\|^2 \quad (1)$$

$$+ \gamma \sum_{i=0}^{H_u-1} \|\Delta \hat{u}(k+i|k)\|^2$$

لرزش، حرکتی غیر ارادی، تناوبی و تقریباً سینوسی است که از طریق انقباض غیر ارادی عضلات، باعث حرکت نوسانی عضو درگیر می‌شود. این حرکت بر قسمت‌های مختلفی از بدن مثل سر، دست، پا و صدا تأثیر می‌گذارد که بیشترین تأثیر آن بر دست، و مشهود است. لرزش مهمترین و شایع‌ترین اختلال حرکتی در انسان است. می‌بایست توجه داشت که لرزش به تنهایی تهدیدی برای حیات بیمار محسوب نمی‌شود؛ اما باعث افت کیفیت زندگی وی می‌شود [۳-۱].

درمان‌های پزشکی مؤثری برای این بیماری وجود دارد که دارای محدودیت‌هایی هستند؛ بنابراین استفاده از روش‌های کمکی و جایگزین ضروری به نظر می‌رسد. یکی از این روش‌ها استفاده از تحریک الکتریکی عضله مرتعش شده است. ایده کاهش لرزش به وسیله روش مذکور را اولین بار پروشازکا^۱ در سال ۱۹۸۹ مطرح کرد و در سال ۱۹۹۲ تکمیل یافته آن منتشر شد [۴]. این ایده بر پایه تحریک خارج فاز^۲ بود که در سال‌های اخیر در پژوهش‌های مختلف بررسی شده است [۱،۳].

روش‌های کنترلی مورد استفاده در هر یک از مطالعات انجام شده، دارای معایبی هستند؛ بنابراین بررسی روش‌های کنترلی دیگر ضروری به نظر می‌رسد. تعدادی از این معایب عبارتند از:

- کنترل‌کننده فازی^۳ طراحی شده در مرجع [۱]، با افزایش فرکانس لرزش دچار خطا می‌شود و سیگنال کنترل و لرزش هم‌فاز شده و لرزش تقویت می‌شود.
- در منبع [۳] به ثبت سیگنال EMG نیاز است که برای کاربردی کردن این روش چندان مناسب به نظر نمی‌رسد.

بنابراین با توجه به معایب فوق و با توجه به اینکه سیستم ما غیرخطی و دارای تأخیر است؛ مدلی که از این سیستم در اختیار داریم، غیر دقیق است. همچنین با توجه به ویژگی‌های بهتر کنترل‌کننده MPC^۴ در مقایسه با کنترل‌کننده‌های دیگر [۵]، از کنترل‌کننده MPC در این پژوهش استفاده می‌کنیم. در شکل (۱) نمودار جعبه‌ای

¹Prochazka

²Out of phase stimulation

³Fuzzy

⁴ Model Predictive Control

سیستم تحت کنترل در زمان k است و بردار ورودی به صورت زیر خواهد بود:

$$\hat{u}_k = [u_{0|k} \quad u_{1|k} \quad \dots \quad u_{H_u-1|k} \quad u_{H_u-1|k} \quad \dots \quad u_{H_u-1|k}] \quad (4)$$

در هر نمونه زمانی، مسأله کنترل بهینه با افق محدود، برای فواصل زمانی ثابت (افق پیش‌بینی) حل خواهد شد و فرض بر این است که متغیری قابل کنترل (y_k) داریم که مسیری مرجع (r) را باید دنبال کند. در شکل (۲) خروجی پیش‌بینی شده در گذشته (y_k) و آینده (\hat{y}_k) ، روی افق پیش‌بینی نمایش داده شده است. وظیفه کنترل پیش‌بین بهینه کردن تابع هزینه J با در نظر گرفتن قیود موجود بر سیستم و بدست آوردن بردار \hat{u}_k از ورودی‌های پی‌درپی $u_{i|k}$ روی افق کنترل است. همچنین فرض بر این است که سیگنال کنترل از نمونه H_u ام به بعد (یعنی $H_u - H_p$) ثابت است.

زمانی که محاسبات کنترل بهینه انجام شد، مقدار اولین نمونه از سیگنال کنترل $(u_{0|k})$ را به سیستم اعمال می‌کنیم و بقیه نمونه‌های سیگنال کنترل را دور می‌ریزیم. برای نمونه‌های بعدی تمام فرایندهای بالا را تکرار می‌کنیم و همه محاسبات بالا در هر نمونه زمانی به‌روزرسانی خواهند شد.

بخش اول این تابع هزینه، مجذور خطا و بخش دوم آن انرژی سیگنال کنترل است. در بحث بهینه‌سازی این دو مؤلفه حائز اهمیت هستند. وزن تک تک این مؤلفه‌ها به تنهایی اهمیتی ندارد، بلکه اثر وزنی آنها نسبت به هم (یعنی $\frac{Q}{\gamma}$) مورد توجه و مهم است. این دو مؤلفه عکس هم عمل می‌کنند، یعنی هرچه انرژی بیشتر رد و بدل شود، خطا کمتر می‌شود و اگر انرژی محدود باشد، خطا زیاد می‌شود. دینامیک سیستم را بصورت زیر نمایش می‌دهیم که متغیر کنترل و متغیر حالت، روی افق کنترل و افق پیش‌بینی عضو مجموعه X و U هستند و در واقع مقید شده‌اند:

$$\begin{aligned} x_{i+1} &= f(x_{i|k}, u_{i|k}) \\ x_{0|k} &= x_k \end{aligned} \quad (2)$$

