

Using Synergy to Control the Reaching Movement Neuroprosthesis: Muscle Synergy or Kinematic Synergy?

A. Maleki^{1*}, A. Fallah²

¹ PhD Candidate of Bioelectric, Biomedical Engineering School, Amirkabir University of Technology, Tehran, Iran

² Assistant Professor, Bioelectric Department, Biomedical Engineering School, Amirkabir University of Technology, Tehran, Iran, afallah@aut.ac.ir

Abstract

Patients with spinal cord injury in C5/C6 levels are capable of controlling the voluntary movements of the shoulder joints, but some muscles involved in the movement of the elbow joint are paralyzed in these patients. By using FES as well as an appropriate stimulation of the paralyzed muscles, the patients can be assisted with their essential daily living activities. One of the major problems of using FES for reanimation of the paralyzed arm is to provide voluntary commands for FES control. Kinematic synergy and muscle synergy are two main options in this regard. In this paper, these two command sources were evaluated and compared. Furthermore, a mixed method was proposed, which improves performance. Thus, the EMG and kinematical data during a set of activities of daily living (ADL) were recorded and processed. Precise investigations were carried out in order to determine the appropriate values for high-level neural network controller parameters. Next, six different neural network controller structures were trained by the EMG and/or kinematical data. Using this method, cross correlation between the estimation and measurement for all records was obtained as 94.76% for kinematic synergy and 98.08%, for muscle synergy. In the mixed method, these values were improved to 94.82% and 98.84% respectively. Furthermore, mixed method paved the way to improve the performance of low-level controller with estimating the desired kinematics for the distal joint and desired activity for the paralyzed muscle.

Keywords: Functional electrical stimulation; Reaching movement; Kinematic synergy; Muscle synergy, Activities of daily living

* Corresponding author

Address: Ali Maleki, Bioelectric Department, Biomedical Engineering School, Amirkabir University of Technology, Hafez Ave. Tehran, Iran
Tel: +98 9125431132
Fax: +98 21 66468186
E-mail: ali_maleki@aut.ac.ir

استفاده از سینرژی در کنترل پروتز عصبی بازتوانی حرکت دست‌رسانی: سینرژی عضلات یا سینرژی کینماتیک؟

علی مالکی^۱، علی فلاح^۲

^۱ دانشجوی دکتری بیوالکترونیک، دانشکده مهندسی پزشکی، دانشگاه صنعتی امیر کبیر، تهران
^۲ استادیار گروه بیوالکترونیک، دانشکده مهندسی پزشکی، دانشگاه صنعتی امیر کبیر، تهران
afallah@aut.ac.ir

چکیده

بیماران ضایعه نخاعی سطوح مهره‌های پنجم و ششم گردنی قادر به کنترل ارادی حرکت‌های مفصل شانه هستند اما برای حرکت مفصل آرنج، بعضی از عضلات مربوط فلج شده است. با استفاده از FES و تحریک مناسب عضلات فلج می‌توان بیمار را در انجام حرکت‌های روزمره زندگی یاری کرد. یکی از عمده مشکلات استفاده از FES برای بازتوانی حرکت دست‌رسانی، فراهم آوردن فرامین ارادی برای سطوح بالای کنترل است. سینرژی کینماتیک و سینرژی عضلات دو گزینه اصلی برای این منظورند. در این مقاله این دو منبع فرمان مورد ارزیابی و مقایسه قرار گرفته‌اند؛ علاوه بر این، شیوه‌ای تلفیقی نیز پیشنهاد شده است که از کارایی بالاتری برخوردار است. برای همین منظور، داده‌های EMG و کینماتیک طی انجام گروهی از حرکت‌های روزمره زندگی (ADL)، ثبت و پیش‌پردازش شد. سپس بررسی‌های دقیقی انجام شده است تا مقادیر مناسب برای متغیرهای شبکه عصبی کنترل‌گر سطح بالا تعیین گردد. در ادامه شش ساختار مختلف کنترل‌گر شبکه عصبی با داده‌های EMG و/یا کینماتیک آموزش داده شد. با این شیوه، درصد همبستگی متقابل بین تخمین و اندازه‌گیری برای تراژکتوری‌های همه ثبت‌ها، ۹۴/۷۶٪ برای سینرژی کینماتیک و ۹۸/۰۸٪ برای سینرژی عضلات است. در روش تلفیقی، این مقادیر به ترتیب به ۹۴/۸۲٪ و ۹۸/۸۴٪ بهبود یافته است. علاوه بر این، روش تلفیقی با تخمین وضعیت مطلوب برای مفصل دیستال و میزان فعالیت عضلات فلج، راه را برای بهبود کارایی کنترل‌گر سطح پایین هموار می‌سازد.

واژه‌های کلیدی: تحریک الکتریکی عملکردی؛ حرکت دست‌رسانی؛ سینرژی کینماتیک؛ سینرژی عضلات؛ فعالیت‌های روزمره زندگی

عهده‌دار مکاتبات

نشانی: تهران، خیابان حافظ، دانشگاه امیرکبیر، دانشکده مهندسی پزشکی، گروه بیوالکترونیک
تلفن: ۰۹۱۲۵۲۳۱۱۳۲، دورنگار: ۶۶۶۶۸۱۸۶، پیام‌نگار: ali_maleki@aut.ac.ir

۱- مقدمه

ضایعه در سیستم اعصاب مرکزی اغلب با از دست رفتن توانایی‌های حرکتی همراه است. تحریک الکتریکی عملکردی^۱ (FES) راهکاری است که می‌تواند امکان بازگرداندن بخشی از توانایی‌های حرکتی از دست رفته را فراهم نماید.

سیستم تحریک الکتریکی عملکردی سه وظیفه عمده دارد: دریافت فرامین حرکتی به وسیله رابط انسان- ماشین، تعیین متغیرهای تحریک به وسیله کنترل‌گر و ایجاد تحریک و اعمال آن به بافت. رابط انسان- ماشین در بازتوانی حرکت دست‌رسانی^۲ نسبت به حرکت‌هایی نظیر گرفتن، رها کردن و برخاستن بسیار پیچیده است. در این دسته از حرکت‌ها، نقاط ابتدایی و انتهایی حرکت می‌تواند نقاط گوناگونی از فضای کاری دست باشد. بنابراین، مشخص کردن حرکت مطلوب برای سیستم FES کاری دشوار است. استفاده از دسته بازی، گفتار، تنفس، حسگر حرکت، پردازش تصویر چهره، سیگنال الکترومایوگرام^۳ (EMG) و سیگنال الکتروانسفالوگرام^۴ از جمله شیوه‌هایی است که تاکنون برای ارتباط مددجو با سیستم FES مورد ارزیابی قرار گرفته‌اند [۱-۶]. درگیر کردن توانایی‌های حرکتی ارادی^۵ و نیاز به تمرکز دوگانه مددجو^۶ از مهمترین معایب این شیوه‌ها هستند که گاهی به دلیل وجود آنها، مددجو از پذیرفتن پروتز صرف‌نظر می‌کند. استفاده از سینرژی^۷ حاکم بر حرکت شیوه‌ای است که به تازگی مورد توجه قرار گرفته است، بدان امید که بتواند این دو ایراد را برطرف کند [۹-۱۶]. علاوه بر این، از آنجا که این شیوه برگرفته از استراتژی طبیعی کنترل حرکت است هماهنگی و سازگاری مددجو با پروتز عصبی نسبت به دیگر شیوه‌های متناظر بالاتر است. همچنین، نتایج آماری آزمون‌های بالینی که برای پروتزهای عصبی انجام گردیده است نشانگر آن است که وقتی استراتژی کنترل FES هماهنگ با استراتژی طبیعی کنترل حرکت باشد در طولانی مدت، بهبود قابل ملاحظه‌ای را در توانایی اندام در پی خواهد داشت (اثرات درمانی) [۷].

