

Research note**Prediction of the Thumb Fingure Extensor and Flexor Muscles Desired Activation Pattern during Hand Writing and Painting Using Neural Networks****S. Ahmadzadeh¹, H. R. Kobravi^{2*}, S. Tosizadeh³**¹Msc. Student, Department of Biomedical Engineering, Islamic Azad University of Mashhad, Iran²Assitant Professor, Department of Biomedical Engineering, Islamic Azad University of Mashhad, Iran³Assitant Professor, Faculty of Engineering, Islamic Azad University of Mashhad, Iran**Abstract**

Multiple muscle groups may be activated simultaneously during the most of activities. So, the appropriate muscle coordination must be emerged during a normal activity. Consequently, for rehabilitation of movements such as hand writing and painting in patients for example suffering from carpal channel syndrom or incomplete spinal cord injury, the correct muscle coordination patterns between the finger muscles and wrist muscles must be reestablished. So, in this paper a prediction methodology based on artificial neural networks (ANN) is proposed to approximate the Thumb fingure extensor and flexor muscles desired activation pattern during the hand writing and Painting. In the presented strategy, A nonlinear auto-regressive neural network (NARX), Recurrent Neural Network (RNN), Radial Basis Function (RBF), Multy Layer Perceptron (MLP) and an Adaptive-network-based fuzzy inference system (ANFIS) are trained to forecast the Extensor pollicis longus and Flexor pollicis brevis muscles activity of one thumb finger of hand using Extensor carpi radialis brevis and Flexor carpi ulnaris muscles activity of forearm. Quantitative evaluations show the promising performance of developed neural networks. Eight healthy volunteers participated in the experiments.

Keywords: *Muscle Activation Pattern, Artifitial Neural Networks, Movement Restoration, Hand Writing, Surface Electromyogram*

Corresponding author**Address:** Hamid Reza Kobravi, Department of Biomedical Engineering, Islamic Azad University of Mashhad, P.O.Box: 91725-413, Iran**Tel:** +98 51 36629467**Fax:** +98 51 36223133**E-mail:** hkobravi@mshdiau.ac.ir

پیش‌بینی الگوی فعالیت مطلوب عضلات انگشت شست هنگام عملکردهای حرکتی ترسیم و نوشتن حروف با استفاده از شبکه‌های عصبی مصنوعی

ساناز احمدزاده^۱، حمیدرضا کبروی^{۲*}، سعید طوسی‌زاده^۳

^۱ کارشناسی ارشد، گروه مهندسی پزشکی، دانشگاه آزاد اسلامی مشهد، ایران

^۲ استادیار، گروه مهندسی پزشکی، دانشگاه آزاد اسلامی مشهد، ایران

^۳ استادیار، دانشکده فنی و مهندسی، دانشگاه آزاد اسلامی مشهد، ایران

چکیده

در اکثر فعالیت‌های حرکتی، بیش از یک گروه عضلانی درگیر هستند، لذا در روش‌های بازتوانی حرکتی، در طول زمان حرکت، فرد باید بتواند هماهنگی لازم را به بین زمان و شدت فعالیت عضلات درگیر، ایجاد نماید. عملکرد حرکتی نوشتن یا ترسیم، از جمله عملکردهای حرکتی قرار دارد که بیش از یک گروه عضلانی را درگیر می‌کند. در دسته‌ای از بیماری‌ها مانند دسته‌ای از افرادی که مبتلا به فلج غیرکامل نخاعی یا تنگی کانال کارپال هستند، ممکن است عضلات ساعد سالم باشند، اما عضلات انگشتان به طور خاص عضلات انگشت شست، دچار فلج نسبی یا مطلق باشد. لذا برای بازتوانی چنین حرکتی، باید الگوی هماهنگی مربوط به نحوه فعالیت عضلات ساعد و انگشت شست برقرار شود. درین تحقیق، یک مدل پیش‌بین مبتنی بر شبکه‌های عصبی برای روش شناسایی الگوی سینرژی بین دسته‌ای از عضلات ساعد و انگشت شست دست، حین فرآیند رسم شکل و نوشتن حروف ارائه شد. به طوری که ورودی شبکه عصبی مصنوعی، الگوی فعالیت عضلات بازکننده و جمع‌کننده ساعد است، درحالی که خروجی شبکه‌ی عصبی مصنوعی، الگوی فعالیت مطلوب عضلات بازکننده و جمع‌کننده انگشت شست دست را پیش‌بینی کرد. ابتدا سیگنال‌های الکترومایوگرام عضلات ساعد و انگشت شست ده فرد سالم، حین نوشتن چهار حرف انگلیسی و رسم یک دایره ثبت شد. سپس، با استخراج الگوی فعالیت عضلات از سیگنال‌های الکترومایوگرام داده‌های آموزش شبکه به دست آمد. کارایی پنج شبکه عصبی پرسپترون چند لایه، نارکس، بازگشتی، عصبی/فازی تطبیقی و پایه‌ی شعاعی ارزیابی و مقایسه شد. نتایج نشان می‌دهد که شبکه‌ی عصبی نارکس با ساختار سری/موازی در مقایسه با چهار شبکه عصبی دیگر توانست با دقت قابل قبولی الگوی فعالیت مطلوب عضلات انگشت شست دست را پیش‌بینی نماید.

کلیدواژه‌ها: الگوی فعالیت عضلات، شبکه‌های عصبی مصنوعی، بازتوانی حرکتی، عملکرد حرکتی نوشتن، الکترومایوگرام سطحی

*عهده‌دار مکاتبات

نشانی: مشهد، قاسم آباد، خیابان استاد یوسفی، دانشگاه آزاد اسلامی مشهد، دانشکده فنی مهندسی، گروه مهندسی پزشکی، صندوق پستی: ۹۱۷۲۵-۴۱۳

تلفن: ۰۵۱۳۶۶۲۹۶۷، دورنگار: ۰۵۱-۳۶۲۳۰۲۹۳، پیام نگار: hkobravi@mshdiau.ac.ir

۱- مقدمه

تحقیقات نشان می‌دهند برای ایجاد یک تحریک الکتریکی مناسب در افراد دچار ضایعه نخاعی می‌توان از الگوی سینرژی دینامیکی اولیه عضلات بهره گرفت [۱-۳]. سینرژی‌های دینامیکی با استفاده از سیگنال الکترومایوگرام سطحی قابل استخراج هستند. تحقیقات نشان می‌دهند که در برخی از فعالیت‌های حرکتی مانند کار با انگشتان دست، سینرژی دینامیکی بین عضلات از الگوهای پایه‌ی مشابهی استخراج می‌شوند [۳، ۴]. در برخی تحقیقات گذشته استخراج پروفایل سرعت در عمل نوشتن با استفاده از شبکه‌ی عصبی پایه‌ی شعاعی صورت گرفته‌است. این پروفایل سرعت شامل یک ترکیب خطی از توابع پایه‌ای است که سینرژی بین عضلات را نشان می‌دهد [۵]. تعدادی از تحقیقات نشان داده‌اند که الگوهای فعال‌سازی عضلات براساس ترکیبی از یک سری توابع اولیه‌ی مشخص، قابل بازسازی هستند [۵، ۶]. در فرآیند باتوانی و کنترل حرکت، برقراری سینرژی بین عضلات حائز اهمیت است. عملکرد حرکتی نوشتن یا ترسیم، از جمله عملکردهای حرکتی است که بیش از یک گروه عضلانی را درگیر می‌کند. در برخی بیماری‌ها مانند انسداد کانال کارپال و برخی افراد دچار ضایعه‌ی نخاعی، امکان انقباض عضلات ساعد وجود دارد، اما این افراد قادر به انجام کارهای ظریف با استفاده از انگشتان دست مانند نوشتن و رسم شکل نیستند. ازین روی، ایده‌ی اصلی ارائه شده درین تحقیق، مبتنی بر وجود الگوی سینرژی بین عضلات است. الگوی فعال‌سازی عضلات انگشتان با استفاده از الگوی فعال‌سازی عضلات سالم ساعد، پیش‌بینی می‌شود. الگوی فعال‌سازی پیش‌بینی شده، می‌تواند مبتنی بر یک نگاهت نه چندان پیچیده، الگوی تحریک لازم برای استفاده از تحریک الکتریکی عملکردی را تولید نماید [۷].