$$x_{i|k} \in X \quad i \in [0 \quad H_u]$$

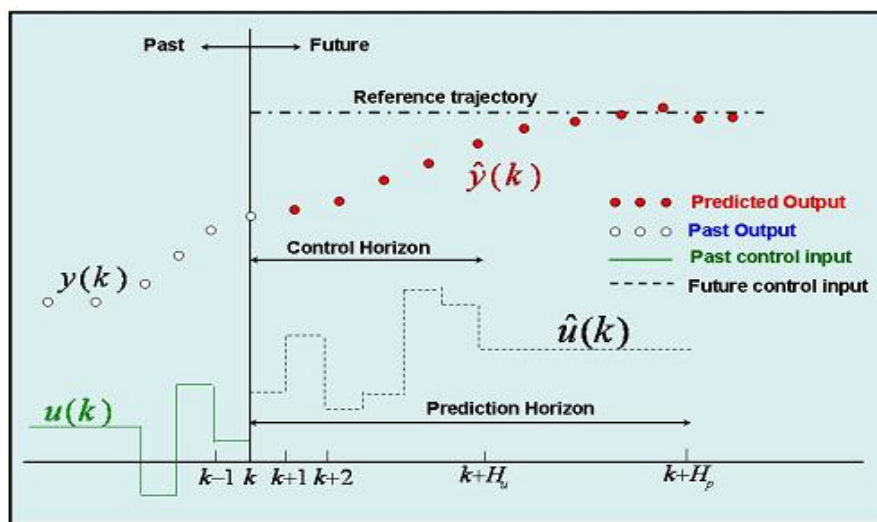
$$u_{i|k} \in U \quad i \in [0 \quad H_p]$$

مجموعه X و U که در واقع قیود ما هستند، به صورت زیر تعریف می‌شوند:

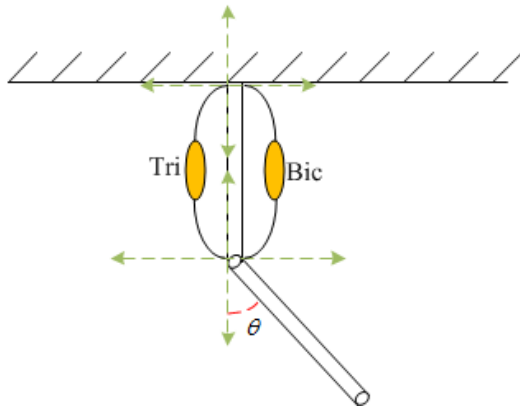
$$X := x_k \in \mathcal{R}^m \mid x_{\min} \leq x_k \leq x_{\max}$$

$$U := u_k \in \mathcal{R}^m \mid u_{\min} \leq u_k \leq u_{\max} \quad (3)$$

متغیرهای داخلی کنترل‌کننده را که بایستی از زمان k به بعد پیش‌بینی شوند، با شاخصی مضاعف - که با خطی عمودی از هم جدا می‌شوند - نمایش می‌دهیم؛ شاخص دوم نشان دهنده لحظه‌ای است که تخمین زده می‌شود. $x_{0|k} = x_k$ ، حالت اولیه



شکل (۲) - اصول طراحی کنترل پیش‌بین [۷].

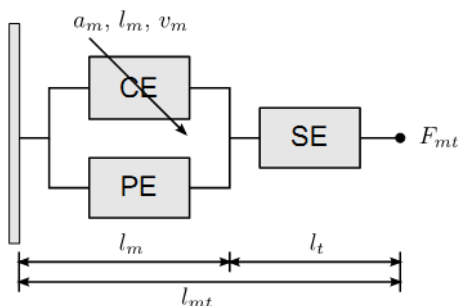


شکل (۴) - مدل تک لینکه دست. شتاب گرانش زمین در راستای منفی محور عمود فرض شده است. مرکز جرم لینک در وسط لینک فرض شده است.

۳-۲- انقباض عضله

دینامیک انقباضی عضلات، اغلب یا بر اساس مدل‌های ^5HH است که ویژگی‌های فیزیولوژیک انقباض در آنها اهمیت پیدا می‌کند و یا بر اساس مدل هیل^۶ است که بیشتر از دیدگاه سیستمی بررسی می‌شود. در این پژوهش ما مدل هیل را انتخاب کردیم؛ زیرا این مدل مصالحه خوبی بین پیچیدگی و دقت برقرار کرده است. البته در بعضی پژوهش‌ها از مدل‌های ساده‌تری نیز استفاده شده است که در این پژوهش این ساده‌سازی‌ها مطلوب نیست [۸-۱۰].

در مدل هیل، عضله از یک جزء انقباضی فعال^۷ (CE) و دو جزء غیرفعال^۸ تشکیل شده است که این دو جزء عبارتند از: جزء موازی^۹ (PE) که مربوط به خاصیت ارتجاعی عضله است و جزء سری^{۱۰} (SE) که مربوط به تاندون است. نمونه‌ای از پیکره بندی این اجزا در شکل (۵) نشان داده شده است.