استفاده از FES برای فعال کردن عضلات بازکننده آرنج^۷ چند سالی است که مورد توجه پژوهشگران قرار گرفته است.

کراگو^۸ و همکارانش [۸] از شیوه‌ای به نام "کنترل ارادی عضله مخالف" استفاده نموده‌اند. آنها با استفاده از شتاب‌سنجی که بر روی دست نصب شده بود زاویه دست را تعیین کرده و بر اساس آن، ماهیچه سه سر بازو^۹ را تحریک نکردند. کنترل وضعیت دست با هم‌فعالیتی آگونیست^{۱۰} تحت کنترل ارادی و آنتاگونیست^{۱۱} تحریک شده شیوه ساده‌ای است که نیاز به فرامین کتتری غیرمرتبط را برطرف می‌سازد اما در عوض، خستگی زودرس عضلات جمع‌کننده^{۱۲} مفصل آرنج را نیز در پی دارد.

گیوفریدا^{۱۳} و همکارانش [۹] نیز با استفاده از سیگنال EMG عضله دو سر بازویی^{۱۴}، تحریک عضله سه سر بازویی را کنترل کردند. این شیوه که کنترل متقابل نامیده می‌شود محدوده گشتاور آرنج و پایداری گشتاور ایزومتریک^{۱۵} را افزایش، و میزان تحریک مورد نیاز را کاهش داده است. آنها در پژوهش‌های بعدی، استفاده از سینرژی را مورد توجه قرار داده‌اند [۱۰، ۱۱]. بدین منظور، سه موقعیت بالا، وسط و پایین از یک صفحه پاراساجیتال^{۱۶} مورد توجه قرار گرفته است. در هر موقعیت و برای بردارهای نیروی ایزومتریک در اندازه‌ها و جهت‌های مختلف، میزان تحریک الکتریکی عضله سه سر بازویی بر اساس یک مدل بیومکانیکی تعیین شده است. با اعمال تحریک الکتریکی با شدت تعیین شده و در شرایطی که بیمار بردار نیروی ایزومتریک مورد نظر را ایجاد می‌کند، سیگنال EMG سطحی ثبت شده است. از سیگنال‌های EMG ثبت شده و میزان تحریک الکتریکی هر ثبت برای آموزش شبکه عصبی^{۱۷} که نقش کنترل‌گر را ایفا خواهد کرد، استفاد شده است. آنها برای هر موقعیت، یک شبکه عصبی آموزش داده‌اند، بنابراین بدیهی است که منبع فرمان مستقلی نیز برای سویچ کردن^{۱۸} بین کنترل‌گرها نیاز خواهد بود. در این روش نسبت به روش‌های "کنترل ارادی عضله مخالف" و "کنترل متقابل"، میزان تحریک کاهش یافته است و میزان بردار نیرو افزایش پیدا کرده است. همچنین هینکابی^{۱۹} و همکارانش [۱۲] شیوه‌ای مبتنی بر سینرژی عضلات دست طی حرکت‌های هدف‌گرا را مورد بررسی قرار داده‌اند. آنها از سیگنال EMG فعالیت ارادی عضلات باقیمانده برای تعیین

¹ Functional Electrical Stimulation

³ Electroencephalogram

⁹ Triceps Brachii

¹³ Guiffrida

¹⁷ Neural network

² Parameter

⁶ Synergy

¹⁰ Agonist

¹⁴ Biceps Brachii

¹⁸ Switching

³ Reaching Movement

⁷ Elbow Extensors

¹¹ Antagonist

¹⁵ Isometric

¹⁹ Hincapie

⁴ Electromyogram

⁸ Crago

¹² Elbow Flexors

¹⁶ Parasajital

در صفحه‌ای موازی افق مورد بررسی قرار گرفت و برای دو مشکل کاربردی سینرژی کینماتیک یعنی نیاز به تعیین ارادی نواحی حرکتی و فقدان غنای اطلاعاتی مفصل پروکسیمال در برخی نواحی حرکتی راه حل مناسبی ارائه شد.

۲- طرح مسأله

در مطالعاتی که تاکنون با هدف استفاده از سینرژی برای تأمین فرامین حرکتی ارادی به منظور کنترل پروتز عصبی بازتوانی حرکت دست‌رسانی انجام شده است، سینرژی کینماتیک یا سینرژی عضلات مورد توجه قرار گرفته است. پژوهش‌هایی که سینرژی کینماتیک را مورد توجه قرار داده‌اند تلاش کرده‌اند با استفاده از دادگان کینماتیک مفصل پروکسیمال^{۲۱}، وضعیت کینماتیک مفصل دیستال را تعیین کنند. پژوهش‌هایی که سینرژی عضلات را مورد نظر قرار داده‌اند نیز از فعالیت EMG عضلات ارادی برای تعیین سطح مطلوب فعالیت عضله فلج (عضلات فلج) و در نتیجه تعیین شدت تحریک الکتریکی مورد نیاز استفاده کرده‌اند. هماهنگی مفاصل پروکسیمال و دیستال^{۲۵} در حرکت دست‌رسانی یا هماهنگی فعالیت عضلات مؤثر در این حرکت، که از آنها به سینرژی تعبیر می‌شود، مفاهیم مستقلی نیستند. دلیل این امر آن است که فعالیت عضلانی موجب انقباض عضله، ایجاد نیرو در عضله، ایجاد گشتاور در مفصل و در نهایت، ایجاد حرکت می‌شود. بر این مبنا، سه سؤال کلیدی قابل طرح است:

۱. اگر برای تعیین وضعیت کینماتیک مفصل دیستال، علاوه بر اطلاعات کینماتیک مفصل پروکسیمال، از EMG عضلات ارادی مؤثر در حرکت نیز استفاده گردد، آیا کارایی کنترل‌گر مبتنی بر سینرژی بهبود خواهد یافت؟
۲. در صورتی که برای تعیین میزان فعالیت عضلات فلج مؤثر در حرکت دست‌رسانی، علاوه بر فعالیت عضلات ارادی، از وضعیت کینماتیک مفصل پروکسیمال نیز استفاده شود، آیا کارایی کنترل‌گر مبتنی بر سینرژی بهبود خواهد یافت؟
۳. آیا تعیین همزمان شرایط مطلوب برای وضعیت کینماتیک مفصل دیستال و سطح فعالیت عضلات فلج مؤثر در حرکت،

میزان تحریک عضلات فلج استفاده نموده‌اند.