با توجه به اینکه شبکه‌های عصبی مصنوعی قابلیت یادگیری و پیش‌بینی رفتار سیستم‌های غیرخطی را دارند، لذا درین تحقیق با استفاده از شبکه عصبی نارکس از نوع ساختار سری/موازی^۱، شبکه‌ی عصبی بازگشتی^۲، شبکه‌ی عصبی پرسپترون چندلایه^۳، شبکه‌ی عصبی با تابع شعاعی^۴ و انفیس^۵

الگوی فعال‌سازی عضلات بازکننده و جمع‌کننده انگشت شست هنگام نوشتن چهار حرف انگلیسی و نیز رسم یک دایره، با استفاده از الگوی فعال‌سازی عضلات بازکننده و جمع‌کننده ساعد پیش‌بینی شود. شبکه‌های عصبی با استفاده از سیگنال‌های الکترومایوگرام سطحی دو گروه عضلات بازکننده و جمع‌کننده ساعد و انگشت شست دست، آموزش دیده‌اند [۸-۱۹].

درین تحقیق، شبکه‌ی عصبی نارکس از نوع ساختار سری/موازی، شبکه‌ی عصبی بازگشتی، شبکه‌ی عصبی با تابع شعاعی، انفیس و شبکه‌ی عصبی پرسپترون به وسیله‌ی داده‌های ثبت شده از افراد سالم مورد ارزیابی قرار گرفت. نتایج نشان داد که شبکه‌ی عصبی نارکس با ساختار سری/موازی، در مقایسه با چهار شبکه‌ی عصبی انفیس، بازگشتی، شبکه‌ی عصبی پایه‌ی شعاعی و پرسپترون توانسته با دقت قابل قبولی الگوی سینرژی بین عضلات بازکننده و جمع‌کننده ساعد و انگشت شست دست که درگیر عملکرد حرکت هستند را پیش‌بینی نماید.

۲- مواد و روش‌ها

۲-۱- شبکه‌های عصبی

از شبکه‌های عصبی نارکس نوع ساختار سری/موازی، شبکه‌ی عصبی بازگشتی، سیستم‌های تطبیقی عصبی/فازی، شبکه‌های عصبی پایه‌ی شعاعی و پرسپترون چندلایه برای پیش‌بینی الگوی سینرژی بین دو گروه عضلات بازکننده و جمع‌کننده ساعد و انگشت شست دست استفاده می‌شود. شبکه عصبی پایه شعاعی یک نگاهت غیر خطی چند بعدی وابسته به فاصله بین بردار ورودی و بردار مرکزی (کلاسترها) است. شبکه عصبی بازگشتی معمولاً به صورت یک شبکه دولایه است و دارای یک فیدبک از اولین لایه خروجی به اولین لایه ورودی است. در سیستم‌های استنتاج فازی^۶ معمولاً هدف دست‌یابی به مدلی است که مشخصات ورودی را به توابع عضویت^۷ ورودی، توابع عضویت ورودی را به قوانین^۸، قوانین را به مشخصه‌های خروجی، مشخصه‌های خروجی را به توابع عضویت خروجی و در نهایت توابع عضویت خروجی را به خروجی تک مقداری، یا یک تصمیم در ارتباط با خروجی نگاهت دهد.

^۵ Adaptive-network-based fuzzy inference system (ANFIS)

^۶ Fuzzy inference system

^۷ Membership function

^۸ Rules

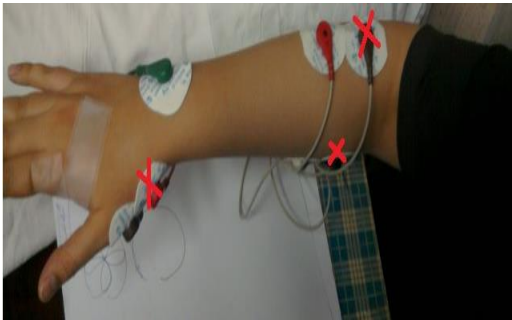
^۱ NARX with Parallel Architecture

^۲ Recurrent

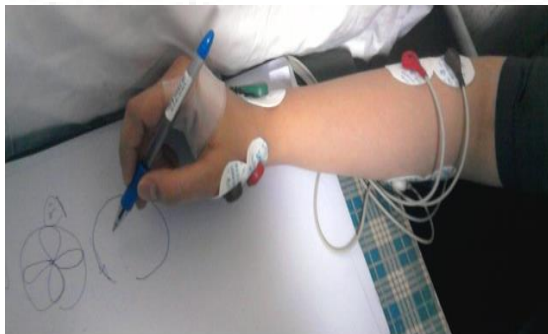
^۳ Multy Layer Perceptron (MLP)

^۴ Radial Basis Function (RBF)

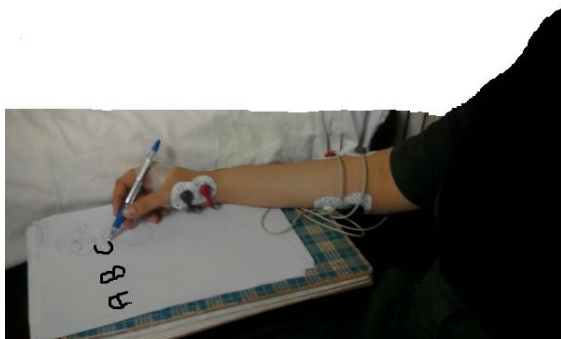
عضلات فلکسور پالیسیس برویس^{۱۶} و اکستنسور پالیسیس لانگوس^{۱۷} در قسمت انگشت شست دست قرار داده شد. شکل‌های (۱)، (۲)، (۳) نحوه‌ی الکترود گذاری و نحوه‌ی انجام آزمایش‌ها را نشان می‌دهند.



شکل (۱) - محل الکترودگذاری عضلات ECRB و FCU ساعد و عضلات FPB و EPL انگشت شست در هنگام ثبت سیگنال الکترومایوگرام



شکل (۲) - تصویری از نحوه‌ی ثبت سیگنال EMG در هنگام رسم شکل



شکل (۳) - تصویری از نحوه‌ی ثبت سیگنال EMG هم‌زمان در هنگام نوشتن

یکی از انواع شبکه‌های عصبی ساده و پایه‌ای برمبنای یک واحد محاسباتی به نام پرسپترون^۹ با تابع فعال‌سازی خطی^{۱۰} ساخته می‌شود. یک پرسپترون برداری از ورودی‌هایی با مقادیر حقیقی را دریافت کرده و یک ترکیب خطی از این ورودی‌ها را محاسبه می‌کند.