شکل (۵) - مدل عضله بر اساس مدل هیل، که متشکل از جزء فعال (CE) و اجزای غیرفعال (SE و PE)

همانطور که در معرفی کنترل‌کننده MPC اشاره شد، این کنترل‌کننده به مدلی از سیستم نیاز دارد. بنابراین نیاز است تا مدلی برای سیستم مورد نظر داشته باشیم که برای دو هدف از آن استفاده می‌کنیم؛ که عبارتند از:

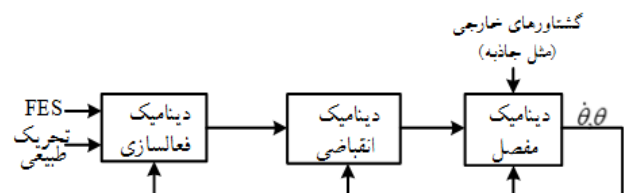
- استفاده در کنترل‌کننده پیش‌بین مبتنی بر مدل
- استفاده در شبیه‌سازی سیستم مورد نظر

۳- ساختار مدل

توصیف رفتار مفصل، به دلیل وجود عضلات و ورودی‌های عصبی مربوط به آن (یا تحریک الکتریکی) کار مشکلی است. نیروی تولیدی عضله، تابعی غیر خطی از ورودی‌های عصبی، طول، سرعت، سطح خستگی عضله و عوامل دیگری است. بنابراین فرایند مدل‌سازی را به سه بخش تقسیم می‌کنیم:

- دینامیک مفصل
- دینامیک انقباضی
- دینامیک فعال‌سازی

که در شکل (۳) زیر نمودار جعبه‌ای مربوط به این مدل نشان داده شده است.



شکل (۳) - نمودار جعبه‌ای مربوط به مدل مفصل

۳-۱- دینامیک مفصل

در این پژوهش تمرکز تنها بر کنترل حرکت تک مفصل آرنج با یک درجه آزادی (باز و بسته شدن ساعد؛ حرکت‌های چرخشی ساعد مورد توجه نیستند) است. بنابراین در این مدل تنها ساعد، و مانند پاندولی در نظر گرفته شده است [شکل (۴)] که معادله دینامیک آن بصورت معادله (۵) است [۱]:

$$\left(\frac{1}{4}ml^2 + I\right)\ddot{\theta} + \frac{1}{2}mgl \cos(\theta) = T \quad (5)$$

در این معادله T مجموع گشتاورهای اعمالی به مفصل آرنج است که باعث حرکت ساعد می‌شود. m جرم ساعد، I ممان اینرسی، l طول ساعد و g ثابت گرانش زمین است.

⁵Houcain Huxley
⁹Parallel Element

⁶Hill Model
¹⁰Serial Element

⁷Active Contractile

⁸Passive

اینجا از یک تابع گوسین برای مدل‌سازی رابطه بین طول و نیروی عضله استفاده شده است [۱۳]:

$$f_l(l_{ce}, a_m) = \exp \left[- \left(\frac{l_{ce} - l_{ce_{max}}(a_m)}{k_{l_1}} \right)^2 \right] \quad (10)$$

$l_{ce_{max}}$ بیشینه طول جزء انقباضی است که به سطح فعالیت عضله a_m وابسته است و از معادله (۱۱) بدست می‌آید:

$$l_{ce_{max}}(a_m) = k_{l_2} + k_{l_3}(1 - a_m) \quad (11)$$

در روابط (۱۰) و (۱۱) پارامترهای $k_{l_{1-3}}$ ثابت هستند. همچنین برای رابطه بین سرعت و نیرو تابعی به شکل زیر در نظر گرفته شده است [۱۱، ۱۴]:

$$f_v(v_{ce}) = 0.54 \arctan(5.69v_{ce} + 0.51) + 0.745 \quad (12)$$

۳-۳- دینامیک فعال‌سازی

دینامیک فعال‌سازی معرف رویدادهای فیزیولوژیک است که بین ورودی‌های تحریکی رسیده به عضله (e_m)، و حالت فعال تولید شده (a_m) اتفاق می‌افتد و باعث انقباض فیبرها و تولید نیرو بوسیله جزء انقباضی می‌شود. این دینامیک‌ها با آزاد کردن کلسیم و مقید کردن تروپین^{۱۱} دیکته می‌شود [۱۵]. می‌بایست توجه داشت که فیبرهای عضلانی مختلف، دینامیک فعال‌سازی متفاوتی دارند؛ برای مثال فیبرهای سریع، در مقایسه با فیبرهای کند، دینامیک فعال‌سازی سریع‌تری دارند. به هر حال با توجه به مدل پیشنهاد شده در منبع [۱۶] می‌توان متوسط رفتار مشاهده شده در فیبرهای عضلانی را با دینامیک مرتبه‌ی اول با ثابت‌های زمانی τ_{ac} (ثابت زمانی فعال‌سازی) و τ_{da} (ثابت زمانی بی‌اثرسازی) مدل کرد:

$$\dot{a}_m = \frac{1}{\tau_{ac}}(e_m^2 - e_m a_m) + \frac{1}{\tau_{da}}(e_m - a_m) \quad (13)$$

در معادله (۱۳) e_m ورودی تحریک رسیده به عضله است که آن را از نظر فیزیولوژیک می‌توان برابر با سیگنال یکسوشده^{۱۲} EMG مربوط به عضله مورد نظر، در نظر گرفت [۱۷]. از اینرو برای بدست آوردن رابطه بین EMG و نیروی عضله، ابتدا EMG خام را با استفاده از رابطه (۱۳) فیلتر کرده؛ سپس a_m بدست آمده را به عنوان ورودی دینامیک انقباضی عضله در نظر می‌گیریم.

