

Planar Reaching Movement Generation using Submovement Prediction Model

Naghibi, Seyedeh Somayeh ¹ / Fallah, Ali ^{2*} / Maleki, Ali ³ / Ghassemi, Farnaz ⁴

¹ - Ph.D. Candidate, Biomedical Engineering Department, Amirkabir University of Technology, Tehran, Iran

² - Associate Professor, Biomedical Engineering Department, Amirkabir University of Technology, Tehran, Iran

³ - Assistant Professor, Electrical and Computer Engineering Department, Semnan University, Semnan, Iran

⁴ - Assistant Professor, Biomedical Engineering Department, Amirkabir University of Technology, Tehran, Iran

ARTICLE INFO

DOI: 10.22041/IJBME.2019.104988.1465

Received: 7 April 2019

Revised: 14/7/2019-23/8/2019

Accepted: 2 October 2019

KEYWORDS

Submovement
Reaching
Neural Network
Minimum Jerk
Error Correction
Rehabilitation

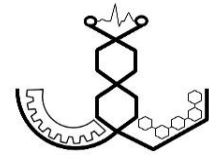
ABSTRACT

The correct prediction of the optimal motor trajectory is necessary for movement rehabilitation and control systems such as functional electrical stimulation and robotic therapy. It seems that human reaching movements are composed of a set of submovements, each of which is a correction of the overall movement trajectory. Therefore, it is possible to interpret complex movements, learning, adaptability and other features of the motion control system using submovements. The purpose of this study is predicting and generating planar reaching movements using a realistic model similar to the actual mechanism of human movement and based on the submovement. The data used consists of different replications of four types of planar movement Performed by three healthy subjects. After the preprocessing and phasing, the movements decomposed to minimum-jerk submovement. In the next step, the training of three distinct neural networks was carried out to learn the submovement parameters including the amplitude, duration, and initiation time. Finally, the ANNs were combined to form a closed-loop model that generated accurate reaching movements based on the error correction. The target access rate for all predicted movements by the closed loop model was 100%. Also, the mean distance to the target, the VAF, and the mean MSE error between the predicted and main movement trajectory showed that the predicted movements are a good approximation of the main movements. The results showed that when trained neural networks with submovements, were placed in a closed loop model, they were able to predict proper submovements for complete access to targets due to the compensation of propagated errors from the previous steps. The results of this study can be used to improve motor rehabilitation methods.

*Corresponding Author

Address	Bioelectric Department, Biomedical Engineering Faculty, Amirkabir University of Technology, Tehran, Iran
Postal Code	11365-9567
E-Mail	afallah@aut.ac.ir
Tel	+98-21-64542365
Fax	+98-21-64542365





تشکیل حرکت دست‌رسانی در صفحه با استفاده از مدل پیش‌بینی زیر حرکت

نقیبی، سیده سمیه^۱ / فلاح، علی^{۲*} / مالکی، علی^۳ / قاسمی، فرناز^۴

- ^۱ - دانشجوی دکتری مهندسی پزشکی، گروه بیوالکتریک، دانشکده‌ی مهندسی پزشکی، دانشگاه صنعتی امیرکبیر، تهران، ایران
^۲ - دانشیار، گروه بیوالکتریک، دانشکده‌ی مهندسی پزشکی، دانشگاه صنعتی امیرکبیر، تهران، ایران
^۳ - استادیار، گروه بیوالکتریک، دانشکده‌ی مهندسی برق و کامپیوتر، دانشگاه سمنان، سمنان، ایران
^۴ - استادیار، گروه بیوالکتریک، دانشکده‌ی مهندسی پزشکی، دانشگاه صنعتی امیرکبیر، تهران، ایران