شبکه‌های عصبی نارکس معماری خاصی از شبکه‌های دینامیکی بازگشتی است که در آن‌ها اتصال‌های پس‌خوردی^{۱۱}، خروجی لایه آخر شبکه را به لایه‌ی ورودی شبکه متصل می‌کند. اساس ساختار نارکس مبتنی بر مدل خود بازگشتی است که معمولاً در پیش‌بینی سری‌های زمانی^{۱۲} استفاده می‌شود. رابطه‌ی (۱)، ضابطه‌ی کلی یک رابطه بازگشتی را نشان می‌دهد.

$$Y(t) = f(y(t-1), y(t-2), \dots, y(t-n_y), u(t-1), u(t-2), \dots, u(t-n_u)) \quad (1)$$

در رابطه‌ی (۱)، مقدار بعدی سیگنال خروجی وابسته‌ی $y(t)$ به ترکیب غیرخطی (تابع f) از مقادیر گذشته‌ی خروجی $y(t)$ و مقادیر گذشته‌ی سیگنال ورودی غیر وابسته‌ی خارجی^{۱۳} بستگی دارد. برای پیاده‌سازی مدل نارکس و تخمین تابع f از شبکه‌های عصبی بهره گرفته می‌شود.

این پیاده‌سازی امکان داشتن ورودی‌ها و خروجی‌های چند بعدی (برداری) را فراهم می‌کند. این شبکه یک دینامیک ذاتی دارد که کارایی مناسبی در پیش‌بینی خروجی سیستم‌های دینامیکی مانند سیستم‌های حیاتی را به خود اختصاص می‌دهد.

۲-۲- ثبت داده‌های انسانی

آزمایش‌ها روی ۱۰ فرد سالم در بازه‌ی سنی ۲۳ تا ۲۸ سال انجام شد. به منظور ثبت سیگنال‌های الکترومایوگرام عضلانی از دستگاه ۸ کاناله ثبت سیگنال‌های عضلانی (یک دستگاه پاورلب و دو عدد بایوامپ)، استفاده شد. دو الکترود ثبت روی عضلات اکستنسور کاری ری ردیالیس برویس^{۱۴} و فلکسور کاری ری اولناریس^{۱۵} در قسمت ساعد و دو الکترود ثبت دیگر نیز روی

⁹ Perceptron

¹⁰ Linear activation function

¹¹ Feedback connections

¹² Time series prediction signal

¹³ Independent (exogenous) input signal

¹⁴ Extensor carpi radialis brevis

¹⁵ Flexor carpi ulnaris

¹⁶ Flexor pollicis brevis

¹⁷ Extensor pollicis longus

نمونه‌ای از سیگنال‌های الکترومایوگرام ثبت شده از چهار عضله ساعد و انگشت شست دست یک فرد در هنگام عملکرد حرکتی در شکل (۵) مشاهده می‌شود.

سیگنال‌های الکترومایوگرام ثبت شده، از فیلترهای ناچ ۵۰ هرتز و میان‌گذر ۱۰ تا ۵۰۰ هرتز عبور داده شد. سپس، یک سو شده و از یک فیلتر پایین گذر عبور داده شد. بدین ترتیب، الگوی فعالیت عضلات به دست آمد. شکل (۵) نمونه‌ای از الگوهای فعالیت عضلانی به دست آمده را نشان می‌دهد. الگوهای فعالیت عضلات بازکننده و جمع کننده ساعد به عنوان ورودی و الگوهای فعالیت عضلات بازکننده و جمع کننده انگشت شست به عنوان خروجی شبکه‌های عصبی مورد استفاده در نظر گرفته شد.

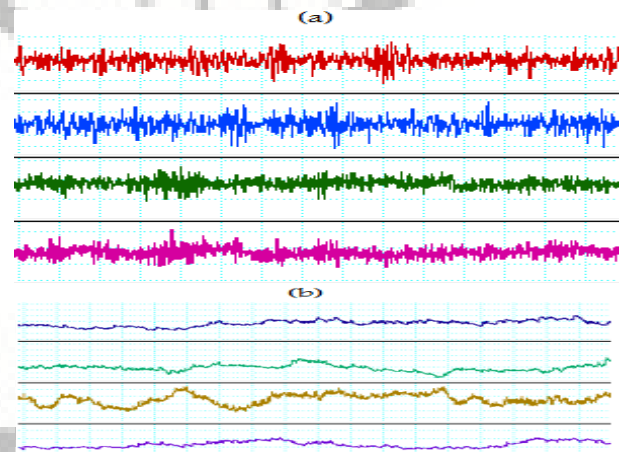
۳- نتایج

برای نمونه، نتایج پیش‌بینی الگوی فعال‌سازی عضلات بازکننده و جمع‌کننده انگشت شست دست یکی از افرادی که با پنج شبکه‌ی عصبی پرسپترون چندلایه، نارکس با ساختار سری موازی، بازگشتی، عصبی/فازی تطبیقی و پایه شعاعی به دست آمده برای عملکرد رسم شکل و نوشتن، در شکل‌های (۶) تا (۱۰) نشان داده شده است. الگوی فعال‌سازی حاصل از عضلات بازکننده و جمع کننده ساعد به عنوان ورودی‌های شبکه عصبی و الگوی فعال‌سازی حاصل از عضلات بازکننده و جمع کننده انگشت شست دست به عنوان خروجی‌های شبکه عصبی در نظر گرفته شد. ۷۰٪ از داده‌ها برای آموزش شبکه و ۳۰٪ داده‌ها برای تست به شبکه‌ی عصبی داده شد. بدین منظور، از الگوریتم آموزش بیزین رگولاریزیشن^{۱۸} برای آموزش شبکه‌ی عصبی استفاده شد. به منظور ارزیابی کمی عملکرد شبکه‌های عصبی در پیش‌بینی الگوی فعال‌سازی عضلات سیستم عضله/مفصل، ریشه‌ی دوم میانگین مربع‌های خطای^{۱۹} بین خروجی شبکه‌های عصبی و مقادیر واقعی مربوط به الگوی فعالیت عضلات انگشت شست دست محاسبه شد. هم‌چنین میانگین ضرایب هم‌بستگی بین خروجی شبکه‌های عصبی و مقادیر واقعی مربوط به الگوی فعالیت عضلات انگشت شست، برای فرد مورد آزمایش، اندازه‌گیری شد.

از افراد خواسته شد، درحالی که روی یک نیمکت نشسته بودند، با استفاده از یک قلم معمولی، مطابق شکل (۲) و (۳) یک دایره را رسم و سپس نیز چهار حرف انگلیسی A, B, C, D را یادداشت نمایند. برای راهنمایی افراد الگویی از چهار حرف انگلیسی و یک دایره انتخاب شد و در مقابل آن‌ها قرار گرفت. شکل (۴) آزمایش‌های مربوط به رسم شکل و نوشتن حروف انگلیسی را نشان می‌دهد. برای جمع‌آوری حجم مناسب داده، هر فرد هریک از عملکردهای حرکتی مورد مطالعه را چند بار تکرار کرد. برای جلوگیری از خستگی عضلانی بین تکرارهای مجدد عملکردهای حرکتی، ۳۰ ثانیه زمان استراحت لحاظ شد.



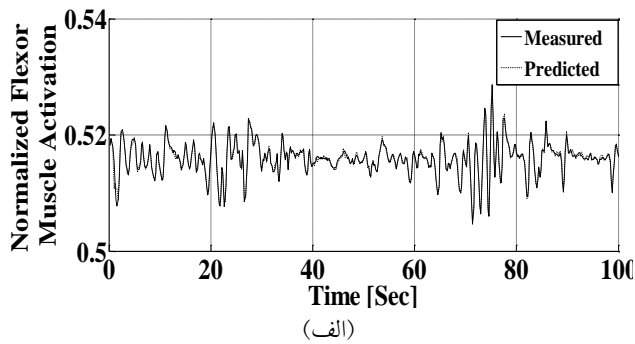
شکل (۴) - آزمایش‌های مربوط به رسم شکل و نوشتن حروف



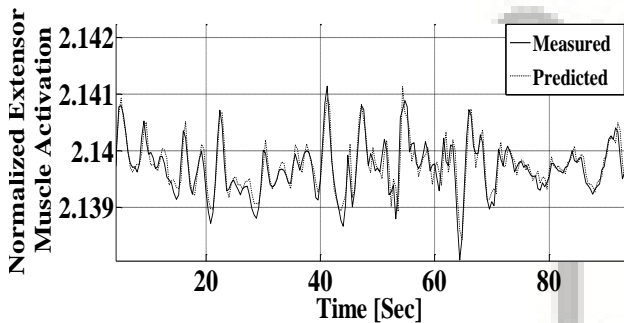
شکل (۵) - نمونه‌ای از سیگنال‌های EMG ثبت شده به طور هم‌زمان از عضلات ECRB و FCU ساعد و عضلات FPB و EPL انگشت شست در هنگام رسم شکل؛ (a) سیگنال EMG خام؛ (b) پوش سیگنال EMG یک‌سو شده که الگوی فعالیت عضلات را نشان می‌دهد.