برای بدست آوردن e_m ، راه معمول این است که به جای استفاده از خود سیگنال تحریک - که معمولاً از قطار پالس دو

نیروی CE تولید می‌کند، وابسته به طول، سرعت و سطح فعال‌سازی عضله است و با نیروی بیشینه ایزومتریک عضله $F_{mt_{max}}^m$ بهنجار شده است. بنابراین خواهیم داشت:

$$F_{mt}^m(l_{ce}, v_{ce}, a_m) = F_{mt_{max}}^m f_{ce}(l_{ce}, v_{ce}, a_m) \quad (6)$$

که در (۶)، $f_{ce}(l_{ce}, v_{ce}, a_m)$ برابر خواهد بود با:

$$f_{ce}(l_{ce}, v_{ce}, a_m) = a_m f_l(l_{ce}, a_m) f_v(v_{ce}, a_m) \quad (7)$$

و در (۷)، f_l و f_v به ترتیب نشان‌دهنده روابط بین طول نیرو و سرعت نیرو هستند. در ضمن l_{ce} و v_{ce} به ترتیب معرف طول و سرعت بهنجار شده هستند که از روابط زیر محاسبه می‌شوند:

$$l_{ce} = \frac{l_{ce}^m}{l_{ce0}^m} \quad \text{و} \quad v_{ce} = \frac{v_{ce}^m}{v_{ce0}^m} \quad (8)$$

در این رابطه l_{ce0}^m طول بهینه جزء انقباضی (وابسته به پارامترهای عضله) و v_{ce0}^m سرعت بی‌باری جزء انقباضی است. l_{ce}^m و v_{ce}^m طول (m) و سرعت (m/s) واقعی جزء انقباضی هستند. نیروی عضله فعال به شدت به طول عضله l_{ce}^m وابسته است و $F_{mt_{max}}^m$ در طول بهینه عضله l_{ce0}^m رخ می‌دهد.

برای اجرای این مدل و محاسبه F_{mt}^m به محاسبه طول l_{mt} و سرعت v_{mt} عضله نیاز است؛ بنابراین مهم‌ترین قسمت، محاسبه طول و سرعت عضله است. در صورتی که جزء سری را نادیده بگیریم (به عبارت دیگر سفتی تاندون‌ها را بی‌نهایت فرض کنیم)، به راحتی می‌توانیم با استفاده از θ و $\dot{\theta}$ مفصل، طول و سرعت عضله را بدست آوریم که روند به دست آوردن آن‌ها به صورت زیر است [۱۱]:

$$l_{ce}^m = r(\theta - \theta_0) + l_{ce0}^m \quad (9)$$

$$v_{ce}^m = r\dot{\theta}$$

در رابطه (۹) θ زاویه مفصل آرنج، θ_0 زاویه استراحت و r بازوی گشتاور عضله است. ولی در صورتی که جزء سری را در نظر بگیریم و بخواهیم طول و سرعت عضله را بدست آوریم نیاز به اطلاعات دیگری است که به راحتی نمی‌توان آن‌ها را با زاویه مفصل بدست آورد [۱۲، ۱۳].

در پژوهش‌های مختلف برای خواص چسبندگی و ارتجاعی فعال عضله، توابع اختصاصی بیان شده است که در

^{۱۱}Troponin

^{۱۲}Electromyography

استخدام مکانی معرف دینامیک تحریک تک واحد حرکتی است که اغلب، به طور مستقیم از فرکانس تحریک f محاسبه می‌شود. می‌بایست توجه داشت این نوع مدل‌سازی برای سیستم‌هایی مفید است که در آن فرکانس تحریک ثابت نگاه داشته می‌شود [۱۹، ۲۰]:

$$e_{mt} = \frac{(0.1f)^2}{1 + (0.1f)^2} \quad (18)$$

۳-۴- اعتبارسنجی مدل

بمنظور اعتبارسنجی مدل ارائه شده، الگوهای تحریکی با فرکانس‌های متفاوت، همانند قسمت (الف) شکل (۶)، ساخته شده (در این الگو موجی سینوسی با فرکانس ۳/۵ هرتز برای روی پهنای پالس مدوله شده است)؛ به مدل دست و دست واقعی اعمال شد. در این آزمایش‌ها هدف بررسی پاسخ دست واقعی و مدل دست به سیگنال‌های تحریک مختلف بود. بنابراین با توجه به این نکته که حرکت مورد نیاز برای کاهش لرزش دست، حرکتی سینوسی شکل است؛ بررسی این نوع حرکت در مدل و در واقعیت ضروری به نظر می‌رسید. نتایج این آزمایش را در شکل (۶) مشاهده می‌کنید. پاسخ فرکانسی مدل و دست واقعی نیز در شکل (۷) نشان داده شده است. همانگونه که انتظار می‌رفت، در مدل و آزمایش واقعی حرکتی به شکل سینوسی و با فرکانس ۳/۵ هرتز تولید شده است. ضمن برای شبیه‌سازی مدل فوق و مقایسه با نتایج واقعی از پارامترهای موجود در جداول (۱) و (۲) استفاده شده است.

۴- نحوه پیاده‌سازی کنترل‌کننده MPC

از مدل مفصل به عنوان مدل پیش‌بین استفاده می‌کنیم؛ این مدل - همان‌طور که در بخش ۳-۱ ارائه شد - بصورت زیر است:

$$T_t + T_v + T_{at} = \left\{ \begin{array}{l} \left(\frac{1}{4} ml^2 + I \right) \ddot{\theta} + \frac{1}{2} mgl \cos \theta \\ -T_p(\theta, \dot{\theta}) \end{array} \right\} \quad (19)$$

برای سادگی گشتاور حرکت ارادی را برابر صفر، T_{at} را به عنوان ورودی در نظر می‌گیریم T_t به عنوان اغتشاش به سیستم اعمال می‌شود تا در سیستم لرزش ایجاد کند. همچنین T_p وابسته به θ و $\dot{\theta}$ است.

