

## پیش بینی و فقی نیروی تولید شده عضلات ساعد با استفاده از سیگنال های الکترومایوگرافی

الهام اصغری<sup>۱</sup>، سحر مقیمی<sup>۲\*</sup>

<sup>۱</sup> گروه مهندسی برق، دانشکده مهندسی، دانشگاه فردوسی مشهد  
<sup>۲</sup> asghari\_ell@yahoo.com<sup>۲</sup> s.moghimi@um.ac.ir

چکیده - این مقاله یک روش برای پیش بینی نیرو با استفاده از *SEMG* و دنبال کردن پدیده ی خستگی ارائه می دهد. در این مقاله سه نفر فرد سالم موظف به انجام فرایند آزمایشی که موجب ایجاد خستگی می شود می باشند. یک مدل هم‌رشتاین دو ورودی برای مدل کردن دینامیک های عضلات درگیر در هنگام گرفتن اجسام و نیروی دست استفاده شده است. *SEMG* دو عضله ای که بیشترین درگیری را در حرکت گرفتن دارند به عنوان ورودی و نیروی کف دست به عنوان خروجی مدل در نظر گرفته می شود. معیار تغییرات *MF* در افراد به خوبی متغیر بودن محتوای فرکانسی سیگنال *SEMG* را نشان می دهد که با توجه به آن فرایند شناسایی مدل را بصورت و فقی و متغیر با زمان با استفاده از روش *RLS* انجام می دهیم. نتایج نشان می دهد مدل ارائه شده با دقت بالایی قادر به پیش بینی بلادرنگ نیرو حتی به هنگام بروز خستگی می باشد.

کلید واژه - پیش بینی نیرو، پیش بینی و فقی، حرکت گرفتن، سیگنال الکترومایوگرافی.

نیرو/گشتاور غلبه کرده اند. از این طریق زمانی که اندازه گیری نیرو ناممکن باشد با داشتن مدلی مناسب می توان از سیگنال *EMG* برای پیش بینی نیرو استفاده کرد. بنابراین توسعه مدلی مناسب که رابطه بین *SEMG* و نیرو را توصیف کند بسیار حایز اهمیت است.

مدل هایی با ساختار بلوکی مدل هایی ساده هستند که قابلیت تخمین بلادرنگ نیروی تولید شده توسط عضلات را برای ما فراهم میکنند [۲]. در حوزه مدلسازی دینامیک فعالیت الکتریکی-مکانیکی عضله استفاده از ساختار هم‌رشتاین به علت تشابه این مدل به دینامیک های انقباض عضله بسیار رایج است [۳]. از آنجا که رابطه ی دینامیک فعالیت و نیروی عضلات ثابت نیست و در اثر پدیده ی خستگی دستخوش تغییراتی می شود [۴]، برای دنبال کردن اثر این پدیده در نیروی تولید شده باید به پیش بینی و فقی نیرو با استفاده از مدلی با پارامترهای متغیر با زمان پرداخت.

در پژوهش هایی که تاکنون به منظور مدل کردن رابطه ی بین نیروی ارادی و *EMG* انجام شده است زمان فرایند آزمایش طوری انتخاب شده است که باعث القای خستگی در عضله نشود [۱]. دنبال کردن اثر خستگی در پژوهش هایی که به مدل سازی نیروی تولید شده در اثر تحریک الکتریکی عملکردی پرداخته