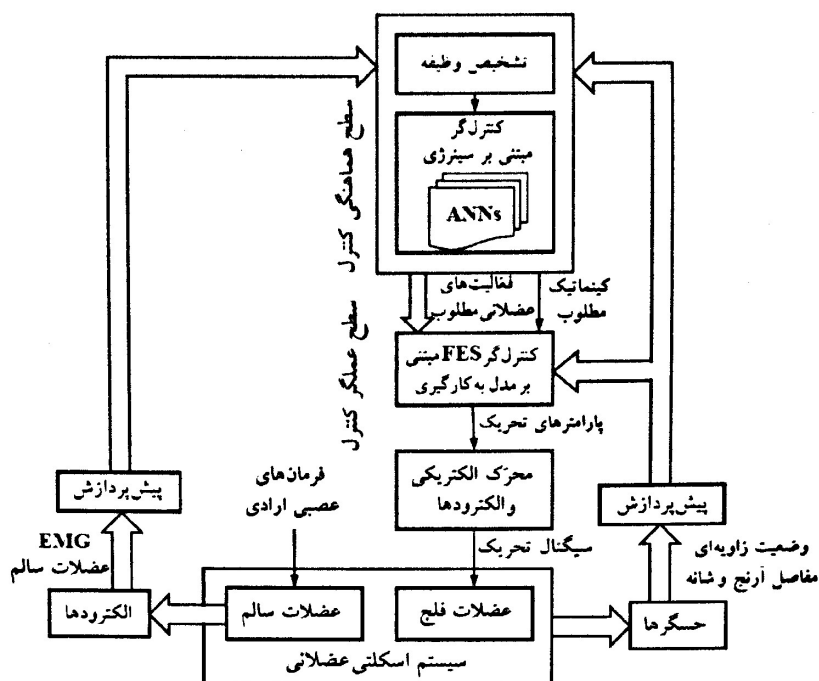
پوپویک^{۲۰} و همکارانش [۱۳] نیز سینرژی کینماتیک مفاصل دست در حرکت رساندن را که رابطه‌ای غیرخطی است، به صورت یک ضریب تناسب بین سرعت زلویه‌ای مفاصل شانه و آرنج ساده‌سازی کردند. با این شیوه می‌توان دست را از نقطه شروع به نقطه پایان جابجا نمود اما مسیر حرکت به جای مسیر مستقیم، یک منحنی خواهد بود. سپس برای برطرف کردن این محدودیت، از روش‌های یادگیری ماشین^{۲۲} استفاده کردند [۱۴، ۱۵] و در نهایت، فضای حرکت در صفحه را به چهار ناحیه تقسیم کردند که برای هر ناحیه، پایگاه قواعد خاصی تعیین شده است. آنها پیشنهاد کردند برای پیاده‌سازی عملی، مدجرو ناحیه حرکتی مطلوب را به طور ارادی و با استفاده از رابط کلیر برای پروتز عصبی تعیین کند. این محدودیت سبب شده است، شیوه پیشنهادی در عمل به عنوان گزینه‌ای برای کاربردهای بالینی مطرح نباشد. بررسی‌های ما نشان می‌دهد که کلرای شیوه ارائه شده به وسیله این پژوهشگران در بخش‌های خاصی از نواحی حرکتی به شدت افت می‌کند [۱۶]. کلایکی^{۲۳} و همکارانش [۱۷] با بهره گرفتن از سینرژی کینماتیک موجود بین زوایای مفاصل دست طی حرکت‌های هدف‌گرا، از یک شبکه عصبی برای تعیین زاویه مفصل آرنج با استفاده از زلویه‌های مفصل شانه استفاده نمودند. داده‌های کینماتیک از یک آزمودنی و برای سه دوره حرکت ثبت شده است که هر دوره از ۱۶ حرکت دست‌رسانی هدف‌گرا تشکیل شده است. آنها با بررسی عملکرد شبکه عصبی برای داده‌های هر حرکت و تلفیق هدفمند داده‌ها، یک مجموعه داده کاهش یافته برای آموزش شبکه عصبی تعیین کردند که توانسته است کلرای را بهبود بخشد. با وجود این، خطای زلویه نهایی آرنج در مواردی از ۵° نیز تجاوز می‌کند که به نظر می‌رسد علت آن، استفاده کردن از یک شبکه عصبی برای تمام حرکت‌ها باشد. ما در پژوهشی [۱۶] با پیشنهاد طرحی سلسله مراتبی، از روش‌های یادگیری ماشین (یادگیری استقرایی^{۲۳} و شبکه‌های عصبی) برای تعیین فرامین حرکتی بر مبنای سینرژی کینماتیک استفاده نمودیم. در آن پژوهش، چهار حرکت پایه

^{۲۰} Popovic
^{۲۴} Proximal

^{۲۱} Machine learning
^{۲۵} Distal

^{۲۲} Kohki

^{۲۳} Inductive learning



شکل ۱- نمودار بلوکی سیستم سلسله مراتبی کنترل FES برای روش سینرژی تلفیقی^{۲۶}. در این سیستم، کینماتیک مطلوب و/یا سطح مطلوب فعالیت عضلات به وسیله کنترل‌گر سطح بالا تعیین شده و در اختیار کنترل‌گر سطح پایین قرار می‌گیرد

کمتر از ۲۰^۰ گزارش شده است.

اگرچه این پژوهشگران نتایج به دست آمده را رضایت‌بخش توصیف کرده‌اند اما نتایج با شرایط مطلوب فاصله زیادی دارد. در مقاله سال ۲۰۰۳ آنها [۲۰]، ثبت EMG از عضلات ساعد و تخمین کینماتیک مفصل مچ نیز در بررسی‌ها لحاظ شده است.

امکان تعیین سطح فعالیت عضله با استفاده از وضعیت کینماتیک اندام نیز در دسته‌ای از پژوهش‌ها مورد بررسی قرار گرفته است [۲۱، ۲۲].

پلاک^{۳۱} و همکارانش [۲۳] از EMG عضلات گردن و وضعیت کینماتیک سر به منظور پیش‌بینی حرکت سر برای کاربردهای محیط مجازی استفاده کرده‌اند. آنها در این پژوهش، از شبکه عصبی فیدفوروارد^{۳۲} استفاده کرده‌اند و نتایج را برای پیش‌بینی‌های ۱۷/۵ و ۳۵ ms گزارش کرده‌اند.

در این مقاله، با مطالعه پنج حرکت از اصلی‌ترین فعالیت‌های روزمره زندگی^{۳۳} (ADL) یعنی خوردن، ریختن نوشیدنی از ظرف به لیوان، پاسخ دادن به تلفن، جابجا کردن اشیاء و نوشیدن، در پی یافتن پاسخ دو سؤال نخست‌ایم.