فاز تشکیل شده است - آن را مستقیماً از پارامترهای تحریک بدست آورد [۱۸، ۱۹]. همچنین می‌توان دینامیک یک واحد حرکتی را جداگانه (استخدام زمانی) و سطح استخدام چندین واحد حرکتی را - که عضله را تشکیل می‌دهند - (استخدام مکانی)، جداگانه مدل کرد. بنابراین e_{ms} معرف استخدام مکانی، e_{mt} معرف استخدام زمانی است و e_m از ضرب e_{ms} و e_{mt} بدست می‌آید:

$$e_m = e_{ms} e_{mt} \quad (14)$$

برای محاسبه e_{ms} ، ابتدا فرض بر این بود که به‌کارگیری واحدهای حرکتی تابعی از یکی از پارامترهای دامنه (i) یا پهنای پالس (pw) است و آن را با تابعی سیگموئید شکل مدل کرده بودند [۱۹-۲۱]؛ اما بعداً مدلی ارائه شد که در آن برای به‌کارگیری واحدهای حرکتی هر دو پارامتر به عنوان متغیر استفاده می‌شود و هر دو پارامتر تعداد واحدهای حرکتی را کنترل می‌کنند [۷].

$$e_{ms} = \begin{cases} 0 & z < pw_d \\ \frac{(z - pw_d)}{pw_s - pw_d} & pw_d < z < PW_s \\ 1 & z > PW_s \end{cases} \quad (15)$$

$$e_{ms} = k_{am_1} \left[\tanh(\alpha_{am} - k_{am_2}) + \tanh(k_{am_2}) \right] \quad (16)$$

$$\alpha_{am} = k_{am_3} \left\{ \left[1 + k_{am_4} \left(\frac{pw}{pw_{max}} \right) \right] \times \left[1 + k_{am_5} \left(\frac{i}{i_{max}} \right) \right] \frac{q}{q_{max}} \right\}$$

در رابطه (۱۵) پارامتری که تعداد واحدهای حرکتی مورد استفاده را کنترل می‌کند، فقط پهنای پالس است. در این رابطه pw_d ، پهنای پالس آستانه و PW_s ، پهنای پالس اشباع است. در رابطه (۱۶) پارامتر قابل کنترل پهنای پالس و دامنه پالس است. در این رابطه $k_{am_{1-5}}$ پارامترهای ثابت و i_{max} و pw_{max} پارامترهای وابسته به شخص هستند که از قبل تعیین می‌شوند.

در رابطه (۱۷) مجموع بار الکتریکی انتقال یافته (q) برابر است با:

$$q = \int idt \quad (17)$$

جدول (۱)- پارامترهای مدل عضله که مستقل از مفصل هستند [۱،۳]

مقدار	پارامتر	مقدار	پارامتر	زیر سیستم
۱/۶	m	۰/۰۱۳	I	دینامیک مفصل
۵۱Nm	M_{max}	۰/۳۲	l	
۰/۲	k_{l_3}	۵	v_{ce_0}	انقباض عضله
$\frac{\pi}{6}$	θ_0	۰/۲۵	k_{l_1}	
$\pm ۰/۰۳$	r	۱/۰۵۰	k_{l_2}	
۴۰	τ_{ac}	۱	k_{am_1}	فعال سازی عضله
۷۰	τ_{da}	۰/۲۵	k_{am_2}	
۱۰۰	PW_d	۳/۲۳	k_{am_3}	
۵۰۰	PW_s	-۰/۴۳۶	k_{am_4}	
		۱/۹۵	k_{am_5}	

جدول (۲)- پارامترهای مدل عضله که وابسته به مفصل هستند [۱، ۳]

سه سر بازویی	دوسر بازویی	واحد	پارامتر
۹۰۰	۹۰۰	[N]	$F_{mt_{max}}^m$
۰/۰۸۴	۰/۱۳۶	[m]	$l_{ce_0}^m$

حال رابطه (۲۳) به شکل استاندارد معادله حالت - که می‌توانیم در MPC استفاده کنیم- تبدیل شده است.

کنترل‌کننده MPC همانطور که در شکل (۱) نشان داده شده است، گشتاور مناسب (T_{at}) را تولید می‌کند و باید این گشتاور را به مدل وارون عضله اعمال کنیم تا پهنای پالس مناسب برای اعمال به تحریک‌کننده یا برای شبیه‌سازی و اعمال به مدل، بدست آید.

۵- بحث و نتیجه‌گیری

نتایج بدست آمده در این پژوهش، در این بخش ارائه خواهد شد؛ ولی در ابتدا بیان چند نکته در مورد شبیه‌سازی سیستم فوق ضروری است:

با تعریف $u = T_{at}$ و $f(\theta, \dot{\theta}) = T_p(\theta, \dot{\theta}) - \frac{1}{2}mgl \cos \theta$ معادله فوق را می‌توانیم بصورت زیر بازنویسی کنیم:

$$\ddot{\theta} = \left(\frac{1}{4}ml^2 + I \right)^{-1} (f(\theta, \dot{\theta}) + u) \quad (20)$$

برای اینکه بتوانیم از مدل فوق در MPC استفاده کنیم ابتدا بایستی آن را به فضای حالت ببریم که با تعریف $x_m = [\theta \quad \dot{\theta}]$ خواهیم داشت:

$$\dot{x}_{m1} = x_{m2} \quad (21)$$

$$\dot{x}_{m2} = \left(\frac{1}{4}ml^2 + I \right)^{-1} (f(x_{m1}, x_{m2}) + u)$$

سپس با خطی سازی آن حول نقطه‌ی کار به فرم عمومی یک معادله‌ی حالت برای استفاده در MPC می‌رسیم.

$$\dot{x}_m = A_m x_m + B_m u \quad (22)$$

$$y = C_m x_m$$

• انتخاب مقادیر مناسب برای پارامترهای MPC در پایداری آن تأثیر زیادی دارد. افق پیش‌بین را در این سیستم به دلیل اینکه در خروجی، سیگنالی متناوب داریم، باید یک دوره تناوب در نظر بگیریم؛ $H_p = 50$ و افق کنترل را نیز $H_c = 2$ در نظر می‌گیریم. $\frac{Q}{\gamma} = 0.1$ در نظر می‌گیریم. با افزایش این پارامتر خطا در خروجی افزایش و سیگنال کنترل کاهش پیدا می‌کند و با کاهش این پارامتر خطا در خروجی کاهش و سیگنال کنترل افزایش پیدا می‌کند.

