

بررسی استفاده از سینرژی کینماتیک به منظور کنترل تحریک الکتریکی عملکردی حرکت رساندن دست در صفحه

علی مالکیⁱ؛ علی فلاحⁱⁱ

چکیده

بیماران ضایعه‌ی نخاعی سطوح مهره‌های پنجم و ششم گردنی قادر به کنترل ارادی حرکتهای مفصل شانه می‌باشند ولی برای حرکت مفصل آرنج، بعضی از عضلات مربوطه فلج شده است. با استفاده از FES و تحریک مناسب عضلات فلج می‌توان بیمار را در انجام حرکتهای ضروری روزمره یاری نمود. یکی از عمده مشکلات استفاده از FES برای بازتوانی حرکت رساندن دست، فراهم آوردن فرامین ارادی برای سطوح بالای کنترل است. این مقاله، استفاده از سینرژی کینماتیک برای این منظور را مورد مطالعه قرار می‌دهد. در این راستا، داده‌های کینماتیک برای چهار حرکت پایه‌ی دست در صفحه، ثبت و پیش‌پردازش شد. سپس با استفاده از روش‌های یادگیری ماشین (یادگیری استقرایی و شبکه‌های عصبی)، سینرژی در چهارچوبی سلسله مراتبی پیاده‌سازی گردید. با این شیوه، ضریب همبستگی متقابل بین تخمین و اندازه‌گیری برای تراژکتوری‌های همه‌ی ثبت‌ها و حرکتهای بیش از ۹۹ درصد حاصل شد که نشانگر کارآیی شیوه‌ی پیشنهاد شده است. در این مقاله، دو مشکل کاربردی سینرژی کینماتیک یعنی «نیاز به تعیین ارادی نواحی حرکتی» و «فقدان غنای اطلاعاتی مفصل پروکسیمال در برخی نواحی حرکتی» بررسی و راه حل مناسبی برای آنها ارائه شده است.

کلمات کلیدی

تحریک الکتریکی عملکردی، حرکت رساندن دست، سینرژی، یادگیری استقرایی، شبکه‌ی عصبی بازگشتی

Study of Kinematical Synergy of the Arm Joints for FES Control of Reaching Movements in a Plane

A. Maleki; A. Fallah

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. By using FES as well as an appropriate stimulation of paralyzed muscles, these patients can be assisted with their essential daily living activities. One of the major problems of using FES for reanimation of paralyzed arm is providing voluntary commands for FES control. In this paper, the feasibility of using synergy has been investigated. The kinematical data of four basic arm movements have been recorded and preprocessed. Afterwards, synergy was implemented in a hierarchical architecture using machine-learning techniques (inductive learning and neural networks). Cross correlation between learned and recorded trajectories is above 99% over all recordings, confirm the performance of proposed method.

KEYWORDS

Functional Electrical Stimulation, Hand Reaching Movement, Synergy, Inductive Learning, Recurrent Neural Network

ⁱ دانشجوی دکترای دانشکده مهندسی پزشکی؛ دانشگاه صنعتی امیرکبیر: Email: ali_maleki@aut.ac.ir

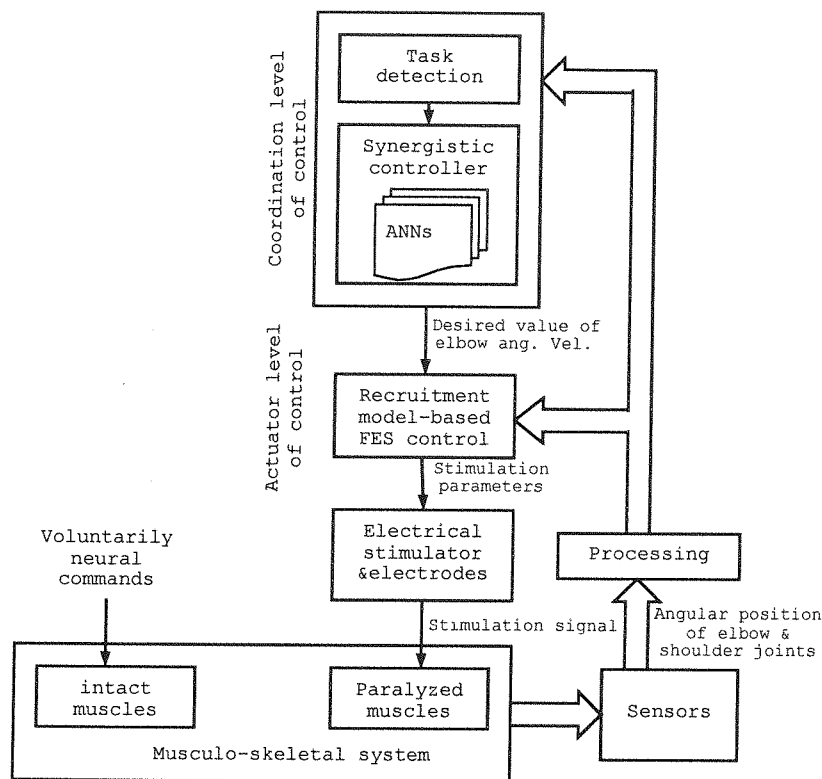
ⁱⁱ استادیار دانشکده مهندسی پزشکی؛ دانشگاه صنعتی امیرکبیر: Email: afallah@aut.ac.ir