می‌تواند در بهبود کارایی کنترل‌گر سطح پایین (شکل ۱) مؤثر باشد؟

مرور مطالعات انجام شده در این حوزه بیانگر آن است که تاکنون به این سؤال‌ها پرداخته نشده است. در ادامه به مطالعات مرتبط با این موضوع اشاره‌ای اجمالی خواهد شد. چرون^{۲۷} و همکارانش [۱۸] با استفاده از یک شبکه عصبی بازگشتی دینامیک به شبیه‌سازی هماهنگی اندام تحتانی در راه رفتن انسان پرداخته‌اند. آنها از سیگنال EMG شش عضله برای تعیین زاویه بخش‌های پنجه پا، ساق و ران استفاده کرده‌اند.

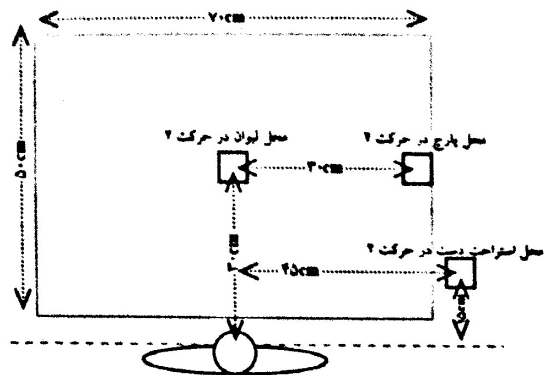
آیو^{۲۸} و همکارانش [۱۹] از EMG ثبت شده از شش عضله شانه و بازو طی حرکات دست‌رسانی مختلف برای تعیین کینماتیک سه درجه آزادی شانه و فلکسیون-اکستنسین آرنج استفاده کرده‌اند. برای این منظور از شبکه عصبی مصنوعی تاخیر زمانی^{۲۹} (TDANN) استفاده شده است که ورودی آن، اطلاعات EMG عضلات و خروجی آن زاویه و سرعت زاویه‌ای یا شتاب زاویه‌ای مفاصل است. آنها برای افراد مختلف، شبکه‌های متفاوتی را آموزش داده و ارزیابی کرده‌اند. بر اساس نتایج به دست آمده، RMS^{۳۰} خطا همواره

²⁶ Mixed synergy
³⁰ Root Mean Square

²⁷ Cheron
³¹ Polak

²⁸ Au
³² Feed Forward

²⁹ Time Delay Artificial Neural Network
³³ Activities of Daily Living



شکل ۲- طرحی از کاغذ راهنمای حرکت ریختن نوشیدنی از ظرف به لیوان (حرکت ۲) که موقعیت‌های کلیدی حرکت در آن مشخص شده است.

با توجه به اینکه طیف فرکانسی سیگنال حرکت دست در محدوده تا ۱۰ Hz قرار دارد [۲۶]، نمونه‌برداری از کانال‌های مربوط به زاویه‌سنج‌ها با نرخ ۱۰۰ Hz انجام شده است. فرکانس قطع بالای فیلتر پایین‌گذر سخت‌افزاری (فیلتر ضد تداخل) و محدوده سیگنال این کانال‌ها نیز به ترتیب ۲۰ Hz و ۵ V تنظیم شده است. برای تقویت و ثبت سیگنال EMG از عضلات دوسر بازویی، سه‌سر بازویی، دلتوئید میانی^{۳۸}، سینه‌ای بزرگ^{۳۹} و لاتیسیموس پشتی^{۴۰}، از سه دستگاه دوال بایو آمپ^{۴۱} M135 استفاده شده است. نرخ نمونه‌برداری، فرکانس قطع بالای فیلتر ضد تداخل و محدوده سیگنال برای کانال‌های ثبت EMG به ترتیب ۲ KHz، ۵۰۰ Hz و ۲ mV انتخاب شده است. برای آماده‌سازی پوست، انتخاب نوع الکترود، محل جای‌گذاری الکترودها، موقعیت جفت الکترود نسبت به یکدیگر، ملاحظات کاهش آرتیفکت^{۴۲}‌های حرکتی و بیولوژیکی و در نهایت ارزیابی و اعتبارسنجی سیگنال EMG، تمام توصیه‌های مربوط به SENIAM^{۴۳} [۲۷] رعایت شده است.

در مرحله پیش‌پردازش دادگان کینماتیک، ابتدا سیگنال‌های زاویه ثبت شده از مفصل‌های آرنج و شانه با یک فیلتر پایین‌گذر دیجیتال با فرکانس قطع ۵ Hz فیلتر شد. سپس سرعت زاویه‌ای و شتاب زاویه‌ای با استفاده از سیگنال فیلتر شده محاسبه شد. الکترومایوگرام عضلات نیز در مرحله پیش‌پردازش، ابتدا با یک فیلتر بالاگذر دیجیتال با فرکانس

۳- اجرای آزمایش و ثبت سیگنال

همان‌طور که پیش از این ذکر شد در این مطالعه، سیگنال EMG عضلات درگیر در پنج حرکت از فعالیت‌های روزمره زندگی ثبت شده است. در تعیین پروتکل انجام هر حرکت، تلاش شده است که نحوه انجام طبیعی حرکت در افراد مختلف مورد توجه قرار گیرد. به عنوان مثال، در حرکت ریختن نوشیدنی از ظرف به لیوان، دست از محل استراحت خود شروع به حرکت می‌کند، ظرف نوشیدنی را برمی‌دارد و به سمت لیوان حرکت می‌کند. مقدار مشخصی نوشیدنی از ظرف به لیوان می‌ریزد و سپس ظرف را به محل خود بازمی‌گرداند. دست نیز به محل استراحت خود باز می‌گردد و در آنجا ساکن باقی می‌ماند. فایل صوتی راهنمایی نیز تهیه شده است تا حرکات مورد نظر در هر مرحله، ملاحظات حرکتی و تعداد دفعات انجام هر حرکت را طبق پروتکل ثبت مدیریت کند. همچنین برای هر حرکت، یک برگه راهنمای حرکت تهیه شده است که در آن موقعیت‌های کلیدی حرکت و ترتیب آنها مشخص شده است. این برگه پیش از زمان انجام حرکت، روی سطح میز مقابل آزمودنی نصب شد (شکل ۲).