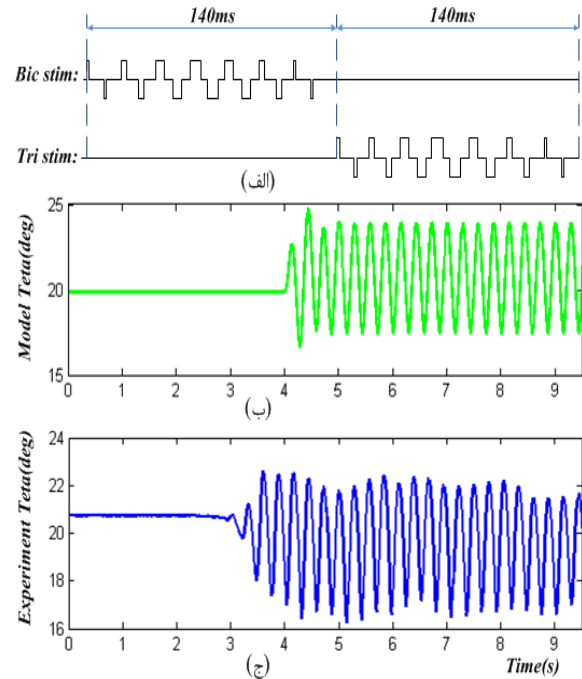
در ادامه سیگنال‌های خروجی (برای کنترل‌کننده PID و MPC) و سیگنال کنترل برای کاهش لرزش برای لرزش‌های ۳ هرتز در شکل (۸)، ۳ هرتز در شکل (۹) و ۷ هرتز در شکل (۱۰) نشان داده شده است.

در جدول (۳) میزان بهبود لرزش برای کنترل‌کننده فازی طراحی شده در مرجع [۱]، کنترل‌کننده PID و MPC، در فرکانس‌های مختلف نشان داده شده است. همانطور که مشاهده می‌شود میزان بهبود در فرکانس ۵ هرتز برای کنترل‌کننده فازی ۸۵٪ و برای MPC ۹۵٪ است.

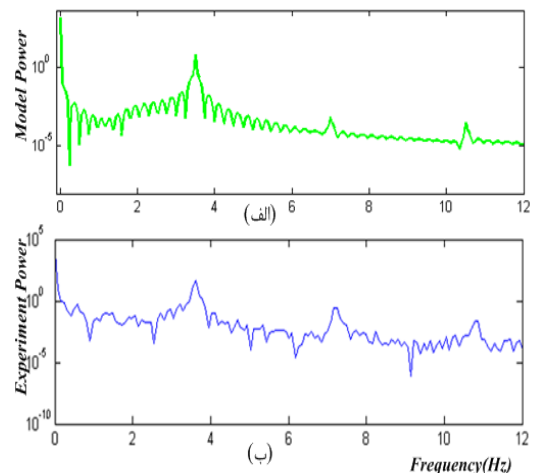
جدول (۳) - نتایج مربوط به بهبود لرزش در کنترل‌کننده‌های مختلف

کنترل‌کننده فرکانس	MPC	PID	Fuzzy
۳ هرتز	۹۸٪ بهبود	۶۸٪ بهبود	-
۵ هرتز	۹۵٪ بهبود	۵۰٪ بهبود	۸۵٪ بهبود
۷ هرتز	۸۵٪ بهبود	تشدید لرزش	-

همان‌گونه که ذکر شد سیستم تحت بررسی، غیر خطی و دارای تأخیر زمانی است. همانطور که در نتایج مشاهده می‌شود کنترل‌کننده PID زمانی که فرکانس افزایش پیدا می‌کند خطایش افزایش پیدا کرده؛ سیگنالی هم‌فاز با سیگنال لرزش تولید می‌کند و باعث تشدید لرزش می‌شود. کنترل‌کننده فازی ارائه شده نیز شبیه‌سازی شد که این کنترل‌کننده نیز در افزایش فرکانس با چنین مشکلی روبه‌رو می‌شود.

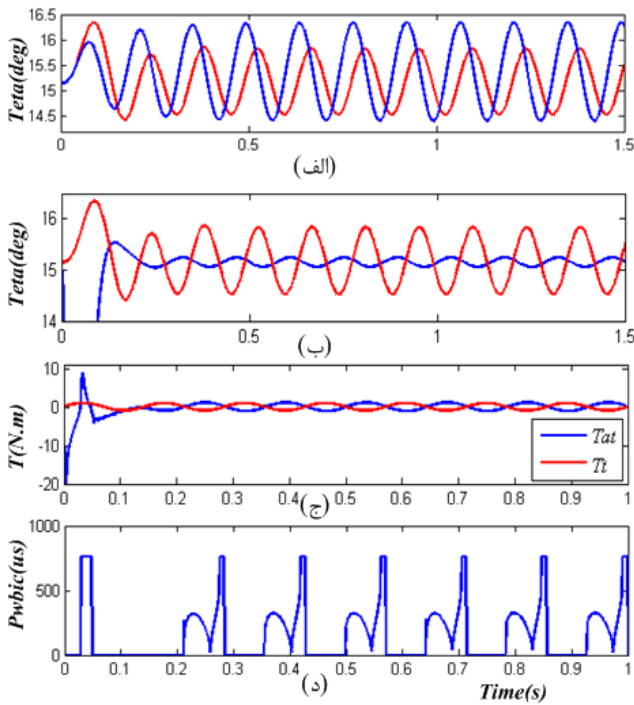


شکل (۶) - الف) الگوی تحریک ساخته شده. ب) پاسخ مدل به تحریک. ج) پاسخ دست به تحریک.