مشخصات مقاله

شناسه‌ی دیجیتال: 10.22041/IJBME.2019.104988.1465

پذیرش: ۱۰ مهر ۱۳۹۸

بازنگری: ۱۳۹۸/۴/۲۳ - ۱۳۹۸/۶/۱

ثبت در سامانه: ۱۸ فروردین ۱۳۹۸

واژه‌های کلیدی	چکیده
زیر حرکت	پیش‌بینی درست مسیر مطلوب حرکتی در سیستم‌های کنترل و بازتوانی حرکت مانند تحریک الکتریکی
دست‌رسانی	عمل‌کردی و ربات‌درمانی بسیار ضروری می‌باشد. به نظر می‌رسد که حرکات دست‌رسانی انسان متشکل از
شبکه‌ی عصبی	مجموعه‌ای از زیر حرکات است که هر زیر حرکت تصحیحی از مسیر کلی حرکت می‌باشد. با استفاده از زیر حرکات
کمینه‌ی جرک	می‌توان انجام حرکات پیچیده، یادگیری، تطبیق‌پذیری و دیگر ویژگی‌های سیستم کنترل حرکت را تفسیر
جبران خطا	نمود. هدف این پژوهش پیش‌بینی و تولید حرکات دست‌رسانی دوجزئی در صفحه با استفاده از مدلی شبیه به
بازتوانی	مکانیسم واقعی تولید حرکات انسان و بر مبنای زیر حرکت می‌باشد. دادگان مورد استفاده شامل تکرارهای
	مختلف چهار نوع حرکت دست‌رسانی در صفحه از سه سوژه است. پس از پیش‌پردازش و فازبندی حرکات،
	تجزیه‌ی حرکات به زیر حرکات‌های کمینه‌ی جرک انجام شده است. در مرحله‌ی بعد، آموزش سه شبکه‌ی عصبی
	مجزا برای یادگیری پارامترهای زیر حرکت‌ها شامل دامنه، دوره و زمان شروع زیر حرکات انجام شده، شبکه‌های
	عصبی در ترکیب یک مدل حلقه‌ی بسته قرار گرفته و پیش‌بینی حرکات بر اساس مدل تصحیح خطا با استفاده
	از زیر حرکات توسط این مدل صورت گرفته است. نرخ دست‌رسی به هدف برای تمام حرکات پیش‌بینی شده
	توسط مدل زیر حرکت برابر با ۱۰۰٪ به دست آمده است. هم‌چنین مقادیر میانگین فاصله از هدف، درصد VAF
	و میانگین خطای MSE بین مسیرهای حرکتی اصلی و پیش‌بینی شده نشان می‌دهد که حرکات پیش‌بینی
	شده با تقریب بسیار خوبی نسبت به حرکات اصلی تشکیل شده‌اند. نتایج نشان می‌دهد که وقتی شبکه‌های
	عصبی آموزش داده شده با زیر حرکات در یک مدل حلقه‌ی بسته قرار گیرند به دلیل جبران‌سازی خطاهای
	منتشر شده از مراحل قبل، به خوبی می‌توانند زیر حرکات مناسبی را برای دست‌رسی کامل به اهداف حرکتی
	پیش‌بینی کنند. از نتایج این مطالعه می‌توان برای بهبود روش‌های بازتوانی حرکتی استفاده نمود.

*نویسنده‌ی مسئول

نشانی	گروه بیوالکتریک، دانشکده‌ی مهندسی پزشکی، دانشگاه صنعتی امیرکبیر، تهران، ایران
کد پستی	۹۵۶۷-۱۱۳۶۵
پست الکترونیک	afallah@aut.ac.ir
تلفن	+۹۸-۲۱-۶۴۵۴۲۳۶۵
دورنگار	+۹۸-۲۱-۶۴۵۴۲۳۶۵