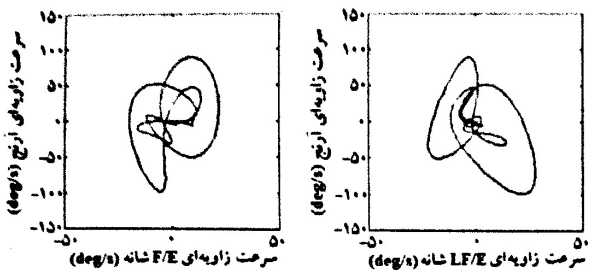
برای اندازه‌گیری زاویه فلکسیون/اکستانسیون مفصل آرنج از زاویه‌سنج الکتریکی MLTS700 شرکت آد اینسترومنتز^{۳۴} استفاده شده است [۲۴]. این زاویه‌سنج که مبتنی بر فناوری فیبر نوری است امکان اندازه‌گیری زاویه را در یک جهت فراهم می‌سازد. برای اندازه‌گیری زاویه‌های مفصل شانه نیز از زاویه‌سنج دوماحوره SG110 شرکت بایومتریک^{۳۵} استفاده شده است [۲۵]. عملکرد این زاویه‌سنج مبتنی بر فناوری کرنش‌سنجی است و امکان اندازه‌گیری را در دو جهت و با مزاحمت بسیار کمتری نسبت به نمونه‌های مشابه فراهم می‌سازد به نحوی که این حسگر بر روند انجام طبیعی حرکت مداخله اندکی دارد. برای نمونه‌برداری، انتقال داده‌های دیجیتال به کامپیوتر و ذخیره‌سازی مناسب دادگان از سیستم اکتساب داده پاورلب^{۳۶} و نرم‌افزار چارت^{۳۷} شرکت آد اینسترومنتز استفاده شده است.

^{۳۴} ADInstruments
^{۳۵} Middle Deltoid
^{۴۲} Artifacts

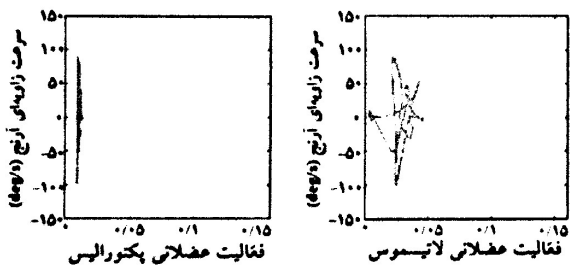
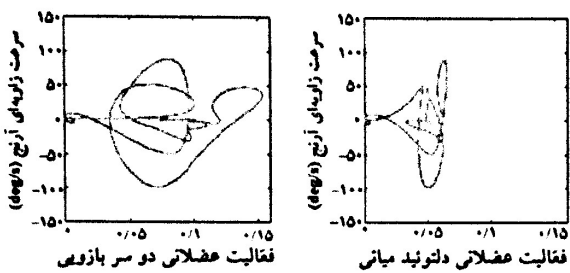
^{۳۵} Biometrics
^{۳۹} Major Pectoralis
^{۴۰} Surface Electromyography for the Non-Invasive Assessment of Muscle

^{۳۶} PowerLab
^{۴۱} Latissimus Dorsi

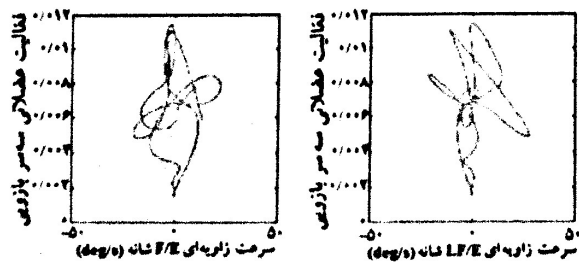
^{۳۷} Chart
^{۴۱} Dual BioAmp



شکل ۴- نمودارهای سرعت زاویه‌ای آرنج بر حسب سرعت زاویه‌ای دو محور زاویه‌سنج شانه (نمودار فاز)



شکل ۵- نمودارهای سرعت زاویه‌ای آرنج بر حسب فعالیت عضلانی چهار عضله مورد بررسی (نمودار فاز)

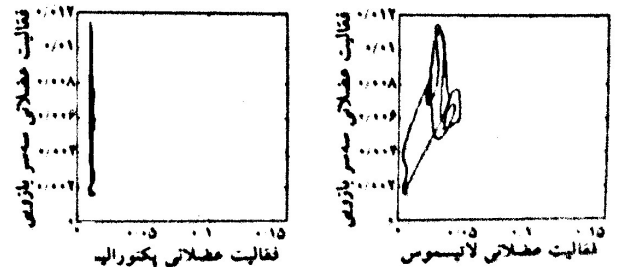
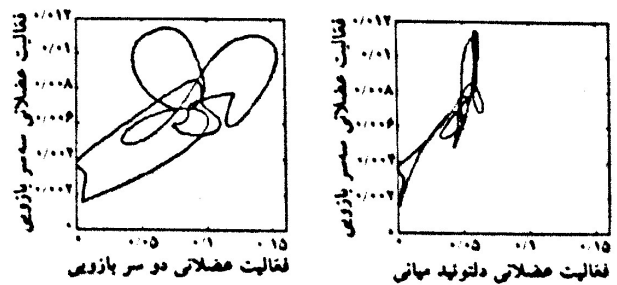


شکل ۶- نمودارهای فعالیت عضلانی سر بلند عضله سه سر بازویی بر حسب سرعت زاویه‌ای دو محور زاویه‌سنج شانه (نمودار فاز)

۳- روش

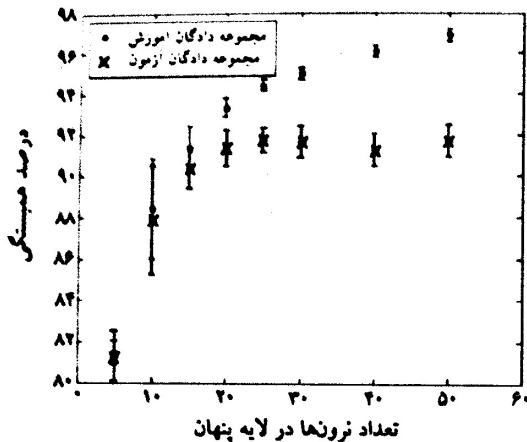
در بررسی‌های این مقاله، از شبکه عصبی دو لایه (یک لایه پنهان) به عنوان کنترل‌گر سطح بالای مبتنی بر سینرژی استفاده شده است. شش ساختار مختلف برای این کنترل‌گر

قطع ۱۰Hz فیلتر شدند. سپس انتگرال قدر مطلق^{۴۴} (IAV) سیگنال EMG عضلات تعیین شده است. اگرچه IAV به طور معمول در دوره‌های ۵۰ تا ۲۰۰ms محاسبه می‌شود [۲۸]، اما در این پژوهش، محاسبه IAV در دوره‌های ۱۰ms انجام شده است تا نرخ نمونه‌های IAV سیگنال برابر با نرخ نمونه‌های دادگان کینماتیک (۱۰۰ نمونه در ثانیه) باشد. در ادامه، سیگنال‌های IAV الکترومایوگرام عضلات با فیلتر پایین‌گذر دیجیتال با فرکانس قطع ۱۰Hz فیلتر شده است تا سیگنالی هموار به دست آید. در نهایت، با میانگین‌گیری سیگنال‌ها برای تمام تکرارهای هر آزمودنی، سیگنال‌های میانگین به دست آمده است. شایان ذکر است از سیگنال‌های میانگین در پردازش‌های این پژوهش استفاده نشده است و کاربرد آنها فقط به ترسیم نمودارهای فاز و تحلیل کیفی رفتار سیگنال‌ها منحصر می‌شود. با در اختیار داشتن دو دسته دادگان کینماتیک و EMG می‌توان چهار دسته نمودار فاز ترسیم نمود: نمودارهای فاز دادگان الکترومایوگرام بر حسب دادگان الکترومایوگرام (شکل ۳)، نمودارهای فاز دادگان کینماتیک بر حسب دادگان کینماتیک (شکل ۴)، نمودارهای فاز دادگان کینماتیک بر حسب دادگان الکترومایوگرام (شکل ۵) و نمودارهای فاز دادگان الکترومایوگرام بر حسب دادگان کینماتیک (شکل ۶).