شکل (۷) - پاسخ فرکانسی الف) سیگنال بدست آمده از مدل. ب) سیگنال ثبت شده از آزمایش واقعی.

- کدهای مربوط به کنترل‌کننده MPC و مدل سیستم در نرم‌افزار Matlab نسخه ۲۰۰۹ نوشته شد.
- برای شبیه‌سازی لرزش روی مفصل، لرزش را به عنوان اغتشاش در نظر گرفته‌ایم و آن را به مدل مفصل اعمال کرده‌ایم. با توجه به اینکه لرزش، حرکتی غیرارادی، متناوب و تقریباً سینوسی است، سیگنالی سینوسی با فرکانس ۳، ۵ و ۷ هرتز به مدل مفصل اعمال شده است [۲۲].

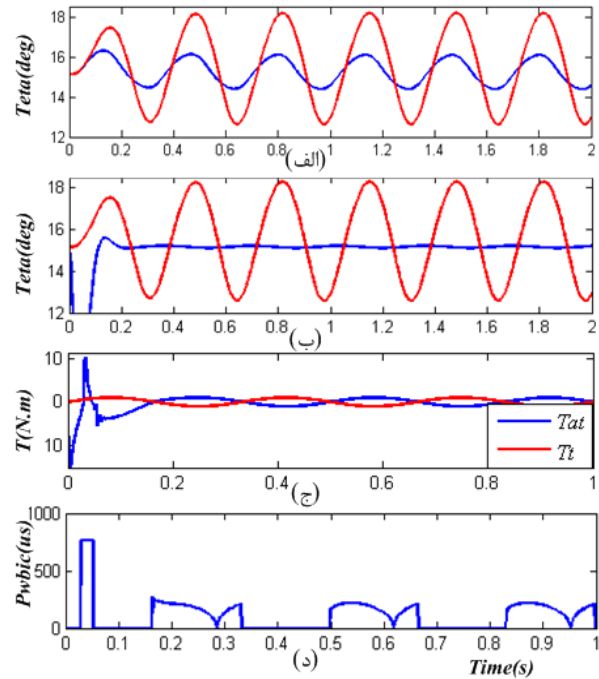


شکل (۱۰) - سیگنال‌های مربوط به لرزش ۷ هرتز (الف) سیگنال آبی مربوط به لرزش کاهش یافته توسط کنترل PID و سیگنال قرمز رنگ، مربوط به سیگنال اولیه. (ب) همانند (الف) برای کنترل کننده MPC (ج) سیگنال کنترل ضد لرزش و سیگنال اغتشاش لرزش. (د) پهنای پالس تولیدشده توسط مدل وارون.

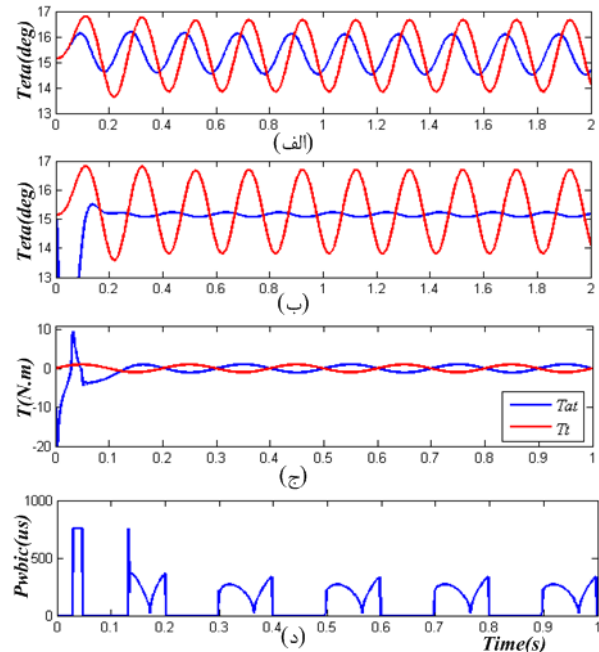
اما نتایج نشان دهنده این است که کنترل کننده MPC با افزایش فرکانس دچار تأخیر فاز نمی‌شود؛ ضمن این‌که سیستم غیر خطی است و در قسمت پیش‌بینی MPC از مدل خطی شده استفاده و سیگنال کنترل به سیستم غیرخطی اعمال شده است. این بدان معناست که میان مدل پیش‌بینی و سیستم عدم تطابق وجود دارد. همچنین تا درصدی پارامترهای ثابت را - که در جداول (۱) و (۲) مشاهده می‌شود- بین مدل پیش‌بینی و سیستم تغییر دادیم که نتایج بازهم رضایت‌بخش بوده است. بنابراین کنترل کننده MPC طراحی شده نیز در برابر تغییرات فرکانس و در برابر عدم تطابق‌ها در مقایسه با کنترل کننده‌های بکاربرده شده، تا حدودی مقاوم است.