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 وظیفه‌ی عمده دارد: دریافت فرامین حرکتی توسط رابط انسان- ماشین، تعیین پارامترهای تحریک توسط کنترل‌گر و ایجاد تحریک و اعمال آن به بافت. رابط انسان- ماشین در بازتوانی حرکت رساندن دست نسبت به حرکاتی نظیر گرفتن، رها کردن و برخاستن بسیار پیچیده است. در این دسته از حرکات، نقاط ابتدایی و انتهایی حرکت می‌تواند نقاط گوناگونی از فضای کاری دست باشد از این رو، مشخص کردن حرکت مطلوب برای سیستم FES کاری بس دشوار است. استفاده از دسته بازی، گفتار، تنفس، حسگر حرکت، پردازش تصویر چهره، سیگنال الکترومایوگرام و سیگنال الکتروانسفالوگرام از جمله شیوه‌هایی است که تا کنون برای ارتباط مددجو با سیستم FES مورد ارزیابی قرار گرفته است [۶-۱]. «درگیر کردن توانایی‌های حرکتی ارادی» و «نیاز به تمرکز دوگانه‌ی مددجو» از مهمترین معایب این شیوه‌ها است که گاهی به خاطر آنها، مددجو از پذیرفتن پروتز صرف‌نظر می‌کند. استفاده از سینرژی^۲ حاکم بر حرکت شیوه‌ای است که اخیراً مورد توجه قرار گرفته است بدان امید که بتواند این دو ایراد را برطرف نماید [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 کلینیکی 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 بازکننده‌ی آرنج چند سالی است که مورد توجه پژوهشگران قرار گرفته است. کراگو 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 زاویه‌ی دست را تعیین نموده و بر اساس آن، ماهیچه‌ی سه سر بازویی را تحریک نمودند. کنترل وضعیت دست با هم‌فعالیتی آگونویست تحت کنترل ارادی و آنتاگونیست تحریک شده شیوه‌ی ساده‌ای است که نیاز به فرامین کنترلی غیرمرتبط را برطرف می‌سازد ولی در عوض، خستگی زودرس عضلات جمع‌کننده مفصل آرنج را در پی دارد.

گیوفریدا و همکارانش [۹] نیز با استفاده از سیگنال الکترومایوگرام عضله دو سر بازویی، تحریک عضله سه سر بازویی را کنترل نمودند. این شیوه که «کنترل متقابل» نامیده می‌شود محدوده‌ی گشتاور آرنج و پایداری گشتاور ایزومتریک را افزایش، و میزان تحریک مورد نیاز را کاهش داده است. آنها در پژوهش‌های بعدی، استفاده از سینرژی را مورد توجه قرار داده‌اند به امید آن که بهبود بیشتری حاصل گردد [۱۱-۱۰]. همچنین هانکاپی و همکارانش [۱۲] شیوه‌ای مبتنی بر سینرژی فعالیت عضلات دست طی حرکت‌های هدف‌گرا را مورد بررسی قرار داده‌اند. آنها از سیگنال الکترومایوگرام فعالیت ارادی عضلات باقیمانده برای تعیین میزان تحریک عضلات فلج استفاده نموده‌اند. کالیکی و همکارانش [۱۳] 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 زوایای مفصل شانه استفاده نموده‌اند. اگرچه آنها دادگان ۱۶ حرکت ثبت شده از یک فرد را مورد بررسی قرار داده‌اند ولی این حرکات از تنوع حرکتی مناسبی برخوردار نیستند زیرا همگی در راستای شعاعی از بدن دور می‌شوند. در نتایج ارائه شده، خطای زاویه نهایی آرنج در مواردی از ۵ درجه نیز تجاوز می‌کند. پوپویک و همکارانش [۱۴] نیز سینرژی کینماتیک مفاصل دست در حرکت رساندن را که رابطه‌ای غیرخطی است به صورت یک ضریب تناسب بین سرعت زاویه‌ای مفاصل شانه و آرنج ساده‌سازی نمودند. با این شیوه می‌توان دست را از نقطه‌ی شروع به نقطه‌ی پایان جابجا نمود ولی مسیر حرکت به جای مسیر مستقیم، یک منحنی خواهد بود. سپس برای برطرف کردن این محدودیت، به سراغ روش‌های یادگیری ماشین رفتند [۱۶-۱۵]. آنها 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، مددجو ناحیه‌ی حرکتی مطلوب را به طور ارادی و با استفاده از رابط کاربر برای پروتز عصبی تعیین نماید. این محدودیت موجب شده است که شیوه پیشنهادی در عمل، به عنوان گزینه‌ای برای کاربردهای کلینیکی مطرح نباشد. همچنین اگرچه این پژوهشگران اشاره‌ای ننموده‌اند ولی بررسی‌های ما نشان می‌دهد که کارایی شیوه‌ی ارائه شده توسط آنها در بخش‌های خاصی از نواحی حرکتی به شدت افت می‌کند. در این مقاله راهکارهایی برای برطرف کردن این محدودیت‌ها و ضعف‌ها ارائه گردیده است.

مفهوم سینرژی، جزئیات ثبت و پیش‌پردازش سیگنال و استفاده از روش‌های یادگیری ماشین برای یادگیری سینرژی، موضوعاتی است که در ادامه‌ی مقاله به آنها پرداخته می‌شود.



شکل (۱): طرح سیستم FES پیشنهاد شده که کنترل آن به صورت سلسله مراتبی و بر اساس سینرژی کینماتیک است.