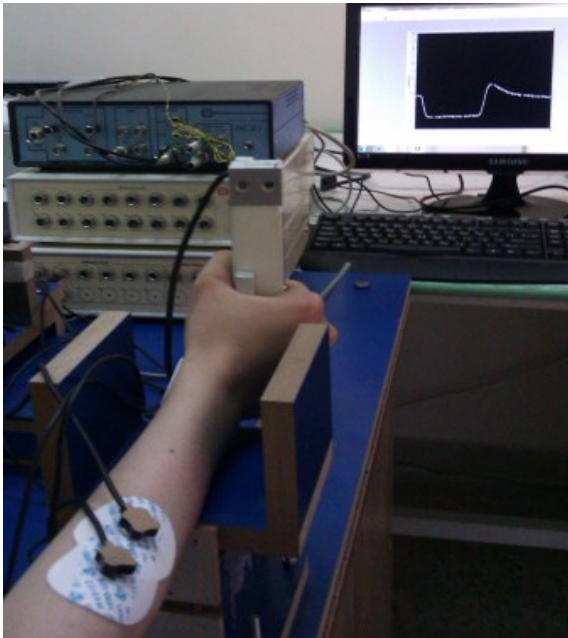
### ۱- مقدمه

در بدن پالس های الکتریکی ای که توسط سیستم اعصاب مرکزی تولید می شود باعث ایجاد انقباضاتی در عضلات می گردد، این انقباضات عامل اصلی تمام فعالیت هایی است که توسط اندام انجام می شود. اندازه گیری میزان انقباض عضله در زمینه هایی مانند مطالعه ی فیزیولوژی عضلات، نوتوانی و تحلیل راه رفتن کاربرد دارد [۱]. پیش بینی نیروی تولید شده توسط عضلات ساعد در مچ دست نیز در زمینه هایی مثل رباتیک، ساخت و کنترل پروتزهای عصبی دست لازم می باشد. در برخی کاربرهای ذکر شده به منظور دانستن نیروی عضله استفاده از سنسورهای تهاجمی لازم می باشد، لیکن محققین به اندازه گیری نیروی عضو که جمع نیروی چندین عضله می باشد، به ناچار بسنده کرده اند. علاوه بر آن مشکلات استفاده از سنسورهای نیرو و گشتاور موجود برای اندازه گیری مستقیم نیرو در عملکرد های معمول باعث شده محققین به ایجاد روش هایی بپردازند که در آن گشتاور عضله با استفاده از مقادیری که به راحتی اندازه گیری می شوند، تخمین زده شود. در دهه های اخیر محققین با تخمین دقیق نیرو با استفاده از سیگنال الکترومایوگرافی سطحی، به مشکلات استفاده از سنسورهای

## ۲- مواد و روش ها

### ۲-۱- ساختار آزمایش

آزمایش روی دست راست سه فرد سالم انجام شده است. افراد همانطور که در شکل ۱ نمایش داده شده است روی صندلی نشسته و دست آنها در راستای عمود بر قفسه سینه، طوری (با زاویه مناسب) روی تکیه گاه قرار میگیرد که فرد در طول آزمایش احساس ناراحتی نداشته باشد. در طی آزمایش حرکات دست افراد محدود شده و داده ها بصورت ایزومتریک ثبت شده است (از فرد خواسته می شود مچ دست را بی حرکت نگاه دارد). داوطلبین داینامومتر را در دست گرفته و در بازه های منقطع بصورت ارادی آن را می فشردند. نیروی ایزومتریک دست در گرفتن ارادی داینامومتر توسط داینامومتر با نرخ نمونه برداری ۱۰۰۰ بصورت آنلاین ثبت شده است. در ابتدای آزمایش فرد برای مدت ۵ ثانیه حداکثر انقباض ارادی (MVC) خود را ایجاد می کرد، که بعدها از دامنه سیگنال SEMG ثبت شده در این مرحله برای نرمالیزاسیون استفاده شد. پس از آن، بعد از ۲ دقیقه استراحت فرد وارد مراحل اصلی آزمایش می شد. یک سیکل آزمایش شامل ۱۰ ثانیه فشردن سنسور و ۵ ثانیه استراحت می شد. در این مرحله داوطلب پالس هایی با دامنه ۰.۶٪ حداکثر نیروی ارادی به داینامومتر وارد کند. این فرآیند برای ۳۰ دقیقه (جهت القای خستگی) تکرار شد.



شکل ۱: نحوه ی انجام آزمایش.

ثبت EMG از دو عضله پالماریس لانگوس و برکیورادیالیس مساعد راست و بصورت دو کاناله و با نرخ نمونه برداری ۱۰۰۰

شده است، مشاهده می شود [۵و۴].

عرفانیان در سال ۱۹۹۸ با استفاده از EMG عضلات ناشی از تحریک الکتریکی عملکردی به تخمین بلادرنج نیروی ایجاد شده در عضله تحریک شده دو فرد فلج پرداخت. در این پژوهش به پیش بینی نیرو در هر دو حالت بروز و عدم بروز خستگی و پرداخته شده است [۵].