¹⁸Bayesian Regularisation

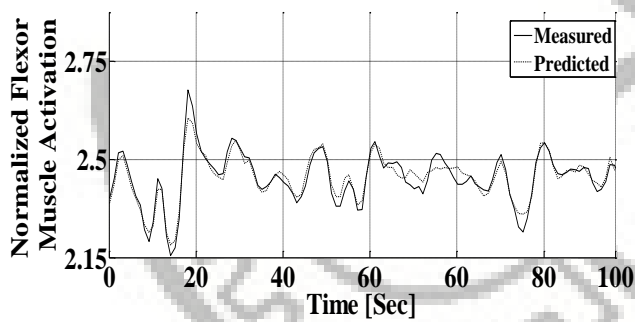
¹⁹Root Mean Squer (RMS)



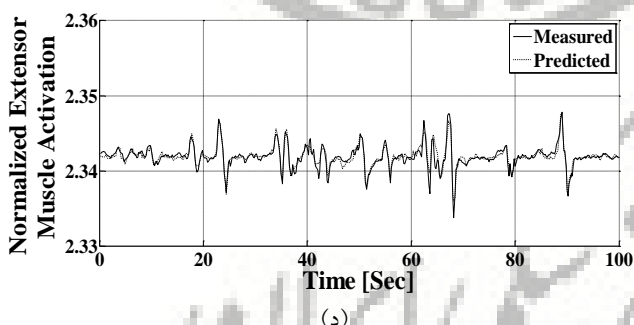
(الف)



(ب)



(ج)



(د)

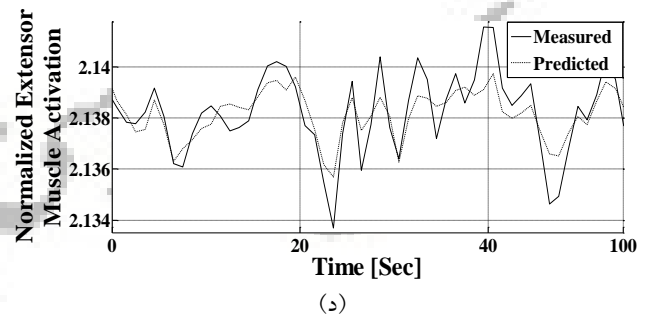
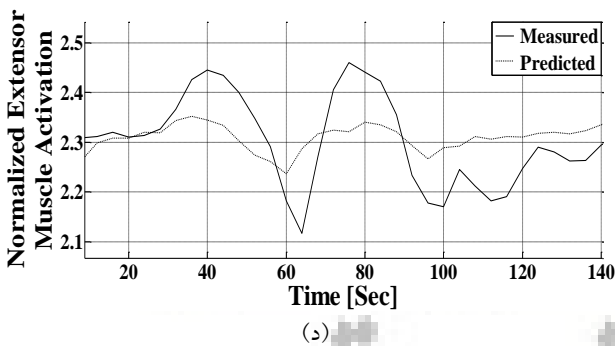
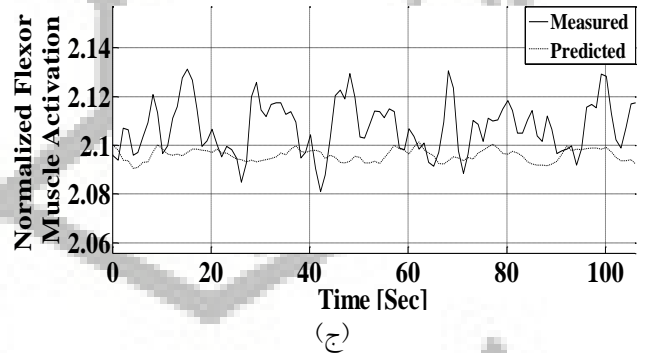
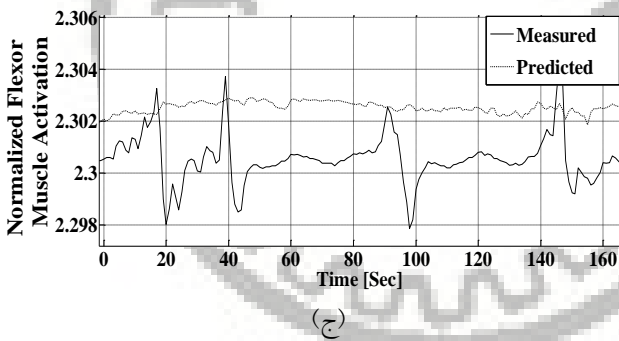
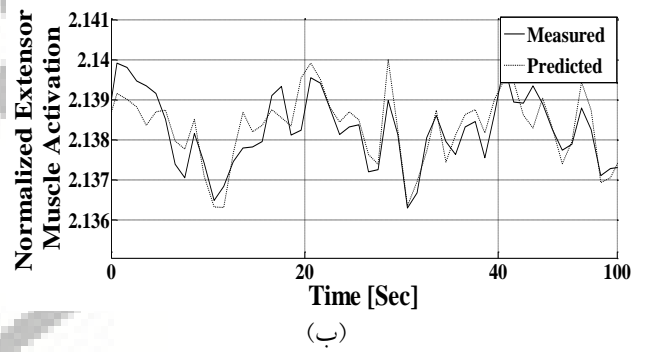
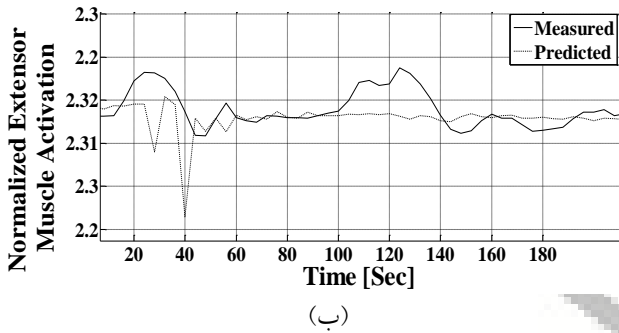
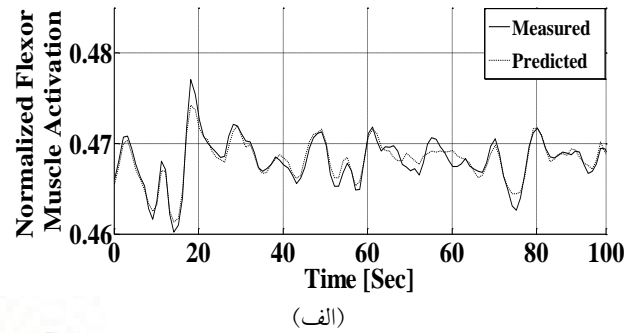
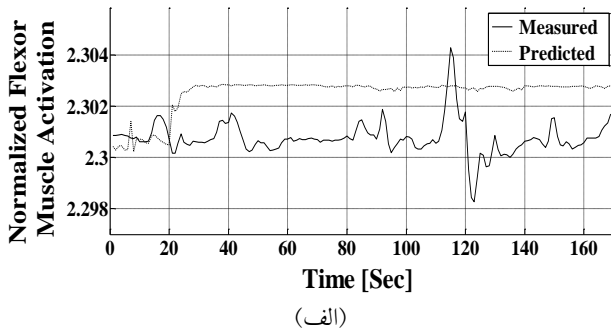
شکل (۶) - الگوی فعال‌سازی عضلات انگشت شست پیش‌بینی شده با شبکه‌ی عصبی NARX سری/موازی مربوط به فرد سالم AZ در هنگام رسم شکل؛ الف) عضله‌ی بازکننده؛ ب) عضله‌ی جمع‌کننده در هنگام نوشتن؛ ج) عضله‌ی بازکننده؛ د) عضله‌ی جمع‌کننده.