پاسخگویی به «مسئله‌ی پرنشستین» هموار می‌سازد [۱۷]. تمرکز این مقاله، بررسی استفاده از سینرژی کینماتیک حاکم بر حرکت دست در سطوح بالای کنترل پروتز عصبی حرکت رساندن برای افراد ضایعه نخاعی سطوح پنجم و ششم گردنی می‌باشد. در افراد تتراپلژیکی^۱ که ضایعه‌ی نخاعی آنها در سطح مهره‌های پنجم و ششم گردنی تعیین شده است عضلات مربوط به انگشتان و شست کاملاً فلج است. معمولاً کنترل حرکات سوپینیشن/پرونییشن^۲ ساعد ضعیف است، کنترل فلیکشین^۳ آرنج نسبتاً قوی است، اکستنشن^۴ آرنج کاملاً فلج شده است و کنترل عضلات شانه ضعیف‌تر از افراد سالم است. فلج شدن روی عضلات سر و گردن این افراد تاثیری نمی‌گذارد ولی تنه و اندام‌های تحتانی آنها را کاملاً فلج می‌کند [۱۸]. لازم به یادآوری است که مشکل اصلی این دسته‌ی خاص از بیماران در انجام حرکات رساندن دست، باز کردن آرنج می‌باشد که نیازمند تحریک الکتریکی عضله‌ی سه سر بازویی است. به بیان روشن‌تر، هدف آن است که پروتز عصبی، سینرژی کینماتیک را بیاموزد و بتواند با اطلاع از وضعیت مفصل شانه، وضعیت مطلوب مفصل آرنج را بر مبنای سینرژی تعیین کند و بر آن اساس، عضله‌ی سه سر بازویی را تحریک نماید. کنترل در سطح عملگر، موضوع این مقاله نیست.

۲- طرح پیشنهادی

در این مقاله، برای کنترل FES، ساختاری سلسله مراتبی بر مبنای سینرژی کینماتیک مورد توجه قرار گرفته است. شکل ۱ طرح پیشنهاد شده را نشان می‌دهد. در این طرح، کنترل FES به صورت سلسله مراتبی انجام می‌گردد که در یک نگاه کلی می‌توان آن را به دو سطح اصلی تقسیم‌بندی نمود: سطح هماهنگی و سطح عملگر. سطح هماهنگی که مبتنی بر سینرژی حاکم بر حرکت است خود از دو بخش تشکیل شده است که عبارتند از: تعیین کلاس حرکتی و تعیین وضعیت کینماتیک مفصل دیستال^۲. سطح عملگر نیز خود شامل دو بخش است: تعیین تحریک بر اساس مدل استخدام^۴ و جبران کننده‌ی خطای خروجی.

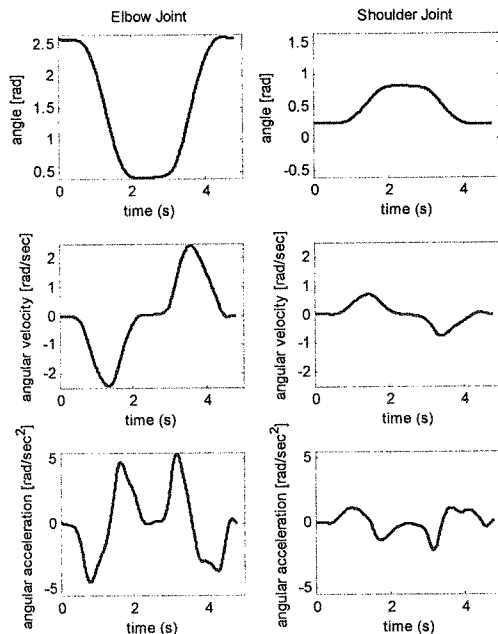
سینرژی ویژگی‌هایی دایمی در انجام حرکت است که با «قوانین بهینه‌سازی ذاتی حاکم بر حرکت مهارتی» توصیف می‌گردد. برای نمونه، پروفایل سرعت زنگوله‌ای شکل، مسیر طی شده‌ی تقریباً مستقیم و قانون توان دو- سوم، از جمله‌ی این ویژگی‌های دایمی حاکم بر حرکت دست به شمار می‌آیند. وجود سینرژی، مسئله‌ی افزودنی مکانیکی سیستم حرکتی را (حداقل تا حدودی) حل می‌کند و از این رو، راه را برای

۳- انجام آزمایش و ثبت سیگنال

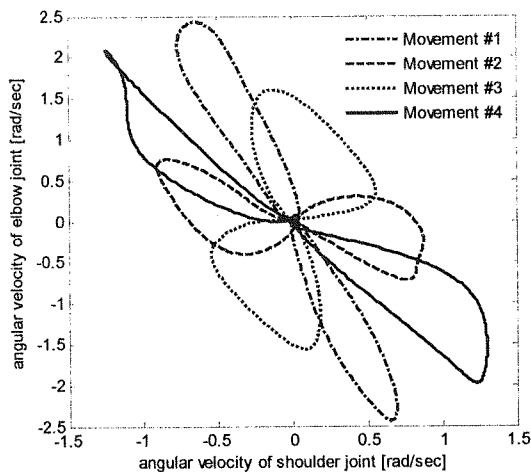
تکرارهای هر سوژه به دست آمده است:

$$\bar{x} = \sum_i \sum_j (x)_{i,j} \quad (1)$$

که \bar{x} سیگنال میانگین، z شماره‌ی تکرار حرکت و i شماره‌ی سوژه است. سیگنال میانگین‌گیری شده‌ی زاویه، سرعت زاویه‌ای و شتاب زاویه‌ای برای زاویه‌ی فلکشن/اکستینشن شانه و فلکشن/اکستینشن آرنج برای حرکت ۱ در شکل (۳) نشان داده شده است.

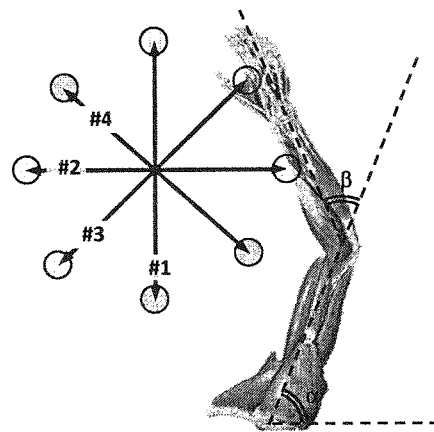


شکل (۳): از بالا به پایین به ترتیب زاویه، سرعت زاویه‌ای و شتاب زاویه‌ای میانگین برای مفصل شانه (چپ) و مفصل آرنج (راست) طی حرکت شماره‌ی ۱.