ژانگ با استفاده از سیگنال EMG یک روش تخمین گشتاور در شرایط بروز اثر خستگی در عضله در زمینه سیستم های توانی ارائه کرد. وی از فرایند آزمایشی که باعث القای خستگی در عضله می شود استفاده کرد و به مقایسه دو مدل پارامتر-ثابت و پارامتر-تطبیقی (توسعه داده شده با استفاده از فیلتر کالمن) پرداخت [۴]. در این پژوهش مشاهده شد در عضله ی خسته شده مدل پارامتر تطبیقی عملکرد بهتری نسبت به مدل با پارامتر ثابت در پیش بینی گشتاور عضله دارد.

فنگمین و همکاران نیز برای نشان دادن پاسخ ایزومتریک عضله از ساختار هم‌رشتاین استفاده کردند [۶]. شناسایی این ساختار با تکنیک های بازگشتی انجام شده است. پارامترهای خطی و غیر خطی جداگانه و بطور موازی تخمین زده شده اند. در مقایسه ای که بین دو روش شناسایی تخمین حداقل مربعات بازگشتی (RLS) و RLS متناوب انجام شد مشاهده شد روش RLS متناوب در سیستم متغیر با زمان، با تغییرات پارامترها بهتر از RLS به مدل کردن سیستم و دنبال کردن تغییرات سیستم می پردازد.

در این مقاله ما با داشتن سیگنال SEMG مربوط به دو عضله که در حرکت گرفتن بیشترین نقش را در تولید نیروی مچ دست دارند به پیش بینی نیروی مچ دست می پردازیم. از آنجا که کاربردهایی که به بررسی اثر خستگی در دینامیک سیستم نیرو-EMG پرداخته اند، مربوط به مدل سازی نیروی تولید شده در اثر تحریک الکتریکی عملکردی هستند، در این مقاله ما دنبال کردن اثرات خستگی را در حالت ارادی گرفتن اجسام مد نظر قرار داده ایم. هدف از انجام تحقیق حاضر بررسی مدل های قابل تعمیم به پیش بینی بلادرنج نیروی ارادی در تست هایی که موجب القای خستگی خواهند شد می باشد. ایده در نظر گرفتن اثر خستگی در مدل توسعه داده شده بر اساس کاربرد تکنیک های وقفی شناسایی و اصلاح مدل در حین فرایند آزمایش می باشد.

پرداخته شد. مقاومت پوست و مکان قرار گیری الکترودها هنگام انجام آزمایش در دامنه ی SEMG ثبت شده تاثیر بسزایی دارد و در هر بار آزمایش تغییراتی ایجاد میکند. بنابراین برای مقابله با این تغییرات با استفاده از حداکثر نیروی ارادی (MVC) به نرمالیزاسیون داده ها می پردازیم. به نیروی ثبت شده نیز فیلتر میانگین گیر متحرک ۱۰۰ نقطه ای اعمال میشود. داده های پردازش شده ی SEMG و نیرو به ترتیب ورودی و خروجی سیستم برای شناسایی مدل می باشند.

### ۲-۳- مدل توسعه داده شده

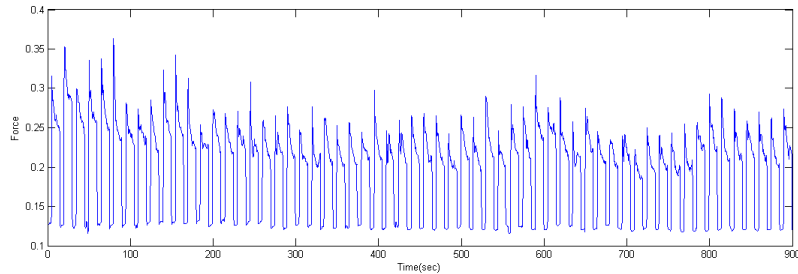
از مدل هم‌رشتاین دو ورودی که در شکل ۳ نمایش داده شده برای مدل کردن دینامیک های عضلات درگیر در هنگام گرفتن اجسام و نیروی دست استفاده شده است. این مدل از یک بلوک غیرخطی استاتیکی که رفتار فعال سازی فیبرهای عضله را توصیف می کند [۶] و یک بلوک خطی دینامیک، که دینامیک های انقباض عضله را نشان می دهد، تشکیل شده است.

انجام شده است. الکترودهای دو قطبی EMG در راستای فیبرهای عضلانی روی شکم عضلات و با فاصله میان الکترودی ۲cm قرار میگیرند. الکتروود مرجع در قسمت درونی مچ دست قرار میگیرد. داده ها توسط نرم افزار LabView در کامپیوتر ذخیره میشوند.