شکل ۷- نمودارهای فعالیت عضلانی سر بلند عضله سه سر بازویی بر حسب فعالیت عضلانی چهار عضله مورد بررسی دیگر (نمودار فاز)

^{۴۴}Integral of Absolute Value



شکل ۷- میانگین (انحراف معیار) درصد همبستگی متقابل بین خروجی شبکه عصبی و اسپیلین^{۳۸} مطلوب برای مجموعه دادگان آموزش و مجموعه دادگان ارزیابی به ازای مقادیر مختلف تعداد نرون‌های لایه پنهان

در شبکه عصبی شماره ۲، ورودی شامل زاویه، سرعت زاویه‌ای و شتاب زاویه‌ای دو درجه آزادی زاویه‌سنج شانه است و EMG عضله سه سر بازویی به عنوان خروجی تعیین شده است. مقدار مناسب برای تعداد اپیک‌های آموزش این شبکه عصبی، ۲۰۰۰ اپیک تعیین شده است. برای اینکه شبکه از بیشترین توانایی یادگیری برخوردار باشد و در ضمن، مشکل بیش‌آموزی رخ ندهد، ۱۰ نرون برای لایه پنهان شبکه عصبی شماره ۲ در نظر گرفته شده است.

در شبکه عصبی شماره ۳، ورودی شامل EMG عضلات دو سر بازویی، دلتوئید میانی و لاتیسیموس پشتی است و سرعت زاویه‌ای آرنج به عنوان خروجی تعیین شده است. مقدار مناسب برای تعداد اپیک‌های آموزش این شبکه عصبی، ۲۰۰۰ اپیک تعیین شده است. برای اینکه شبکه از بیشترین توانایی یادگیری برخوردار باشد و در ضمن مشکل بیش‌آموزی رخ ندهد، ۳۰ نرون برای لایه پنهان این شبکه عصبی در نظر گرفته شده است.

در شبکه عصبی شماره ۴، ورودی شامل EMG عضلات دو سر بازویی، دلتوئید میانی و لاتیسیموس پشتی است و EMG عضله سه سر بازویی به عنوان خروجی تعیین شده است. مقدار مناسب برای تعداد اپیک‌های آموزش این شبکه عصبی، ۵۰۰ اپیک تعیین شده است. برای اینکه شبکه از

مورد مطالعه قرار می‌گیرد که عبارت‌اند از: ساختار سینرژیکینماتیک، ساختار سینرژیک عضلات و ۴ ساختار تلفیقی. انتخاب مناسب متغیرهای شبکه عصبی نقش مهمی در کارایی و عملکرد آن دارد. بنابراین، در این بخش می‌خواهیم با اجرای یک بررسی دقیق، متغیرهای مناسب برای هر یک از شش شبکه عصبی مورد استفاده را تعیین کنیم. از مجموعه دادگان متفاوتی برای آموزش و آزمون شبکه عصبی استفاده شده است. مجموعه دادگان آموزش شامل ۱۰ دوره کامل انجام حرکت و مجموعه دادگان آزمون از ۳ دوره کامل انجام حرکت تشکیل شده است. تعداد اپیک^{۳۹}های شرط خاتمه حلقه آموزش شبکه عصبی با اجرای یک بررسی اولیه، برای هر یک از شش شبکه عصبی تعیین گردیده است.

در شبکه عصبی شماره ۱، ورودی شامل زاویه، سرعت زاویه‌ای و شتاب زاویه‌ای دو درجه آزادی زاویه‌سنج شانه است و سرعت زاویه‌ای آرنج به عنوان خروجی تعیین شده است. این ساختار همان ساختاری است که به طور متداول برای سینرژیکینماتیک استفاده می‌شود. مقدار مناسب برای تعداد اپیک‌های آموزش این شبکه عصبی، ۲۰۰۰ اپیک تعیین شده است. شکل ۷ مقادیر میانگین و انحراف معیار درصد همبستگی متقابل بین خروجی شبکه عصبی و مقادیر اندازه‌گیری متناظر را برای دادگان آموزش و دادگان آزمون به ازای ۸ مقدار مختلف تعداد نرون‌های لایه پنهان نشان می‌دهد. با افزایش تعداد نرون‌ها، میانگین درصد همبستگی متقابل دادگان آموزش به‌طور پیوسته افزایش یافته و انحراف معیار آن به‌طور پیوسته کاهش می‌یابد. در حالی‌که برای دادگان آزمون، با افزایش تعداد نرون‌ها، ابتدا میانگین افزایش یافته و پس از یک مقدار آستانه، به آرامی کاهش می‌یابد. مقدار واریانس متناظر نیز ابتدا کاهش می‌یابد اما پس از گذر از مقدار آستانه، به آرامی شروع به افزایش می‌کند. کاهش مقدار میانگین درصد همبستگی متقابل بین دادگان آزمون در حالی‌که درصد همبستگی متقابل برای دادگان آموزش در حال افزایش است، بیانگر بیش‌آموزی^{۳۷} شبکه است که مطلوب نیست. بنابراین، مقدار ۲۵ برای تعداد نرون‌های لایه پنهان شبکه عصبی شماره ۱ انتخاب شده است.