شکل (۴): نمودار سرعت زاویه‌ای آرنج بر حسب سرعت زاویه‌ای شانه (نمودار فاز) برای سیگنال میانگین چهار حرکت پایه.

در طرح آزمایش، چهار مسیر حرکتی پایه در صفحه‌ای به موازات افق انتخاب شده است به نحوی که بیشترین تنوع حرکتی حاصل گردد. مسیرها توسط نقاط ابتدایی و انتهایی آن که به فاصله‌ی ۵۰ سانتیمتر از هم قرار دارند مشخص شده است و حرکت در این مسیرها به صورت رفت و برگشتی انجام می‌گردد. مسیر ۱ عمود بر صفحه‌ی فرونتال^۱ بوده و مسیرها با هم ۴۵ درجه اختلاف زاویه دارند. ارتفاع صندلی و میز به نحوی انتخاب شده است که حرکت‌ها در صفحه‌ای در سطح مفصل شانه انجام گردد. شکل (۲) شماتیکی از مسیرهای حرکتی چهارگانه را نشان می‌دهد. سوژه در این حرکت‌ها، لیوانی به وزن ۲۰۰ گرم را بین دو نقطه جابجا می‌کند بدون اینکه آن را در نقاط انتهایی رها نماید.



شکل (۲): شماتیک مسیرهای چهارگانه‌ی حرکت دست در صفحه به همراه قرارداد زوایای ثبت شده از مفاصل شانه و آرنج.

ثبت سیگنال از ۱۰ سوژه‌ی سالم انجام شد و از هر نفر نیز ۱۰ ثبت برای هر حرکت انجام گردید. پس از تعداد کافی جلسه‌های تمرین، ثبت سیگنال از زاویه‌ی مفاصل شانه و آرنج انجام شد. زوایای ثبت شده از دست در شکل (۲) مشخص شده است. فیلتر سخت‌افزاری ضد تداخل، نمونه‌برداری و انتقال داده‌ی دیجیتال به کامپیوتر نیز با استفاده از دستگاه Powerlab شرکت ADInstruments انجام گردید. از فیلتر ضد تداخل سخت‌افزاری ۲۵ هرتز استفاده شد و با توجه به طیف فرکانسی سیگنال حرکت دست، نمونه‌برداری با نرخ ۱۰۰ هرتز انجام گردید [۱۹].

در مرحله‌ی پیش‌پردازش، سیگنال با یک فیلتر پایین‌گذر دیجیتال با فرکانس قطع ۵ هرتز فیلتر شد. سپس نمونه‌های سرعت زاویه‌ای و شتاب‌زاویه‌ای با استفاده از نمونه‌های فیلتر شده‌ی سیگنال زاویه محاسبه شد. سیگنال‌های میانگین نیز با میانگین‌گیری از سیگنال‌ها بر روی همه‌ی سوژه‌ها و همه‌ی

شکل (۴) نیز نمودار فاز سرعت زاویه‌ای این مفاصل را نشان می‌دهد. در صفحه‌ی فاز، برای هر حرکت نموداری پروانه‌ای شکل به دست آمده است که جهت محور پرها و میزان کشیدگی و پهنی پرها به حرکت بستگی دارد.

۴- یادگیری سینرژیک کینماتیک

همانطور که شکل (۴) نشان می‌دهد سینرژیک کینماتیک بین مفاصل پروکسیمال^{۱۰} و دیستال، ارتباطی غیرخطی است. در اینجا برای یادگیری سینرژیک کینماتیک حاکم بر حرکت و فراهم شدن امکان تعیین وضعیت کینماتیک مفصل آرنج، از ساختار سلسله مراتبی استفاده شده است. در سطح بالای این ساختار از روش یادگیری استقرایی برای تعیین کلاس حرکتی استفاده می‌گردد و در سطح پایین سلسله مراتب، بر اساس کلاس حرکتی تعیین شده و اطلاعات حرکتی فرد، از یک شبکه عصبی برای تعیین وضعیت کینماتیک مفصل دیستال استفاده می‌گردد.

۴-۱- شبکه‌های عصبی

شبکه‌های عصبی مصنوعی (ANN) الهام گرفته از شبکه‌های عصبی زیستی هستند و بسیاری از ویژگی‌های نرون‌های زیستی نظیر رفتار غیرخطی و قابلیت یادگیری را دارند. از این رو به نظر می‌رسد گزینه‌ی مناسبی برای تقلید رفتارهای سیستم عصبی باشند. در اینجا از شبکه‌ی عصبی با یک لایه پنهان و ۱۰ نرون در لایه پنهان استفاده شده است. ورودی شبکه عصبی مقادیر زاویه، سرعت زاویه‌ای و شتاب زاویه‌ای مفصل شانه $(\alpha, \dot{\alpha}, \ddot{\alpha})$ است و خروجی آن، سرعت زاویه‌ای مفصل آرنج $(\dot{\beta})$ می‌باشد. تابع فعالیت نرون‌های لایه پنهان از نوع تانژانت سیگموئید و برای نرون لایه خروجی از نوع خطی است. برای تعلیم از الگوریتم گرادیان مزدوج مقیاس شده^{۱۱} استفاده شده است. شرط حداکثر ۴۰۰ اپاک^{۱۲} برای خاتمه‌ی حلقه‌ی آموزش تعیین شده است. برای بررسی نحوه یادگیری شبکه عصبی از معیار میانگین مربعات خطا (MSE)، و برای ارزیابی میزان تطابق خروجی شبکه عصبی با خروجی مطلوب از معیارهای ضریب همبستگی متقابل (K) و واریانس توجیهی^{۱۳} (VAF) استفاده شده است:

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

که $\hat{\beta}(i)$ و $\hat{\beta}(i)$ به ترتیب مقادیر ثبت و تخمین برای سرعت زاویه‌ای آرنج و N تعداد نمونه‌ها است. ضریب همبستگی بالاتر از ۹۸٪ نشانگر تطابق خوب مقادیر تخمین و ثبت می‌باشد [۱۶].