۶- مراجع

[1] Dingguo Z., Wei-Tech A., Tremor Suppression of Elbow Joint via Functional Electrical Stimulation: A Simulation Study; in Automation Science and Engineering, 2006. CASE '06. IEEE International Conference on, 2006: 182-187.



شکل (۸) - سیگنال‌های مربوط به لرزش ۳ هرتز (الف) سیگنال آبی مربوط به لرزش کاهش یافته با کنترل PID و سیگنال قرمز رنگ مربوط به سیگنال اولیه. (ب) همانند (الف) برای کنترل کننده MPC (ج) سیگنال کنترل ضد لرزش و سیگنال اغتشاش لرزش. (د) پهنای پالس تولیدشده با مدل وارون.



شکل (۹) - سیگنال‌های مربوط به لرزش ۵ هرتز (الف) سیگنال آبی مربوط به لرزش کاهش یافته با کنترل PID و سیگنال قرمز رنگ مربوط به سیگنال اولیه. (ب) همانند (الف) برای کنترل کننده MPC (ج) سیگنال کنترل ضد لرزش و سیگنال اغتشاش لرزش. (د) پهنای پالس تولیدشده با مدل وارون.

- coordination?; *Human Movement Science*, 1995; 14: 401-442.
- [13] Winters J., An improved muscle-reflex actuator for use in large-scale neuromusculoskeletal models; *Annals of Biomedical Engineering*, 1995; 23: 359-374.
- [14] Hatze H., A myocybernetic control model of skeletal muscle; *Biological Cybernetics*, 1977; 25: 103-119.
- [15] Kandel E.R., Schwartz J.H., Jessell T.M., *Principles of neural science vol. 4*: McGraw-Hill New York, 2000.
- [16] Winters J.M., Stark L., Analysis of fundamental human movement patterns through the use of in-depth antagonistic muscle models; *Biomedical Engineering, IEEE Transactions on*, 1985: 826-839.
- [17] Winters J.M., Crago P.E., *Biomechanics and Neural Control of Posture and Movement*. New York: Springer-Verlag, 2000.
- [18] Jezernik S., Wassink R.G.V., Keller T., Sliding mode closed-loop control of FES controlling the shank movement; *Biomedical Engineering, IEEE Transactions on*, 2004; 51: 263-272.
- [19] Riener R., Quintern J., Schmidt G., Biomechanical model of the human knee evaluated by neuromuscular stimulation; *Journal of Biomechanics*, 1996; 29: 1157-1167.
- [20] Ferrarin M., Palazzo F., Riener R., Quintern J., Model-based control of FES-induced single joint movements; *Neural Systems and Rehabilitation Engineering, IEEE Transactions on*, 2001; 9: 245-257.
- [21] Benoussaad M., Hayashibe M., Fattal C., Poignet P., Guiraud D., Identification and validation of fes physiological musculoskeletal model in paraplegic subjects; in *Engineering in Medicine and Biology Society*, 2009. EMBC 2009. Annual International Conference of the IEEE, 2009: 6538-6541.
- [22] Zhang D., Ang W.T., Reciprocal EMG controlled FES for pathological tremor suppression of forearm; in *Engineering in Medicine and Biology Society*, 2007. EMBS 2007. 29th Annual International Conference of the IEEE, 2007: 4810-4813.
- [2] Bo A.P.L., Poignet P., Dingguo Z., Wei-Tech A., FES-controlled co-contraction strategies for pathological tremor compensation; in *Intelligent Robots and Systems, 2009. IROS 2009. IEEE/RSJ International Conference on*, 2009: 1633-1638.
- [3] Zhang D., Poignet P., Widjaja F., Tech Ang W., Neural oscillator based control for pathological tremor suppression via functional electrical stimulation; *Control Engineering Practice*, 2011; 19: 74-88.
- [4] Prochazka A., Elek J., Javidan M., Attenuation of pathological tremors by functional electrical stimulation I: Method; *Annals of Biomedical Engineering*, 1992; 20: 205-224.
- [5] Camacho E., Bordons C., *Model predictive control in the process industry, advances in industrial control*; ed: Springer, London, 1995.
- [6] Allgöwer F., Badgwell T.A., Qin J.S., Rawlings J.B., Wright S.J., *Nonlinear Predictive Control and Moving Horizon Estimation — An Introductory Overview*; in *Advances in Control*, P. Frank, Ed., ed: Springer London, 1999: 391-449.
- [7] Mohammed S., Poignet P., Guiraud D., Closed loop nonlinear model predictive control applied on paralyzed muscles to restore lower limbs functions; in *Intelligent Robots and Systems, 2006 IEEE/RSJ International Conference on*, 2006: 259-264.
- [8] Hill A., The heat of shortening and the dynamic constants of muscle; *Proceedings of the Royal Society of London. Series B, Biological Sciences*, 1938; 126: 136-195.
- [9] Huxley A.F., Muscle structure and theories of contraction; *Progress in Biophysics and Biophysical Chemistry*, 1957; 7: 255-318.
- [10] Makssoud H.E., Guiraud D., Poignet P., Mathematical muscle model for functional electrical stimulation control strategies; in *Robotics and Automation, 2004. Proceedings. ICRA '04. 2004 IEEE International Conference on*, 2004; 2: 1282-1287.
- [11] Riener R., Fuhr T., Patient-driven control of FES-supported standing up: a simulation study; *Rehabilitation Engineering, IEEE Transactions on*, 1998; 6: 113-124.
- [12] Winters J.M., How detailed should muscle models be to understand multi-joint movement