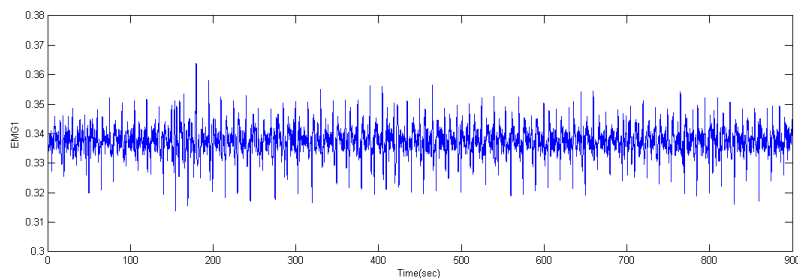
در فرآیند پیش پردازش داده‌ها، بعد از حذف بایاس و یکسو سازی، به کمک یک فیلتر میانگین‌گیر متحرک ۲۰۰ نقطه‌ای سیگنالهای SEMG نرم‌تر می‌شود. برای نرم کردن تغییرات نیرو نیز یک فیلتر میانگین‌گیر متحرک ۱۰۰ نقطه‌ای اعمال شده است. شکل ۲ یک نمونه از سیگنال های ثبت شده را نشان می دهد.

### ۲-۲- پیش پردازش های انجام شده

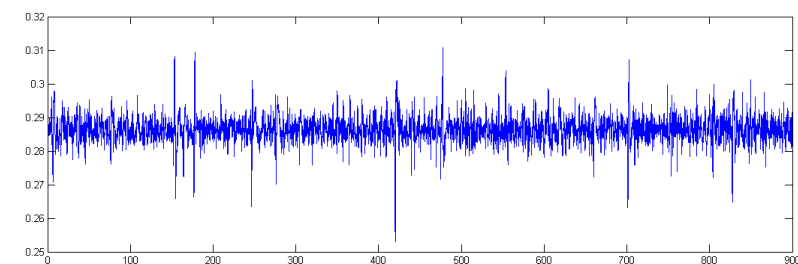
بعد از گذراندن تمام داده های ثبت شده از فیلتر میان گذری با باند فرکانسی ۵ Hz تا ۴۵۰ Hz پردازش های زیر را به داده ها اعمال کردیم. ابتدا هر نوع بایاس DC را از سیگنال EMG حذف کرده و بعد از یکسو کردن سیگنال به نرم کردن سیگنال توسط فیلتر میانگین گیر متحرک ۲۰۰ نقطه ای



الف



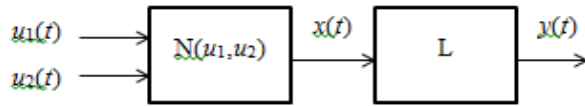
ب



ج

شکل ۲: الف. نیروی تولید شده توسط دست. ب. EMG مربوط به عضله پالماریس لانگوس. ج. EMG مربوط به عضله برکیورادیالیس. (این شکل با دو برابر بزرگنمایی نمایش داده شده است)

منظور تخمین پارامترها استفاده می شود. تعداد پارامترهای مدل وابسته به تعیین  $(l, m)$  می باشد. در این تحقیق طبق نتایج آزمایش و مقایسه درجات مختلف،  $l=2$  و  $m=1$  در نظر گرفته شده است. روش حداقل مربعات خطا استاندارد (RLS) [8] با ضریب فراموشی  $0.99$  برای تخمین پارامترها استفاده می شود. تعداد پارامترهای مدل  $(N_N \times m) + l$  است که  $N_N=5$  می باشد، مقدار  $N_N$  از رابطه (۱) به دست می آید که شامل تعداد پارامترهای تابع غیرخطی (۱)،  $(\gamma_{ij}$  و  $\gamma_i$ ) می باشد. بنابراین در این تحقیق ما دارای ۱۱ پارامتر مجهول می باشیم.



شکل ۳: ساختار استفاده شده در مدل کردن عضله در تحقیق حاضر، جزء استاتیک غیرخطی است که با تابع چندجمله ای  $N(\cdot)$  مدل میشود و  $L$  دینامیک خطی می باشد که با مدل ARX جایگزین میشود.