جدول‌های (۱) تا (۴) معیارهای کمی محاسبه شده مربوط به عملکرد شبکه‌ی عصبی نارکس با ساختار سری/موازی، شبکه‌ی عصبی بازگشتی، انفیس، پایه‌ی شعاعی و پرسپترون چندلایه را نشان می‌دهد. آنچه درین جدول‌ها آمده، میانگین معیارهای کمی به دست آمده مربوط به نتایج حاصل از داده‌های هرفرد مورد آزمایش است. بدین روی، هرچه مقدار میانگین مربع‌های خطای شناسایی و ضرایب هم‌بستگی به یک نزدیک‌تر باشند، کارایی شبکه‌ی عصبی در پیش‌بینی الگوی فعالیت عضلات شست دست، بهتر خواهد بود.

۴- جمع‌بندی

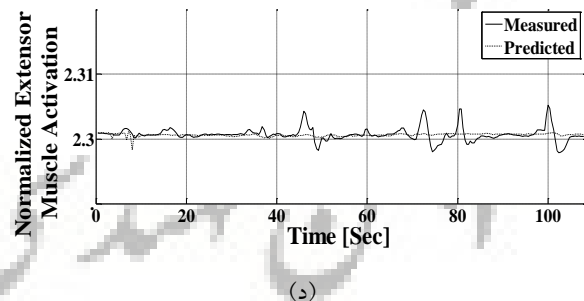
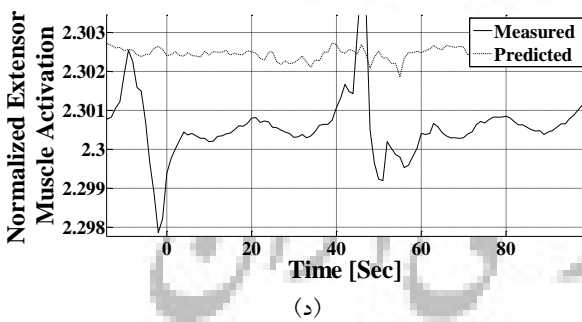
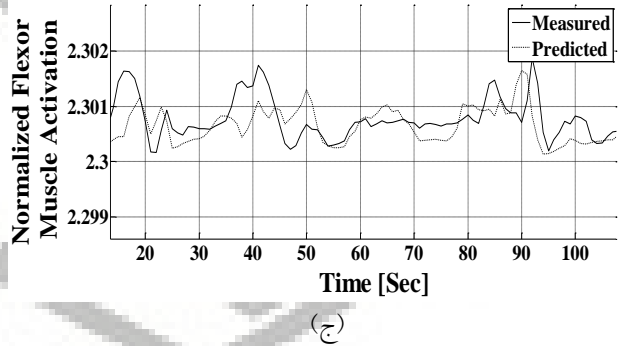
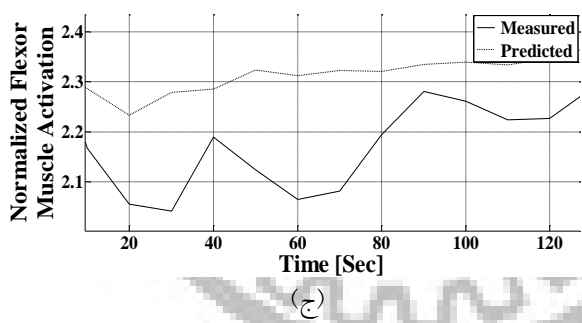
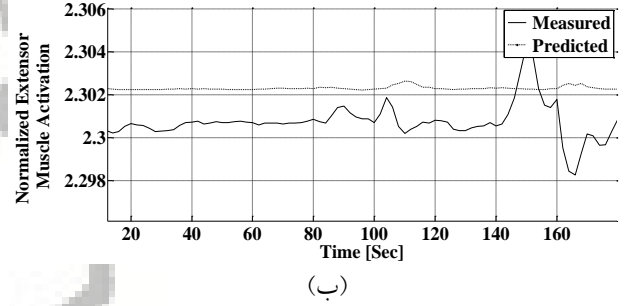
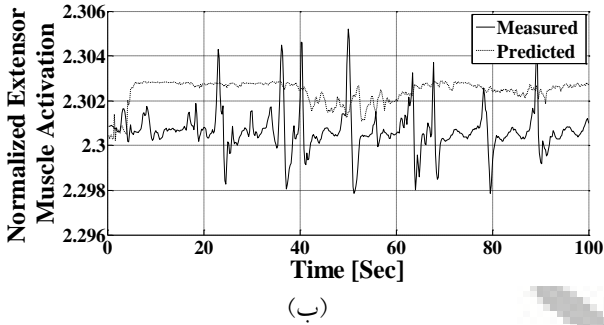
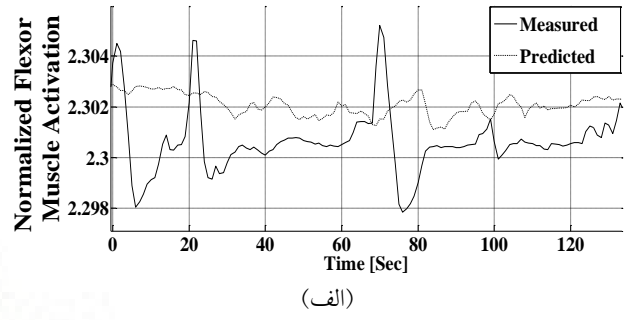
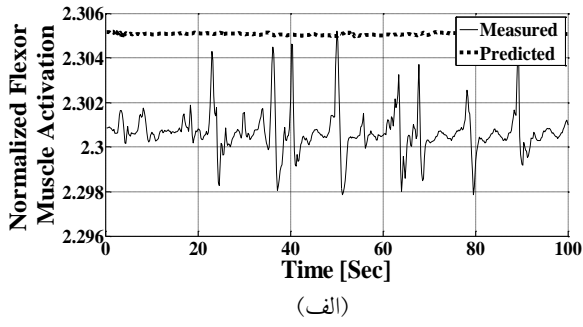
درین تحقیق، کارایی شبکه‌های عصبی نارکس با ساختار سری/موازی، انفیس، بازگشتی، تابع شعاعی و پرسپترون چندلایه به منظور شناسایی الگوی فعال‌سازی عضلات بازکننده و جمع‌کننده‌ی انگشت شست مقایسه شد. با توجه به نتایج حاصل، در استفاده از شبکه عصبی نارکس سری/موازی در عملکرد رسم شکل، ضرایب هم‌بستگی برای فرد SS دارای بالاترین مقدار و نزدیک به یک و ریشه دوم میانگین مربع‌های خطا برای فرد SA دارای کم‌ترین مقدار و نزدیک به صفر است. در استفاده از شبکه‌ی عصبی نارکس سری/موازی در عملکرد نوشتن نیز میانگین ضرایب هم‌بستگی مقادیری نزدیک به یک و میانگین ریشه دوم مربع‌های خطا مقادیری نزدیک به صفر دارد. از طرفی شکل‌های (۶) تا (۱۳)، مربوط به عملکرد رسم شکل، نتایج خوبی را نشان می‌دهند. با توجه به نتایج این تحقیق، شبکه‌ی عصبی نارکس از نوع ساختار سری/موازی، با دقت بیشتری نسبت به شبکه‌ی عصبی بازگشتی، شبکه انفیس، تابع شعاعی و پرسپترون چندلایه، توانسته الگوی فعال‌سازی عضلات بازکننده و جمع‌کننده‌ی انگشت شست را پیش‌بینی نماید.