ابتدا برای هر یک از کلاس‌های حرکتی یک شبکه عصبی آموزش داده شد و کارآیی آن برای کلیه‌ی کلاس‌های حرکتی مورد ارزیابی قرار گرفت. جدول (۱) نتایج به دست آمده را نشان می‌دهد. سپس سعی شد شبکه‌هایی برای ترکیب‌های مختلفی از کلاس‌های حرکتی آموزش داده شود تا بدین وسیله امکان استفاده از یک شبکه‌ی عصبی برای تمام حرکات یا چند حرکت مورد ارزیابی قرار گیرد. نتایج به دست آمده نشانگر عدم کارآیی این شیوه بود.

جدول (۱): درصد همبستگی متقابل (انحراف معیار \pm میانگین) بین تراژکتوری‌های ثبت و تخمین. شبکه عصبی آموزش یافته با هر حرکت برای تمام حرکات ارزیابی شده است.

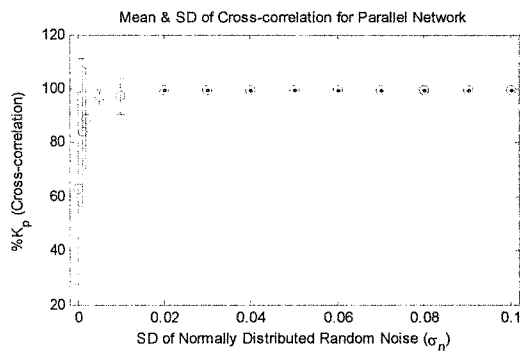
	حرکت ۱	حرکت ۲	حرکت ۳	حرکت ۴
شبکه ۱	۹۹/۳۳±۰/۲۲	۴۴/۷۲±۳/۷۹	-۱۰/۲۵±۶/۸۶	۹۰/۸۱±۱/۵۴
شبکه ۲	۵/۷۶±۸/۸۷	۹۸/۰۲±۰/۸۸	-۵/۴۶±۳/۰۳	۸۶/۰۴±۱/۴۵
شبکه ۳	۱۲/۳۲±۸/۲۰	-۱۹/۶۴±۵/۱۵	۸۶/۲۴±۶/۹۱	-۱۰/۲۲±۲/۴۹
شبکه ۴	۹۲/۰۸±۱/۲۸	۶۹/۰۲±۳/۱۲	-۷/۹۳±۴/۲۰	۹۹/۸۰±۰/۰۷

همانطور که نتایج ارائه شده در جدول (۱) نشان می‌دهد برای حرکت شماره ۳، عملکرد شبکه‌ی عصبی رضایت‌بخش نیست. حرکت شماره‌ی ۳ در راستایی است که دوران مفصل آرنج نسبتاً زیاد و دوران مفصل شانه نسبتاً اندک است از این رو، اطلاعات زاویه‌ای مفصل شانه از غنای کافی برای تعیین سرعت زاویه‌ای مفصل آرنج برخوردار نیست. برای رفع این مشکل، از شبکه‌ی عصبی بازگشتی^{۱۴} استفاده شده است. برای ورودی‌های این شبکه، علاوه بر زاویه، سرعت زاویه‌ای و شتاب زاویه‌ای مفصل شانه، از خروجی شبکه که سرعت زاویه‌ای مفصل آرنج است نیز با یک گام تاخیر استفاده شده است. هنگام آموزش شبکه‌ی عصبی بازگشتی می‌توان از ساختار سری-موازی یا ساختار موازی استفاده نمود [۲۰]. استفاده از ساختار سری-موازی در مرحله‌ی آموزش، موجب همگرایی سریع‌تر شبکه و عملکرد بهتر آن می‌گردد. در این شیوه، برای مرحله‌ی آموزش به جای این که از دادگان فیدبک شده از خروجی شبکه استفاده گردد از مقادیر اندازه‌گیری شده‌ی آن استفاده می‌شود. بررسی‌های پژوهش حاضر بینانگر آن است که با اضافه کردن نویزی با دامنه‌ی چند درصد حداکثر دامنه‌ی سیگنال به سیگنال اندازه‌گیری شده‌ی سرعت زاویه‌ای آرنج می‌توان سرعت یادگیری، میزان یادگیری و مقاوم بودن شبکه در برابر خطای خروجی شبکه را به میزان قابل توجهی بهبود داد. با این کار، حساسیت شبکه به خطای سیگنال

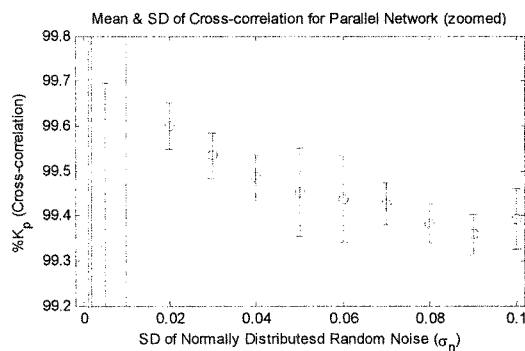
فیدبک شده از خروجی کاهش می‌یابد و شبکه عملکرد بسیار مطلوبی از خود نشان می‌دهد.