بلوک غیر خطی معمولاً با یک تابع چندجمله ای درجه دو طبق رابطه زیر مدل می شود:

$$x(t) = \sum_{i=1}^2 \gamma_i u_i(t) + \sum_{i=1}^2 \sum_{j=1}^i \gamma_{ij} u_i(t) u_j(t) \quad (1)$$

### ۳- نتایج

داده های پردازش شده SEMG و نیرو برای شناسایی مدل هم‌رشتاین دو ورودی بکار رفتند. پیش بینی نیرو با استفاده از روش RLS با مدل پارامتر- تطبیقی انجام شده است. شناسایی مجدد مدل در طی زمان منجر به عملکرد بهتر مدل خواهد شد. برای هر فرد مقدار MSE در هر بار انجام شناسایی و اعتبارسنجی (trial) محاسبه شده است (برای کل مدت آزمایش) و از آن به منظور مقایسه استفاده می شود. این نتایج در جدول ۱ نمایش داده شده است. ستون دوم این جدول نسبت فرکانس میانه در ابتدا آزمایش به فرکانس میانه در انتهای آزمایش را نشان میدهد. طبق این شاخص ایجاد خستگی در عضله به خوبی قابل مشاهده می باشد.

شکل ۴ عملکرد این مدل را در پیش بینی نیرو در طول فرآیند آزمایش نشان می دهد. سه سیکل نشان داده شده در این شکل به ترتیب از ابتدا، میان و انتهای آزمایش برای نمایش انتخاب شده اند. همینطور در این شکل میزان تغییرات پارامترهای مدل در هر بار اصلاح مدل مشهود است. پارامتر مربوط به تاخیر خروجی و پارامترهای مربوط به هر تاخیر ورودی در شبیه سازی مربوط به فرد ۲ جداگانه رسم شده است. همانطور که در این شکل دیده می شود، پارامتر مربوط به تاخیر خروجی مدل در طول اصلاح مدل در مقایسه با پارامترهای دیگر دستخوش تغییرات کمتری می شود.

$u_1(t)$  و  $u_2(t)$  ورودی های مدل و  $x(t)$  سیگنال میانی سیستم در زمان  $t$  می باشند. به علت توانایی خوب مدل ARX در پیش-بینی نیرو، قسمت خطی مدل هم‌رشتاین به صورت زیر در نظر گرفته می شود.

$$A(q^{-1})y(t) = B(q^{-1})x(t) + e(t) \quad (2)$$

که

$$\begin{aligned} A(q^{-1}) &= 1 + a_1 q^{-1} + a_2 q^{-2} + \dots + a_l q^{-l} \\ B(q^{-1}) &= b_1 q^{-1} + b_2 q^{-2} + \dots + b_m q^{-m} \end{aligned} \quad (3)$$

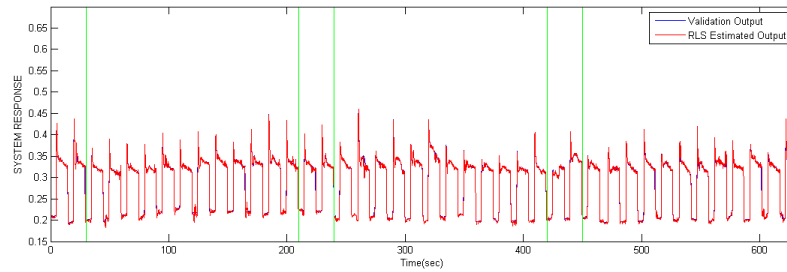
$q^{-1}$  عملگر تاخیر،  $y(t)$  خروجی سیستم در زمان  $t$  و  $e(t)$  نویز سفید گوسی با میانگین صفر می باشد. با جایگذاری معادله (۱) و (۳) در (۲) خروجی مدل در زمان  $t$  بصورت فرمول زیر بدست می آید:

$$\begin{aligned} y(t) &= \sum_{i=1}^l a_i y(t-i) + \sum_{i=1}^m \left( \sum_{j=1}^2 \mu_{ij} u_j(t-i) \right) + \\ &+ \sum_{j=1}^2 \sum_{k=1}^j \mu_{ijk} u_j(t-i) u_k(t-i) \end{aligned} \quad (4)$$