توجیح نتایج به دست آمده، می‌تواند به ویژگی‌های خاص شبکه‌ی نارکس مرتبط باشد. شبکه‌های عصبی نارکس معماری خاصی از شبکه‌های دینامیکی بازگشتی دارند.



شکل (۸) - الگوی فعال‌سازی پیش‌بینی شده با شبکه‌ی عصبی RBF مربوط به فرد سالم AZ در هنگام رسم شکل؛ الف) عضله‌ی بازکننده؛ ب) عضله‌ی جمع‌کننده در هنگام نوشتن؛ ج) عضله‌ی بازکننده؛ د) عضله جمع‌کننده.

شکل (۷) - الگوی فعال‌سازی پیش‌بینی شده با شبکه‌ی عصبی بازگشتی مربوط به فرد سالم AZ در هنگام رسم شکل؛ الف) عضله‌ی بازکننده؛ ب) عضله‌ی جمع‌کننده در هنگام نوشتن؛ ج) عضله‌ی بازکننده؛ د) عضله‌ی جمع‌کننده.



شکل (۱۰) - الگوی فعال سازی پیش بینی شده با شبکه‌ی عصبی ANFIS مربوط از درهنگام رسم شکل؛ الف) عضله‌ی بازکننده؛ ب) عضله‌ی جمع کننده درهنگام نوشتن؛ ج) عضله‌ی بازکننده؛ د) عضله‌ی جمع کننده.

شکل (۹) - الگوی فعال سازی پیش بینی شده با شبکه‌ی عصبی MLP مربوط به فرد سالم از درهنگام رسم شکل؛ الف) عضله‌ی بازکننده؛ ب) عضله‌ی جمع کننده درهنگام نوشتن؛ ج) عضله‌ی بازکننده؛ د) عضله‌ی جمع کننده.

می‌شود) و افق پیش‌بینی (خروجی با فاصله چند نمونه از لحظه که اکنون باید پیش‌بینی شود) است.

براساس نتایج، شبکه‌های عصبی مصنوعی نارکس با ساختار سری/موازی، می‌تواند برای توسعه‌ی راه‌کاری نوین تنظیم الگوی تحریک الکتریکی عضلات انگشت شست دست، در پروتزهای عصبی حرکتی مربوط به عملکرد نوشتن، موثر واقع شود.

۵- سپاس‌گزاری

از هم‌کاران آزمایشگاه کنترل سیستم‌های عصبی/عضلانی گروه مهندسی پزشکی دانشگاه آزاد مشهد و بخش مغز و اعصاب بیمارستان قائم مشهد که آزمایش‌های انسانی و پردازش‌های این تحقیق را به عهده داشتند، صمیمانه تشکر و قدردانی می‌شود.

در شبکه‌ی عصبی نارکس با آرایش سری/موازی، به جای پس‌خورد خروجی تخمین زده شده با شبکه، خروجی واقعی (منحنی فعالیت ثبت شده از عضلات ECRB و FCU ساعد) به ورودی شبکه ارائه می‌شود که این کار دو مزیت مهم دارد:

۱- ورودی‌های شبکه، دقیق هستند و خطا در آن‌ها وجود ندارد، که این امر به آموزش بهتر شبکه منتهی می‌شود.

۲- از آنجاکه حلقه فیدبک در شبکه تحت آموزش باز شده‌است، روند آموزش زمان کم‌تری می‌برد.

اساس ساختار نارکس مبتنی بر مدل خودبازگشتی است که معمولاً در پیش‌بینی سری‌های زمانی مورد استفاده قرار می‌گیرد. ازدیگر مسایل مهم در آموزش شبکه‌ی نارکس، انتخاب مناسب حافظه درونی (تعداد تأخیرهایی از گذشته‌های سیگنال خروجی شبکه و ورودی خارجی که در ورودی شبکه استفاده

جدول (۱)- محاسبه میانگین ریشه دوم مربع‌های خطا مربوط به عضله بازکننده ۴ فرد درحین رسم شکل با شبکه‌های عصبی به کار رفته

شبکه‌های عصبی افراد	RBF	NARX	MLP	ANFIS	RECURRENT
AZ	۰,۰۵±۰,۰۰۱	۰,۰۰۲±۰,۰۰۰۶۹۶	۰,۰۳±۰,۰۰۲	۰,۰۲±۰,۰۰۰۱	۰,۰۰۰۲±۰,۰۰۱
SA	۰,۰۲±۰,۰۰۱	۰,۰۰۵±۰,۰۰۰۰۰۱	۰,۰۱±۰,۰۰۲	۰,۰۰۱±۰,۰۰۰۵	۰,۰۰۰۲±۰,۰۰۱
KN	۰,۰۰۳±۰,۰۰۰۲	۰,۰۰۵±۰,۰۰۰۰۰۴	۰,۰۲±۰,۰۰۱	۰,۰۵±۰,۰۰۰۵	۰,۰۰۰۲±۰,۰۰۰۶
KM	۰,۰۰۱±۰,۰۰۰۲	۰,۰۲۲±۰,۰۰۰۰۰۲	۰,۰۳±۰,۰۰۱	۰,۰۲±۰,۰۰۰۲	۰,۰۱±۰,۰۰۰۷

جدول (۲)- محاسبه میانگین ضرایب هم‌بستگی مربوط به عضله‌ی بازکننده ۴ فرد درحین رسم شکل با شبکه‌های عصبی به کار رفته

شبکه‌های عصبی افراد	RBF	NARX	MLP	ANFIS	RECURRENT
AZ	۰,۱۱۱±۰,۰۰۵	۰,۸۴۴±۰,۰۰۲	۰,۰۰۲±۰,۰۰۱	۰,۳۳۵±۰,۰۱۲	۰,۳۴۷±۰,۰۰۵
SA	۰,۰۲۵±۰,۰۰۱	۰,۳۹۰±۰,۰۰۲	۰,۱۵۲±۰,۰۰۲	۰,۲۲±۰,۰۰۱	۰,۲۲۲±۰,۰۰۳۲
KN	۰,۰۲۵±۰,۰۰۹	۰,۱۵۳±۰,۰۰۵	۰,۰۲۲±۰,۰۰۲	۰,۰۲۲±۰,۰۰۱	۰,۴۲۲±۰,۰۰۲
KM	۰,۰۱۳±۰,۰۰۷	۰,۵۲۶±۰,۰۰۳	۰,۰۰۷±۰,۰۰۱۲	-۰,۰۲±۰,۰۰۲	۰,۱۷۵±۰,۰۰۱

جدول (۳) - محاسبه میانگین ریشه دوم مربع‌های خطا مربوط به عضله جمع کننده ۴ فرد درحین رسم شکل با شبکه‌های عصبی به کار رفته