* Epoch

* overtrain

$$K = \frac{\sum_{i=1}^N \hat{\beta}(i)\hat{\beta}(i)}{\sqrt{\sum_{i=1}^N \hat{\beta}(i)^2 \sum_{i=1}^N \hat{\beta}(i)^2}} \quad VAF = 1 - \frac{\sum_{i=1}^N (\hat{\beta}(i) - \hat{\beta}(i))^2}{\sum_{i=1}^N \hat{\beta}(i)^2} \quad (1)$$

جدول ۱- میانگین (انحراف معیار) درصد همبستگی متقابل بین خروجی شبکه عصبی و مقادیر اندازه‌گیری شده متناظر

درصد همبستگی متقابل	سرعت زاویه‌ای آرنج	EMG عضله سه سر بازویی
کینماتیک مفصل شانه	۹۴/۷۶ (۲/۵۷)	۹۷/۹۴ (۱/۰۵)
EMG عضلات ارادی	۶۳/۸۳ (۱۴/۸۵)	۹۸/۰۸ (۰/۶۹)
کینماتیک مفصل شانه و EMG عضلات ارادی	۹۴/۸۲ (۲/۱۵)	۹۸/۸۴ (۰/۲۸)

جدول ۲- میانگین (انحراف معیار) درصد واریانس توجیهی بین خروجی شبکه عصبی و مقادیر اندازه‌گیری شده متناظر

درصد واریانس توجیهی	سرعت زاویه‌ای آرنج	EMG عضله سه سر بازویی
کینماتیک مفصل شانه	۸۸/۹۷ (۵/۲۱)	۹۵/۵۲ (۲/۲۹)
EMG عضلات ارادی	۴۱/۰۱ (۱۸/۶۹)	۹۵/۹۰ (۱/۳۹)
کینماتیک مفصل شانه و EMG عضلات ارادی	۸۹/۳۹ (۴/۶۰)	۹۷/۵۱ (۱/۰۴)

جدول ۱ مقادیر میانگین و انحراف معیار درصد همبستگی متقابل بین خروجی شبکه عصبی و مقادیر اندازه‌گیری متناظر با آن را نشان می‌دهد.

مقادیر میانگین و انحراف معیار درصد واریانس توجیهی بین خروجی شبکه عصبی و مقادیر اندازه‌گیری متناظر نیز در جدول ۲ نشان داده شده است.

۵- بحث و نتیجه‌گیری

پیش از آنکه به بحث پیرامون نتایج به دست آمده بپردازیم توجه به این نکته بسیار مهم است که این نتایج وابسته به روش‌های به کار گرفته شده در پیش‌پردازش و پردازش دادگان است؛ با تغییر این روش‌ها، نتایج عددی نیز دچار تغییر خواهد شد. بنابراین می‌توان انتظار داشت با بهبود روش‌های پیش‌پردازش و پردازش، نتایج را بهبود بخشید.

بر اساس جدول ۱، اگر برای تعیین وضعیت کینماتیک مفصل دیستال فقط از داده‌های کینماتیک مفصل پروکسیمال استفاده گردد، درصد همبستگی متقابل بین مقادیر تخمین

بیشترین توانایی یادگیری برخوردار باشد و در ضمن، مشکل بیش‌آموزی رخ ندهد ۶ نرون برای لایه پنهان شبکه عصبی شماره ۴ در نظر گرفته شده است.

در شبکه عصبی شماره ۵، ورودی شامل زاویه، سرعت زاویه‌ای و شتاب زاویه‌ای دو درجه آزادی زاویه‌سنج شانه به همراه EMG عضلات دو سر بازویی، دلتوئید میانی و لاتیسیموس پشتی است و سرعت زاویه‌ای آرنج به عنوان خروجی تعیین شده است. مقدار مناسب برای تعداد ایپاک‌های آموزش این شبکه عصبی، ۳۰۰۰ ایپاک تعیین شده است. برای اینکه شبکه از بیشترین توانایی یادگیری برخوردار باشد و در ضمن، مشکل بیش‌آموزی رخ ندهد، ۱۵ نرون برای لایه پنهان شبکه عصبی شماره ۵ در نظر گرفته شده است.

در شبکه عصبی شماره ۶، ورودی شامل زاویه، سرعت زاویه‌ای و شتاب زاویه‌ای دو درجه آزادی زاویه‌سنج شانه همراه با EMG عضلات دو سر بازو، دلتوئید میانی و لاتیسیموس پشتی است و EMG عضله سه سر بازو به عنوان خروجی تعیین شده است. مقدار مناسب برای تعداد ایپاک‌های آموزش این شبکه عصبی، ۲۰۰۰ ایپاک تعیین شده است. برای اینکه شبکه از بیشترین توانایی یادگیری برخوردار باشد و در ضمن، مشکل بیش‌آموزی رخ ندهد، ۸ نرون برای لایه پنهان شبکه عصبی شماره ۶ در نظر گرفته شده است.

۴- نتایج

هر یک از شش شبکه عصبی که ساختار و متغیرهای آن در بخش قبل مشخص گردید با استفاده از مجموعه دادگان آموزش، تعلیم یافت؛ سپس عملکرد آن با مجموعه دادگان کلی (شامل هر دو مجموعه آموزش و آزمون) مورد ارزیابی قرار گرفت. به منظور ارزیابی، برای هر یک از تکرارهای انجام حرکت، معیارهای درصد همبستگی متقابل (K) و درصد واریانس توجیهی (VAF) ^{۲۸} محاسبه شده است.

^{۲۸} Variance Accounted For

استاتیک دارد. ورودی‌های کینماتیک شبکه عصبی (زاویه، سرعت زاویه‌ای و شتاب زاویه‌ای) به نوعی رفتارهای دینامیک سیستم را با خود دارند اما برای ورودی‌های EMG شبکه عصبی این چنین نیست. شاید علت کارایی بالاتر دادگان کینماتیک نیز همین باشد.

مراجع

- [1] Rupp R., Muller-Putz G.R., Pfurtscheller G., Gerner H.J. and Vossius G., Evaluation of control methods for grasp neuroprostheses based on residual movements, myoelectrical activity and cortical signals; Proceeding of 13th annual conference of the IFESS 2008: 54-56.
- [2] Scott T.R.D. and Vare V.A., Assessment of a user command controller for people with high level tetraplegia to control a full upper limb neuro-prosthesis in five degrees of freedom, Proceedings of 13th annual conference of the IFESS 2008; 51-53.
- [3] Sarver J.J., Smith BT, Seliktar R, Mulcahey M.J. and Betz R.R.; A study of shoulder motions as a control source for adolescents with C4 level SCI; IEEE Transaction on Rehabilitation Engineering 1999; 7:1 27-34.
- [4] Bohs L., McElhaney J., Cooper E., Joost M., Han D. and Clippinger F., A voice controlled FES system for restoring hand functions in quadriplegics, Proceedings of IEEE-EMBC International Conference 1988; 1566-1567.
- [5] Hoshimiya N., Naito A., Yajima M and Handa Y., A multichannel FES system for the restoration of motor functions in high spinal cord injury patients: a respiration-controlled system of multijoint upper extremity; IEEE Transactions on Biomedical Engineering 1989; 36(7): 754-760.
- [6] Higa H., Mihara K., Dojo T., Uehara H., Kanoh S. and Hoshimiya N., A video-based control command input device for FES systems, Proceedings of IEEE Biomedical Circuits and Systems Conference 2007: 103-106.
- [7] Popovic D., Stojanovic A., Pjanovic A., Radosavljevic S., Popovic M., Jovic S., Vulovic D., Clinical evaluation of the Bionic Glove; Archives of Physical Medicine and Rehabilitation 1999; 80: 299-304.
- [8] Crago P.E., Memberg W.D., Usey M.K., Keith M.W., Kirsch R.F., Chapman M.A., Katorgi M.A., Perreault E.J., An elbow extension neuroprosthesis for individuals with tetraplegia; IEEE Transactions on Rehabilitation Engineering 1998; 6(1): 1-6.
- [9] Giuffrida J.P., Crago P.E.; Reciprocal EMG control of elbow extension by FES; IEEE Transactions on Neural Systems and Rehabilitation Engineering 2001; 9(4): 338-345.
- [10] Giuffrida J.P., Crago P.E.; Utilizing remaining voluntary muscle synergies to control FES elbow extension after spinal cord injury; Proceedings of IEEE-EMBS International Conference 2004: 4118-4121.
- [11] Giuffrida J.P., Crago P.E.; Functional restoration of elbow extension after spinal-cord injury using a neural network-based synergistic FES controller; IEEE