به منظور تعیین اثر دامنه‌ی نویز بر بهبود یادگیری شبکه‌ی عصبی و انتخاب مقدار مناسبی برای آن، آموزش و ارزیابی شبکه با نویزهای مختلف مورد بررسی قرار گرفت. در این بررسی‌ها، از نویز با توزیع نرمال، میانگین صفر و انحراف معیارهای از صفر (بدون نویز) تا 0.1 استفاده شده است. گفتنی است که این مقادیر با فرض نرمالیزه کردن سیگنال با حداکثر دامنه‌ی آن می‌باشد. به ازای هر یک از مقادیر انحراف معیار نویز (σ_n) ، ۱۳ اجرای مختلف با نویزهای متفاوت (ولی با ویژگی‌های آماری یکسان) صورت گرفته و تعداد اپیک‌های آموزش و ضریب همبستگی متقابل بین تراژکتوری‌های ثابت و تخمین (K_p) تعیین شده است. در شکل (۵)، میانگین و انحراف معیار تعداد اپیک‌های آموزش شبکه رسم شده است. شکل نشان می‌دهد که با افزایش انحراف معیار نویز تا یک مقدار آستانه (نویزی با انحراف معیار 0.03)، سرعت یادگیری افزایش می‌یابد (کاهش میانگین تعداد اپیک‌ها) ولی پس از آن، افزایش انحراف معیار نویز تاثیر مثبت قابل توجهی بر سرعت یادگیری ندارد.

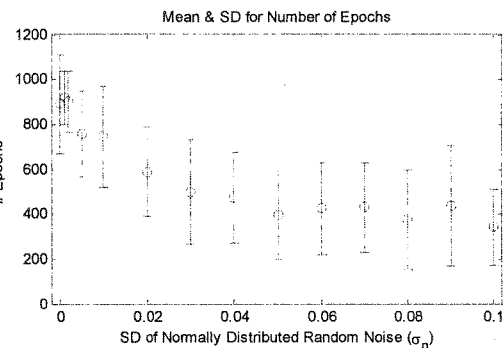
حساسیت بسیار بالای شبکه‌ی عصبی بازگشتی در این حالت است. با افزایش دامنه‌ی نویز، مقدار انحراف معیار کاهش می‌یابد تا به ازای یک مقدار آستانه (نویزی با انحراف معیار 0.02) به مقدار بسیار کوچکی رسیده و در همان حدود باقی می‌ماند. کاهش مقدار انحراف معیار نشانگر ثبات رفتار شبکه‌ی آموزش یافته است.



شکل (۶): ضریب همبستگی متقابل بین تراژکتوری‌های ثابت و تخمین به ازای مقادیر مختلف انحراف معیار نویز.



شکل (۷): بزرگنمایی بخشی از شکل (۶). در این نمایش، کاهش ضریب همبستگی در محدوده‌ی 0.02 تا 0.1 قابل مشاهده است.



شکل (۵): میانگین و انحراف معیار تعداد اپیک‌های آموزش شبکه به ازای مقادیر مختلف انحراف معیار نویز.

در تعیین مقدار مناسب برای انحراف معیار نویز، لازم است سه پارامتر مورد توجه قرار گیرند: میانگین ضریب همبستگی متقابل بین تراژکتوری‌های ثابت و تخمین (K_p) حداکثر باشد که به معنای بالاترین کارایی شبکه در یادگیری سینرژی است، میانگین تعداد اپیک‌های مرحله‌ی آموزش حداقل باشد که نشانگر بالاترین سرعت همگرایی شبکه است و انحراف معیار K_p حداقل باشد که بیانگر ثبات رفتار شبکه‌ی آموزش یافته است. بعلاوه مطلوب است که دامنه‌ی نویز تا حد ممکن کوچک باشد. بر این اساس، مقدار 0.02 برای انحراف معیار نویز (σ_n) تعیین شده است. نتایج به دست آمده از شبکه عصبی بازگشتی برای حرکت شماره ۳ در جدول (۲) ارائه شده است.

در شکل (۶) نتایج ارزیابی شبکه ارائه شده است. با افزایش مقدار انحراف معیار نویز، مقدار میانگین ضریب همبستگی بین تراژکتوری‌های ثابت و تخمین، ابتدا به سرعت افزایش یافته و به حداکثر مقدار خود می‌رسد سپس به آرامی کاهش می‌یابد. روند کاهشی ذکر شده، به وضوح در شکل (۶) دیده نمی‌شود از این رو، نمایش بزرگنمایی شده‌ای از آن در شکل (۷) ترسیم شده است که به وضوح روند کاهشی را نشان می‌دهد.

در شکل (۵)، مقدار انحراف معیار نیز به صورت نوارهایی بر روی مقادیر میانگین نشان داده شده است. در حالت بدون نویز، انحراف معیار دارای مقدار بسیار بزرگی است که بیانگر

جدول (۲): درصد همبستگی متقابل (انحراف معیار \pm میانگین) بین تراژکتوری‌های ثابت و تخمین. برای حرکت ۳ از شبکه عصبی بازگشتی استفاده شده است.

	حرکت ۱	حرکت ۲	حرکت ۳	حرکت ۴
شبکه ۱	۹۹/۲۳ \pm ۰/۲۲	۴۴/۷۳ \pm ۳/۷۹	-۱۰/۲۵ \pm ۶/۸۶	۹۰/۸۱ \pm ۱/۵۴
شبکه ۲	۵/۷۶ \pm ۸/۸۷	۹۸/۰۲ \pm ۰/۸۸	-۵/۴۶ \pm ۲/۰۲	۸۶/۰۴ \pm ۱/۴۵
شبکه ۳	-۵۸/۴۶ \pm ۵/۳۲	۶/۰۵ \pm ۳/۳۳	۹۹/۴۹ \pm ۰/۵۹	-۲۳/۷۰ \pm ۲/۷۱
شبکه ۴	۹۲/۰۸ \pm ۱/۲۸	۶۹/۰۲ \pm ۳/۱۳	-۷/۹۳ \pm ۴/۲۰	۹۹/۸۰ \pm ۰/۰۷

مقایسه‌ی جداول (۱) و (۲) نشان می‌دهد که نتایج به میزان چشمگیری بهبود یافته است.