شبکه‌های عصبی افراد	RBF	NARX	MLP	ANFIS	RECURRENT
AZ	۰,۰۰۲±۰,۰۰۲	۰,۰۰۰۹۸±۰,۰۳	۰,۰۲±۰,۰۵	۰,۰۰۲±۰,۰۱۲	۰,۰۰۵±۰,۰۲
SA	۰,۰۰۵±۰,۰۳	۰,۰۰۰۲۲±۰,۰۲	۰,۰۱±۰,۰۲	۰,۰۰۱±۰,۰۱	۰,۰۰۰۲±۰,۰۰۲
KN	۰,۰۰۰۲±۰,۰۳	۰,۰۱±۰,۰۰۰۰۰۲	۰,۰۵±۰,۰۳	۰,۰۰۲±۰,۰۰۰۶	۰,۰۰۰۲±۰,۰۰۲
KM	۰,۰۰۵±۰,۰۰۱	۰,۰۱±۰,۰۰۰۰۰۱	۰,۰۲±۰,۰۲۵	-۰,۰۰۵±۰,۰۲۲	۰,۰۰۱±۰,۰۰۲

جدول (۴) - محاسبه میانگین ضرایب هم‌بستگی مربوط به عضله جمع کننده ۴ فرد درحین رسم شکل با شبکه‌های عصبی به کار رفته

شبکه‌های عصبی افراد	RBF	NARX	MLP	ANFIS	RECURRENT
AZ	۰,۰۲±۰,۲۱۳	۰,۶۸۸±۰,۰۱	۰,۰۳±۰,۰۰۳	۰,۰۲±۰,۲۱۱	۰,۰۲±۰,۳۳۳
SA	۰,۰۱±۰,۰۱۲	۰,۰۲±۰,۰۵۲۲	۰,۲۲۲±۰,۰۳	۰,۲۲۱±۰,۰۵	۰,۰۲±۰,۲۵۵
KN	۰,۰۰۶±۰,۰۶۵	۰,۰۳±۰,۰۸۲۵	۰,۰۵۲±۰,۰۱۱	۰,۰۱±۰,۰۱۵	۰,۰۲±۰,۴۲۵
KM	۰,۰۸۵±۰,۰۰۵۲	۰,۰۳۲±۰,۶۸۵	۰,۰۰۲±۰,۰۰۸	۰,۰۰۳±۰,۰۲۱	۰,۰۳±۰,۱۸۷

جدول (۵) - محاسبه میانگین ریشه دوم مربع‌های خطا مربوط به عضله باز کننده ۴ فرد درحین عمل نوشتن با شبکه‌های عصبی به کار رفته

شبکه‌های عصبی افراد	RBF	NARX	MLP	ANFIS	RECURRENT
AZ	۰,۰۴۲±۰,۰۱۱	۰,۰۰۰۶±۰,۰۱۲	۰,۰۳±۰,۰۱۲	۰,۰۱۳±۰,۰۲	۰,۰۲۲±۰,۰۱
SA	۰,۰۳۵±۰,۰۰۳	۰,۰۰۰۲±۰,۰۰۵	۰,۰۱±۰,۰۰۲	۰,۰۱۱±۰,۰۰۵	۰,۰۰۲±۰,۰۱
KN	۰,۰۰۳±۰,۰۰۱۲	۰,۰۰۰۰۲±۰,۰۰۵	۰,۰۱±۰,۰۰۲	۰,۰۰۸۵±۰,۰۰۵	۰,۰۰۵۲±۰,۰۰۶
KM	۰,۰۰۲±۰,۰۰۱	۰,۰۲۱±۰,۰۰۰۰۰۲	۰,۰۳±۰,۰۰۱	۰,۰۳۲±۰,۰۰۲	۰,۰۱۱±۰,۰۰۷

جدول (۶) - محاسبه میانگین ضرایب هم‌بستگی مربوط به عضله باز کننده ۴ فرد درحین عمل نوشتن با شبکه‌های عصبی به کار رفته

شبکه‌های عصبی افراد	RBF	NARX	MLP	ANFIS	RECURRENT
AZ	۰,۰۲۱±۰,۰۳	۰,۸۸۲±۰,۰۰۲	۰,۰۰۲±۰,۰۰۸	۰,۳۰۲±۰,۰۰۹	۰,۰۲±۰,۴۵۲
SA	۰,۰۱۱±۰,۰۰۵	۰,۹۸۵±۰,۰۰۶	۰,۱۱۲±۰,۰۰۹	۰,۰۳±۰,۰۰۵	۰,۲۵۴±۰,۰۰۲
KN	۰,۰۱±۰,۰۰۲	۰,۸۸۴±۰,۰۰۵	۰,۰۳۲±۰,۰۰۳	۰,۰۱±۰,۰۰۲۱	۰,۴۱۳±۰,۰۰۲۵
KM	۰,۰۲۲±۰,۰۰۲۸	۰,۸۲۶±۰,۰۰۲	۰,۰۱۸±۰,۰۰۲۵	۰,۰۲۲±۰,۰۰۳	۰,۵۵۵±۰,۰۰۵۲

جدول (۷) - محاسبه میانگین ریشه دوم مربع‌های خطا مربوط به عضله جمع کننده ۴ فرد در حین عمل نوشتن با شبکه‌های عصبی به کار رفته

شبه‌های عصبی افراد	RBF	NARX	MLP	ANFIS	RECURRENT
AZ	۰,۰۲۵±۰,۰۱۲	۰,۰۰۰۲۱±۰,۰۲۳	۰,۰۱۲±۰,۰۱	۰,۰۲۲±۰,۰۱۱	۰,۰۶۵±۰,۰۳
SA	۰,۰۰۲±۰,۰۱	۰,۰۰۰۱۲±۰,۰۰۳	۰,۰۱±۰,۰۲	۰,۰۰۲±۰,۰۱	۰,۰۰۲۳±۰,۰۳
KN	۰,۰۲±۰,۰۲۳	۰,۰۰۰۰۱±۰,۰۳۲	۰,۰۰۳±۰,۰۲۱	۰,۰۰۰۶±۰,۰۰۲	۰,۰۰۰۲±۰,۰۲۱
KM	۰,۰۲۵±۰,۰۲	۰,۰۰۰۰۲۳±۰,۰۲	۰,۰۲۵±۰,۰۲	۰,۰۰۲±۰,۰۳	۰,۰۱۱±۰,۰۰۲