و مقادیر اندازه‌گیری ۹۴/۷۶٪ خواهد بود. این در حالی است که اگر چه علاوه بر وضعیت کینماتیک مفصل پروکسیمال، از EMG عضلات ارادی مؤثر در حرکت دست‌رسانی نیز استفاده گردد، درصد همبستگی متقابل به ۹۴/۸۲٪ افزایش خواهد یافت. اگرچه درصد همبستگی متقابل افزایش یافته است اما میزان افزایش چشمگیر نیست.

مقادیر جدول ۱ همچنین نشان می‌دهد که برای تعیین EMG عضله فلج، اگر علاوه بر EMG عضلات ارادی، کینماتیک مفصل پروکسیمال نیز استفاده گردد درصد همبستگی متقابل از ۹۸/۰۸٪ به ۹۸/۸۴٪ افزایش خواهد یافت.

"آیا این میزان بهبود، توجیهی برای استفاده همزمان از وضعیت کینماتیک و EMG عضلات است؟" برای پاسخ دادن به این سؤال باید به دو نکته توجه داشت. نخست اینکه مصالحه^{۳۹} بهبود عملکرد با هزینه‌ها و پیچیدگی فناوری پروتز عصبی را باید مورد نظر داشت. دوم اینکه تأثیر مثبت در اختیار داشتن تخمین وضعیت کینماتیک مفصل دیستال همراه با سطح فعالیت عضله فلج (دو مورد با هم) بر عملکرد کنترل‌گر سطح پایین [۱۶] نیز باید به طور ضمنی مورد توجه قرار گیرد.

نکته جالب توجه در نتایج این پژوهش آن است که کینماتیک مفصل پروکسیمال توانسته است با دقت خوبی EMG عضله فلج را نیز تخمین بزند. این درحالی است که عکس این موضوع برقرار نیست. بنابراین اگر بخواهیم مستقل از محدودیت‌های فناوری، این دو گزینه را با هم مقایسه کنیم داده‌های کینماتیک در اولویت است. این نتیجه‌گیری در شرایطی است که تغییرات بار در بررسی‌های انجام شده در نظر گرفته نشده است و انتظار می‌رود با وارد کردن آن، نقش EMG عضلات جدی‌تر شود.

همان‌طور که پیش‌تر مطرح شد حرکت‌های مورد بررسی در این فصل (فعالیت‌های روزمره زندگی) دارای ماهیت دینامیک اند؛ بنابراین لازم است قالبی که هماهنگی‌های این حرکت‌ها در آن نمود می‌یابد نیز از این ویژگی برخوردار باشد. شبکه عصبی مورد استفاده در این پژوهش ماهیت

- spinal cord injured individuals. *IEEE Transactions on Rehabilitation Engineering* 2000; 8(4): 471-480.
- [20] Kirsch R.F., Hincapie J.G.; Feasibility of EMG-based control of arm movements via FNS; *Proceedings of the IEEE-EMBS International conference 2003*: 1471-1474.
- [21] Jonic S., Popovic D., Machine learning for prediction of muscle activations for a rule-base controller; *Proceedings of IEEE-EMBS International Conference 1997*: 1781-1784.
- [22] Prentice S.D., Patla A.E., Stacey D.A., ANN model for the generation of muscle activation patterns for human locomotion; *Journal of Electromyography and Kinesiology* 2001; 11: 19-30.
- [23] Polak S., Barniv Y., Baram Y., Head motion anticipation for virtual environment applications using kinematics and EMG energy; *IEEE Transactions on Systems, Man and Cybernetics (Part A)* 2006; 36(3): 569-576.
- [24] ADInstruments; MLTS700 Goniometer (Joint Angle Sensor); Retrieved 5 Jan. 2009 from: <http://www.adinstruments.com/products/hardware/research/product/MLTS700>.
- [25] Biometrics Ltd.; Goniometer and Torsiometer Operating Manual; 2007.
- [26] Winter D; *Biomechanics and Motor Control of Human Movements - 3rd ed*; New York John Wiley, 2005.
- [27] Hermens H.J., Freriks B., Merletti R., Stegeman D., Blok J., Rau G., Disselhorst-Klug C., Hagg G; *European Recommendation for Surface Electromyography: Results of the SENIAM Project*; Roessingh Research and Development b.v. 1999.
- [28] Merletti R., Parker P., *Electromyography: Physiology, Engineering and Noninvasive Applications*, IEEE Press: New Jersey 2004.
- Transactions on Neural Systems and Rehabilitation Engineering* 2005, 13(2): 147-152.
- [12] Hincapie J.G., Kirsch R; EMG-based control for a C5/C6 spinal cord injury upper extremity neuroprosthesis; *Proceedings of the 29th annual international conference of the IEEE-EMBS 2007*: 2432-2434.
- [13] Popovic M., Popovic D., A new approach to reaching control for tetraplegic subjects; *Journal of Electromyography and Kinesiology* 1994; 4: 242-253.
- [14] Popovic D., Popovic M., Tuning of a non-analytical hierarchical control system for reaching with FES, *IEEE Transactions on Biomedical Engineering* 1998; 45(2): 203-212.
- [15] Popovic M., Popovic D., Cloning biological synergies improves control of elbow neuroprostheses; *Proceedings of IEEE-EMBC 2001*; 20(1): 74-81.
- [۱۶] مالکی علی، فلاح علی؛ بررسی استفاده از سینرژی کینماتیک به منظور کنترل تحریک الکتریکی عملکردی حرکت رساندن دست در صفحه؛ *مجله امیرکبیر* ۱۳۸۷؛ شماره ۷۰.
- [17] Kaliki R.R., Davoodi R, Loeb G.E.; The effect of training set on prediction of elbow trajectory from shoulder trajectory during reaching to targets; *Proceedings of the 28th annual international conference of the IEEE-EMBS 2007*, 5483-5486.
- [18] Cheron G., Leurs F., Bengoetxea A., Draye J.P., Destree M., Dan B., A dynamic recurrent neural network for multiple muscle electromyographic mapping to elevation angles of the lower limb in human locomotion. *Journal of Neuroscience Methods* 2003; 129(2): 95-104.
- [19] Au A.T.C., Kirsch R.F., EMG-based prediction of shoulder and elbow kinematics in able-bodied and