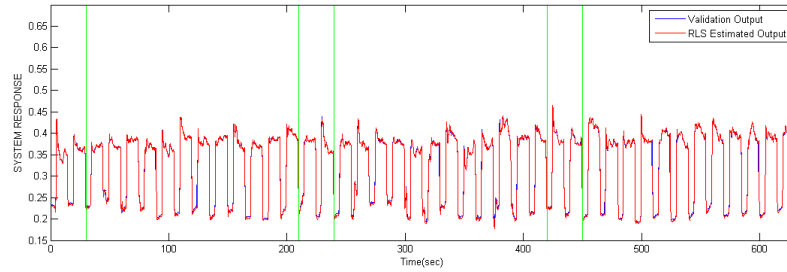
که

$$\mu_{ij} = b_i \gamma_j, \mu_{ijk} = b_i \gamma_{jk} \quad (5)$$

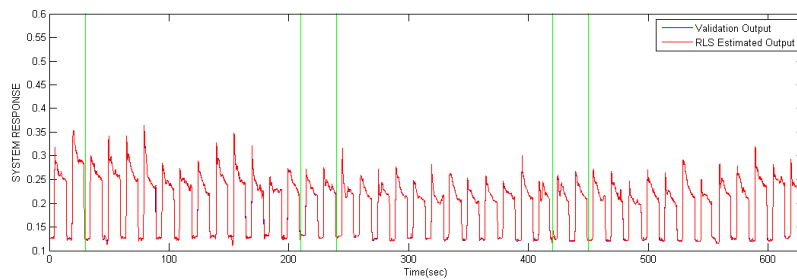
$(a_1, \dots, a_l, \mu_{11}, \mu_{m2}, \mu_{111}, \dots, \mu_{m22})$  پارامترهای مدل را تشکیل میدهند. از نیروی خروجی و SEMG پردازش شده ی ثبت شده که خروجی و ورودی مدل را تشکیل میدهند، به



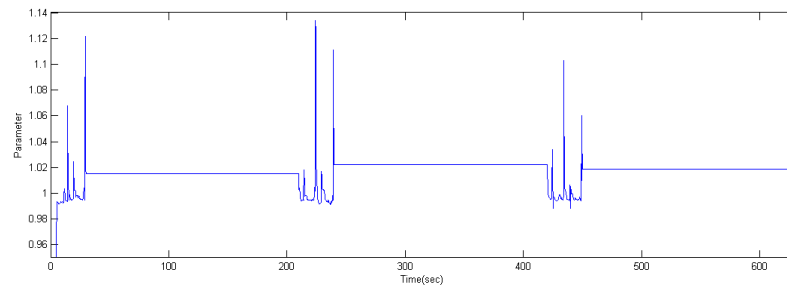
الف



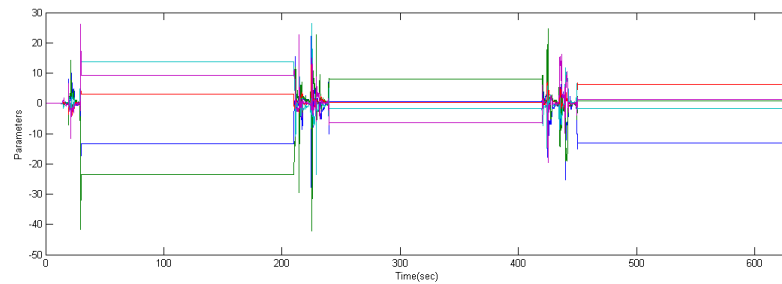
ب



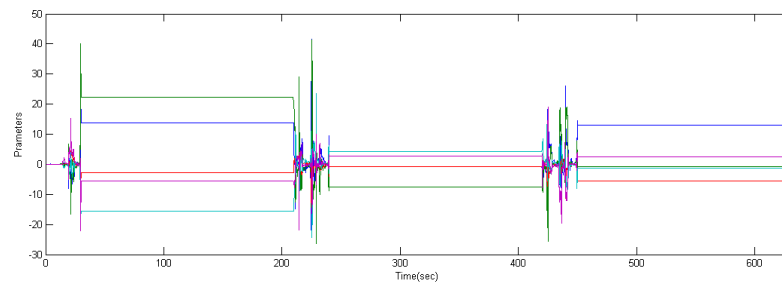
ج



د



ه



و

شکل ۴: الف، ب و ج. نیروی ورودی مدل (خطوط آبی رنگ) و نیروی تخمین زده شده (خطوط قرمز رنگ) در فرد ۱، ۲ و ۳. مدل بین دو خط سبز رنگ شناسایی و سپس به تخمین نیرو پرداخته می شود. د. تغییرات پارامتر مربوط به تاخیر خروجی. ه. تغییرات پارامترهای مربوط به تاخیر اول ورودی. و. تغییرات پارامترهای مربوط به تاخیر دوم ورودی.