۴-۲- یادگیری استقرایی

در قسمت قبل تلاش کردیم سینرژی حاکم بر کینماتیک حرکت را به شبکه‌ی عصبی آموزش دهیم. مشاهده شد که یک شبکه عصبی با مشخصات تعیین شده نمی‌تواند برای همه‌ی کلاس‌های حرکتی عملکرد مناسبی داشته باشد در حالی که اگر برای هر کلاس حرکتی از یک شبکه‌ی خاص استفاده گردد نتایج بسیار خوبی قابل دستیابی است. مشکل اینجاست که سیستم چگونه تشخیص دهد در هر زمان از شبکه‌ی عصبی کدام کلاس حرکتی استفاده نماید. یک راهکار این است که مددجو یا پرستار با استفاده از رابط کاربر، کلاس حرکتی را تعیین نماید. در این صورت، ویژگی‌هایی که در استفاده از سینرژی حاکم بر حرکت به دنبال آنها بودیم نظیر «عدم نیاز به تمرکز دوگانه‌ی بیمار» و «عدم درگیری توانایی‌های حرکتی ارادی مددجو» رنگ می‌بازد. راهکار دیگری که فاقد این ایرادها است تعیین خودکار کلاس حرکتی بر اساس اطلاعات دریافتی از حسگرها است. در این صورت، ساختار سلسله مراتبی کنترل FES قادر خواهد بود به طور هوشمند، هماهنگ با اجزای تحت کنترل ارادی، به بازتوانی اجزای فلج بپردازد. برای این منظور از یادگیری استقرایی مبتنی بر درخت تصمیم استفاده شد. این شیوه از لحاظ حجم و پیچیدگی محاسباتی برای پیاده‌سازی on-line بسیار مناسب است. ترکیب‌های مختلفی از اطلاعات کینماتیک اندام فوقانی به عنوان کاندید ورودی در اختیار این طبقه‌بندی کننده قرار گرفت. بررسی‌های ما نشان می‌دهد که بهترین ترکیب، استفاده از زاویه، سرعت زاویه‌ای و شتاب زاویه‌ای مفصل شانه و زاویه‌ی مفصل آرنج می‌باشد. این طبقه‌بندی کننده را می‌توان به صورت یک پایگاه قاعده ذخیره نمود. رابطه (۳) نمونه‌ای از قواعد تعیین شده برای طبقه‌بندی حرکت‌های پایه را نشان می‌دهد.

$$IF 1.004 < \beta < 1.564 \text{ and } 0.137 < \alpha < 1.056 \text{ and} \\ -1.042 < \dot{\alpha} < -0.994 \text{ and } \ddot{\alpha} < -0.102 \text{ THEN} \\ \text{class is Movement\#2} \quad (3)$$

این شیوه در بیش از ۹۹/۹ درصد موارد کلاس حرکتی را صحیح تشخیص می‌دهد.

سپس عملکرد همزمان این دو بخش را مورد ارزیابی قرار دادیم. در این شرایط، ابتدا با استفاده از اطلاعات کینماتیک ثبت شده از اندام، کلاس حرکتی تشخیص داده شد و سپس بر اساس کلاس حرکتی تعیین شده و اطلاعات کینماتیک موجود، سرعت زاویه‌ای مطلوب برای مفصل آرنج تعیین گردید. بر اساس نتایج به دست آمده، میانگین ضریب همبستگی متقابل واریانس توجیهی برای تراژکتوری‌های ثابت و تخمین مربوط به ثبت کامل یک فرد (تمام تکرارها، تمام حرکت‌ها) به ترتیب ۹۹/۲۹٪ و ۹۸/۵۸٪ است.

۵- بحث و نتیجه گیری

در این مقاله طرحی برای کنترل هوشمند بازتوانی دست فلج ارائه شده است. طرح پیشنهادی ساختاری سلسله مراتبی دارد و بر اساس سینرژی کینماتیک حاکم بر حرکت استوار است. همانطور که شکل ۱ نشان می‌دهد پروتز عصبی فرمانی را به طور مستقیم از اراده‌ی فرد دریافت نمی‌کند بلکه به طور هوشمند و بر اساس عملکرد توانایی‌های حرکتی باقیمانده‌ی فرد عمل می‌کند. این ویژگی ارزشمند به واسطه‌ی استفاده از سینرژی حاصل شده است. در این مقاله بهبودهایی برای سطح هماهنگی ارائه شده است.

هانکاپی و همکارانش با بکارگیری یک شبکه عصبی برای یادگیری سینرژی فعالیت عضلانی طی حرکت‌های هدف‌گرا، به VAF حدود ۸۰٪ برای یک ثبت از حرکت‌های ضروری روزمره دست یافته‌اند [۱۲]. این در حالی است که بر اساس روشی که در این مقاله پیشنهاد نموده‌ایم مقدار VAF برای ثبت کامل یک فرد ۹۸/۵۸٪ حاصل شده است. همچنین پوپویک و همکارانش نواحی حرکتی را به چهار ناحیه تقسیم کرده‌اند و برای هر ناحیه، یک پایگاه قواعد تشکیل داده‌اند که برای آن ناحیه عملکرد مناسبی دارد (ضریب کورلیشن بیش از ۹۸٪ گزارش شده است) [۱۶]. آنها پیشنهاد کرده‌اند برای هر حرکت، کاربر به صورت ارادی، پایگاه قاعده‌ی مناسب را انتخاب نماید ولی رابط فرمان مناسبی برای این منظور طراحی نکرده‌اند. وابستگی مددجو به پرستار، درگیر شدن توانایی‌های حرکتی باقیمانده‌ی مددجو و نیاز به تمرکز دوگانه از اصلی‌ترین محدودیت‌های این شیوه است. در روشی که در این مقاله پیشنهاد شده است انتخاب کلاس حرکتی نیز با دقت بالایی توسط سیستم انجام می‌گردد از این رو نیازی به تمرکز دوگانه‌ی بیمار نیست، توانایی‌های حرکتی ارادی مددجو درگیر نمی‌شود و احتمال اشتباه یا تاخیر در انتخاب کلاس حرکتی صحیح کاهش می‌یابد.