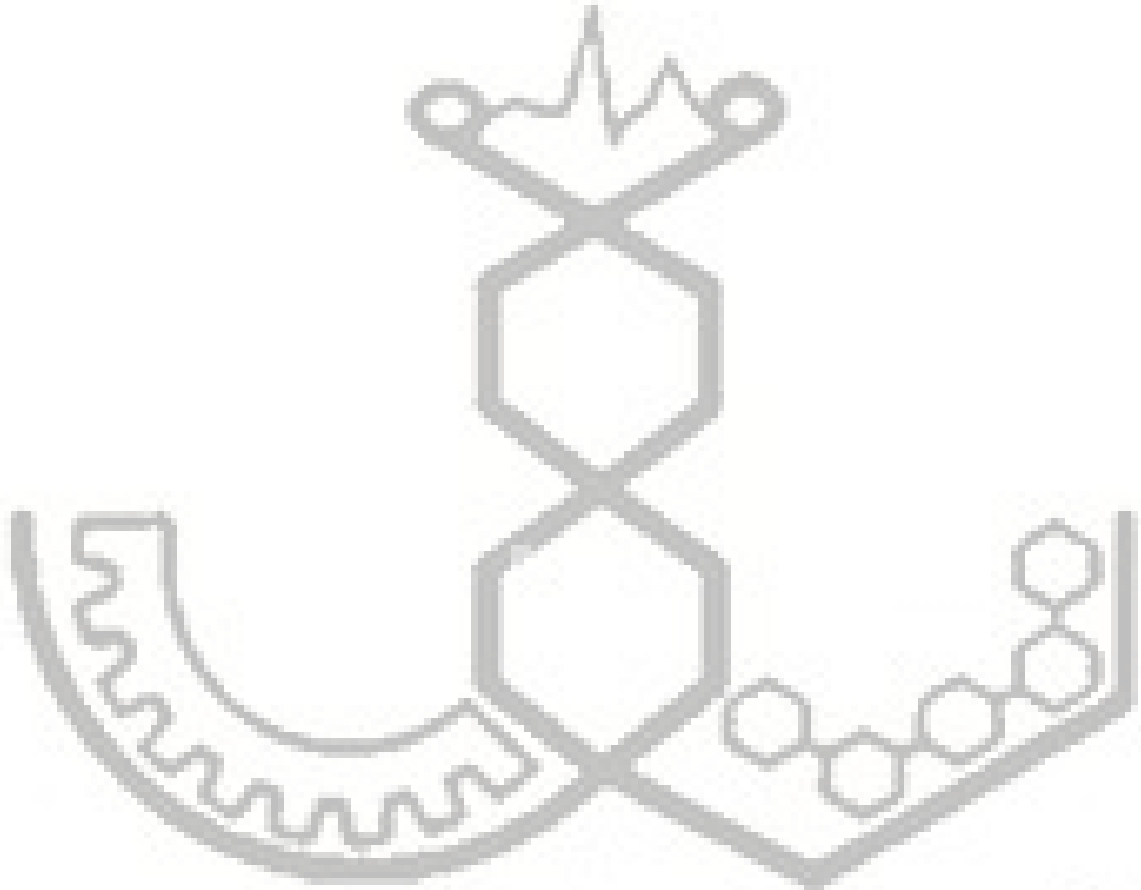
جدول (۸) - محاسبه میانگین ضرایب هم‌بستگی مربوط به عضله جمع کننده ۴ فرد در حین عمل نوشتن با شبکه‌های عصبی به کار رفته

شبه‌های عصبی افراد	RBF	NARX	MLP	ANFIS	RECURRENT
AZ	۰,۳۳۳±۰,۰۰۶	۰,۸۹۸±۰,۰۵۹	۰,۰۱۲±۰,۰۰۳	۰,۱۱۱±۰,۰۲۵	۰,۲۲۲±۰,۰۰۵
SA	۰,۲۵۲±۰,۰۱	۰,۸۴۵±۰,۰۰۶	۰,۰۲۵±۰,۰۰۸	۰,۰۲۵±۰,۰۰۵	۰,۰۵۵±۰,۰۰۲
KN	۰,۵۶۴±۰,۰۰۸	۰,۹۵۸±۰,۰۰۵	۰,۰۱۲±۰,۰۰۶	۰,۰۵۵±۰,۰۰۲	۰,۳۲۵±۰,۰۰۵
KM	۰,۰۶۲±۰,۰۰۷	۰,۷۸۸±۰,۰۰۶	۰,۰۵۲±۰,۰۰۴	۰,۰۲۵±۰,۰۰۲	۰,۱۵۷±۰,۰۰۲

۶- مرجع‌ها

- Control Strategy" *IEEE Proceeding* pp 4906-4909, 2010.
- [8] H. Bezine, A. M. Alimi, N. Derbel, "Handwriting Trajectory Movements Controlled by a Bêta-Elliptic Model" *IEEE Proceeding* 2003.
- [9] E. Engeberg, M. Frankel, S. Meek, "Biomimetic Grip Force Compensation Based on Acceleration of a Prosthetic Wrist Under Sliding Mode Control" *IEEE Proceeding* 210-215, 2008.
- [10] S. D. Iftime, L. L. Egsgaard, M. B. Popovic, "Automatic Determination of Synergies by Radial Basis Function Artificial Neural Networks for the Control of a Neural Prosthesis" *IEEE Proceeding* vol 13, pp 482-489, 2005.
- [11] J. K. Shim, A. W. Hooke, Y. S. Kim, J. Park, S. Karol, Y. H. Kim, "Hand writing: Hand pencontact for cesynergies in circle drawing tasks" *ELSEVIER* vol 2249-2253, 2010.
- [12] J. Li, Z. J. Wang, J. Eng, M. J. McKeown "Bayesian Network Modeling for Discovering "Dependent Synergies, Among Muscles in Reaching Movements" *IEEE Proceeding*, vol 55, pp 298-310, 2008.
- [13] I. Chihi, C. Ghorbel, A. Abdelkrim, M. Benrejeb "Parametric identification of handwriting system based on RLS algorithm" *Automation and Systems* pp 1564-1569, 2011.
- [14] B. Mijovic, M. B. Popovic D. B. Popovic, "Synergistic control of forearm based on accelerometer data and artificial neural networks" *Brazilian Journal of Medical and Biological Research* pp 389-397, 2008.
- [1] س. احمدزاده، ح. کبروی، ع. شعبی، ز. طالب زاده، "پیش‌بینی الگوی سینرژی عضلات دست درگیر حرکت نوشتن با استفاده از شبکه‌های عصبی مصنوعی" *اولین کنفرانس ملی مهندسی برق و کامپیوتر*، ۱۳۹۱.
- [2] س. احمدزاده، ح. کبروی، س. طوسی‌زاده، ز. طالب زاده، "شناسایی دینامیک فعال‌سازی عضلات بازکننده و جمع کننده انگشت شست هنگام عملکردهای حرکتی دست با شبکه‌های عصبی مصنوعی" *بیستمین کنفرانس بین‌المللی مهندسی زیست پزشکی*، ۱۳۹۲.
- [3] J. L. Lujan, P. E. Crago, "Computer-based test-bed for clinical assessment of hand/wrist feedforward neuroprosthetic controllers using artificial neural networks" *Medical & Biological Engineering & Computing* Vol 42, pp 754-761, 2004.
- [4] C. Castellini P. V. D. Smag, "Preliminary evidence of dynamic muscular synergies in human grasping" *The 15th International Conference on Advanced Robotics* pp 28-33, 2011.
- [5] M. Liu, T. Liu, and G. Wang "A Compact Representation of Handwriting Movements with Mixtures of Primitives" *IEEE Proceeding* 1629-1634, 2010.
- [6] Y. P. Ivanenko, R. E. Poppele, F. Lacquaniti, "Motor Control Programs and Walking" *The Neuroscientist, A review*, Vol 12, No 4, pp 339-348, 2006.
- [7] M. Chen, Q. B. Wang, X. X. Lou, K. Xu, X. X. Zheng, "A Foot Drop Correcting FES Envelope Design Method Using Tibialis Anterior EMG During Healthy Gait With A New Walking Speed

- [17] M. Popovic, D. Popovic, "Cloning Biological Synergies Improves Control of Elbow Neuroprostheses" *IEEE Proceeding*, pp 74-81, 2001.
- [18] M. Borjkhani, F. Towhidkhan, "Modeling kinematic features of human handwriting using model predictive control" *IEEE Proceeding*, 2008.
- [19] G. Huang, D. Zhang, X. Zheng, X. Zhu, "An EMG-based Handwriting Recognition through Dynamic Time Warping" *IEEE Proceeding* 2010.
- [15] S. B. Thies, P. Tresadern, L. Kenney, D. Howard, J. Y. Goulermas, C. Smith, J. Rigby, "Comparison of linear accelerations from three measurement systems during" *Reach & Grasp, Medical Engineering & Physics* pp 967-972, 2007.
- [16] P. S. Thomas, M. S. Branicky, A. V. D. Bogert, K. Jagodnik, "FES Control of a Human Arm Using Reinforcement Learning" 2007.



انجمن مهندسی پزشکی ایران