#### ۴- جمع بندی

در گامهای بعدی کار می‌توان با در نظر گرفتن هدف مدلسازی که پیش بینی برخظ نیرو می باشد، زمان اصلاح پارامترهای مدل را با در گرفتن میزان تغییرات فرکانس میانه کنترل کرد. بدین معنا که تغییرات MF بالاتر از یک آستانه مشخص را مبنای شناسایی مجدد مدل قرار داد و در نتیجه از هزینه های محاسباتی اضافی جلوگیری کرد.

#### مراجع

- [1] J. Hashemi, E. Morin, P. Mousavi, K. Mountjoy, K. Hashtrudi-Zaad "EMG-Force Modeling Using Parallel Cascade Identification," *Journal of Electromyography and Kinesiology*, vol. 22, pp. 469-477, 2012.
- [2] D.Chou. "Efficacy of Hammerstein Models in Capturing the Dynamics of Isometric Muscle Stimulated at Various Frequencies," *Massachusetts Institute of Technology*, Master of Science in Mechanical Engineering 2006.
- [3] K.J. Hunt, M. Munih, N.de.N. Donaldson, and F.M.D. Barr. "Investigation of the hammerstein hypothesis in the modeling of electrically stimulated muscle," *Biomedical Engineering, IEEE Transactions*, vol. 45, no. 8, pp. 998-1009, 1998.
- [4] Q.Zhang, M.Hayashib,P.Fraisse and D.Guiraud "FES-Induced Torque Prediction With Evoked EMG Sensing for Muscle Fatigue Tracking," *IEEE/ASME TRANSACTIONS ON MECHATRONICS*, vol. 16, no. 5, October 2011. A. Author 1 and B. Author 2, "Title of the journal paper" *IEEE Trans. Antennas and Propagation*, Vol. 55, No. 1, pp. 12-23, 2007.
- [5] M. Munih, K. Hunt, and N. Donaldson. "Variation of recruitment nonlinearity and dynamic response of ankle plantarflexors". *Medical Engineering & Physics*, vol. 22, no. 2, pp. 97-107, March 2000.
- [6] L. Ljung, *System Identification: Theory for the User*. Englewood Cliffs, NJ: Prentice-Hall, 1987.

دنبال کردن خستگی و پیش بینی وفقی نیروی عضله بصورت بلادرنگ با مدل هایی که دارای پارامترهای متغیر با زمان هستند قبلا در حوزه تحریک الکتریکی عملکردی ارائه شده اند که در [۴] این رابطه نیرو-SEMG متغیر با زمان و در [۵] این رابطه ثابت در نظر گرفته شده است. در حوزه ی پیش بینی نیروهای ارادی مدل های ارائه شده در این راستا با فرض عدم وارد شده آثار خستگی ثابت می باشند. همچنین در پژوهش هایی که مدلی با پارامترهای ثابت ارائه کرده اند به هنگام اعتبار سنجی مشاهده می شود با گذشت زمان تخمین نیرو با خطای بیشتری مواجه می شود که این به علت نادیده گرفتن تغییرات و دینامیک های سیستم است. حال آنکه با توجه به معیار تغییرات MF موجود در جدول ۱ به خوبی دینامیک متغیر با زمان عضله در اثر خستگی دیده می شود.

جدول ۱: ستون اول : خطای پیش بینی در مدل ارائه شده مربوط به هر فرد. ستون دوم : نسبت فرکانس میانه انتها به ابتدا در سیگنال EMG مربوط به عضله ی پالماریس لانگوس.

	MF <sub>1</sub> /MF <sub>2</sub>	MSE	
فرد ۱	۰/۷۴۵۹	۰/۰۰۰۰۱۳	
فرد ۲	۰/۳۴۸۶	۰/۰۰۰۰۰۶	
فرد ۳	۰/۶۸۹۴	۰/۰۰۰۰۰۱	