RB#1 و RB#4 در تقسیم‌بندی نواحی ارائه شده در مرجع [۱۶] اشاره نمود. در روش پیشنهادی، استفاده از ساختار شبکه‌ی عصبی بازگشتی توانسته است بر این محدودیت فائق آید. بررسی‌ها و مطالعات مطرح شده در این مقاله با لحاظ کردن فرض‌های ساده‌کننده‌ای انجام پذیرفته است. بررسی‌ها برای چهار حرکت پایه در یک صفحه انجام شده است؛ از این رو برای پیاده‌سازی عملی لازم است مطالعات تکمیلی در حالت عمومی‌تر انجام گردد.

بعلاوه، به علت استفاده از سینرژی حاکم بر کینماتیک حرکت، هماهنگی بین پروتز عصبی و بخش‌های تحت کنترل ارادی بیشتر است. به طور کلی می‌توان گفت که شیوه‌ی پیشنهادی، آرامش و راحتی بیشتری را برای مددجو به ارمغان خواهد آورد.

نکته‌ی دیگری که در پژوهش‌های پیش از این به آن اشاره‌ای نشده است کاهش غنای اطلاعات کینماتیک شانه در نواحی خاصی از فضای حرکت دست در صفحه می‌باشد. به عنوان نمونه می‌توان به مرز نواحی RB#3 و RB#2 یا نواحی

۶- مراجع

- [۱۰] Giuffrida J.P. and Crago P.E., "Utilizing remaining voluntary muscle synergies to control FES elbow extension after spinal cord injury", IEEE EMBS conference, 2004.
- [۱۱] Giuffrida J.P. and Crago P.E., "Functional restoration of elbow extension after spinal-cord injury using a neural network-based synergistic FES controller", IEEE Transactions on Neural Systems and Rehabilitation Engineering, Vol. 13, No. 2, 2005.
- [۱۲] Hancapie J.G. and 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, pp. 2432-2434, 2007.
- [۱۳] Kaliki R.R., Davoodi R. and 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, pp. 5483-5486, 2007.
- [۱۴] Popovic M. and Popovic D., "A new approach to reaching control for tetraplegic subjects", Journal of Electromyography and Kinesiology, Vol. 4, pp. 242-253, 1994.
- [۱۵] Popovic D. and Popovic M., "Tuning of a non-analytical hierarchical control system for reaching with FES", IEEE Transactions on Biomedical Engineering, Vol. 45, No. 2, 1998.
- [۱۶] Popovic M. and Popovic D., "Cloning biological synergies improves control of elbow neuroprostheses", IEEE Engineering in Medicine and Biology, Vol. 20, No. 1, pp. 74-81, 2001.
- [۱۷] Bernstein N.A., "The Coordination and Regulation of Movements", Oxford, Pergamon Press, 1967.
- [۱۸] Johnson M.W. and Peckham P.H., "Evaluation of shoulder movement as a command control source", IEEE Transactions on biomedical engineering, Vol. 37, No. 9, 1990.
- [۱۹] Winter D., Biomechanics and motor control of human movements, 3rd Edition, John Wiley, 2005.
- [۲۰] Narendra K.S. and Parthasarathy K., "Identification and control of dynamical systems using neural networks", IEEE Trans. On Neural Networks, Vol. 1, No. 1, pp. 4-27, 1990.
- [۱] 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, pp. 54-56, 2008.
- [۲] 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 neuroprosthesis in five degrees of freedom", Proceeding of 13th annual conference of the IFESS, pp. 51-53, 2008.
- [۳] Sarver J.J., Smith B.T., 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, Vol. 7, No. 1, 1999.
- [۴] Bohs L., McElhaney J., Cooper E., Joost M., Han D. and Clippinger F., "A voice controlled FES system for restoring hand functions in quadriplegics", IEEE Engineering in Medicine and Biology, 10th annual international conference, 1988.
- [۵] 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, Vol. 36, No. 7, 1989.
- [۶] Higa H., Mihara K., Dojo T., Uehara H., Kanoh S. and Hoshimiya N., "A video-based control command input device for FES systems", Proceeding of IEEE Biomedical Circuits and Systems Conference, pp.103-106, 2007.
- [۷] Popovic D., Stojanovic A., Pjanovic A., Radosavljevic S., Popovic M., Jovic S. and Vulovic D., "Clinical evaluation of the Bionic Glove", Archives of Physical Medicine and Rehabilitation, Vol. 80, pp. 299-304, 1999.
- [۸] Crago P.E., Memberg W.D., Usey M.K., Keith M.W., Kirsch R.F., Chapman M.A., Katorgi M.A. and Perreault E.J., "An elbow extension neuroprosthesis for individuals with tetraplegia", IEEE Trans. Rehab. Eng., Vol. 6, No. 1, 1998.
- [۹] Giuffrida J.P. and Crago P.E., "Reciprocal EMG control of elbow extension by FES", IEEE Trans. Neural Systems and Rehabilitation Eng., Vol. 9, No. 4, pp. 338-345, 2001.

- ¹ functional electrical stimulation
- ² synergy
- ³ distal
- ⁴ recruitment
- ⁵ tetraplegic
- ⁶ supination/pronation
- ⁷ flexion
- ⁸ extension
- ⁹ Frontal plane
- ¹⁰ proximal
- ¹¹ scaled conjugate gradient algorithm
- ¹² epoch
- ¹³ variance accounted for
- ¹⁴ recurrent neural network