۱- مقدمه

آسیب طناب نخاعی و سکتته‌ی مغزی از دلایل شایع اختلال عمل کرد اندام فوقانی بوده که سالانه میلیون‌ها نفر در جهان به آن مبتلا می‌شوند [۱، ۲]. افرادی که دچار اختلال در عمل کرد اندام فوقانی (دست‌ها) می‌شوند توانایی انجام بسیاری از فعالیت‌های ضروری روزمره^۱ (ADL) مانند خوردن، جابه‌جایی اشیاء و غیره را ندارند. بنابراین استفاده از روش‌هایی برای بازتوانی حرکتی این افراد ضروری است تا این افراد که دارای اندام تحتانی فلج نیز هستند بتوانند با بازیابی بخشی از عمل کرد حرکتی اندام فوقانی، بخشی از فعالیت‌های ضروری روزمره‌ی خود را انجام دهند. یکی از روش‌هایی که در زمینه‌ی بازتوانی این افراد بسیار مورد استفاده قرار گرفته است تحریک الکتریکی عمل کردی^۲ (FES) بوده که هدف آن تحریک عضلات فلج، فعال کردن آن‌ها در هماهنگی با عضلات سالم و در نتیجه انجام حرکات می‌باشد [۳-۶]. کنترل‌گر FES وظیفه‌ی تعیین مشخصه‌های تحریک الکتریکی اعمالی به عضله‌ی فلج را با توجه به مسیر مطلوب حرکت بر عهده دارد تا حرکت مورد نظر با فعالیت عضله‌ی فلج به طور هماهنگ با عضلات سالم انجام شود. بدین ترتیب پیش‌بینی درست مسیر حرکتی به منظور دستیابی به اهداف مطلوب حرکتی و بازتوانی حرکتی دست فلج بسیار ضروری می‌باشد.

در پژوهش‌های گوناگون از روش‌های مختلفی مانند کینماتیک مفصل شانه و EMG عضلات شانه و آرنج برای پیش‌بینی زاویه‌ی آرنج استفاده شده است [۷-۱۱]. در مقاله‌ی [۱۱] پیش‌بینی کینماتیک مفصل آرنج با استفاده از شبکه‌های عصبی دینامیک تاخیر زمانی، سیگنال‌های EMG عضلات شانه و آرنج و اطلاعات کینماتیک مفصل شانه انجام شده است. در مقاله‌ی [۷] از شبکه‌ی عصبی، مدل مخفی مارکوف و دادگان شتاب دست برای تخمین برخط زاویه‌ی آرنج استفاده شده است. در مقاله‌های [۸] و [۹] برای تخمین زاویه‌ی آرنج از روی سیگنال EMG سطحی به ترتیب از منطق فازی و شبکه‌ی عصبی استفاده شده و در مقاله‌ی [۱۰] برای تخمین زاویه‌ی آرنج از زوایای شانه بهره گرفته شده است.

با وجود دینامیک غیرخطی سیستم اسکلتی-عضلانی و وجود تعداد درجات آزادی بالا در سیستم حرکتی (افزونگی^۳ درجات آزادی)، حرکات انسان نرم و هموار بوده و دارای دقت بالایی می‌باشد. وجود درجات آزادی بیش‌تر از نیاز، موجب انعطاف‌پذیری بیش‌تر رفتار حرکتی می‌شود. حتی در ساده‌ترین

حرکات مانند دست‌رسانی به هدف، چندین حالت ممکن برای مسیر حرکتی بین نقطه‌ی شروع و پایان حرکت دست و همچنین پروفایل سرعتی وجود دارد. مطالعات بسیاری در مورد کنترل حرکت انسان انجام شده و بسیاری از آن‌ها از نظریه‌ی زیر حرکت و این نکته که حرکت دست‌رسانی نتیجه‌ی یک توالی از واحدهای گسسته‌ی حرکتی به نام زیر حرکت می‌باشد حمایت می‌کنند. همان‌طور که با ترکیب زبان‌ها، گرامرهای پیچیده‌تر شکل می‌گیرد، سیستم عصبی مرکزی با ترکیب این واحدهای گسسته‌ی حرکتی، رفتارهای پیچیده‌تر حرکتی را تولید می‌کند [۱۲]. شناسایی واحدهای اساسی سازنده‌ی حرکت، هدف اصلی بسیاری از پژوهش‌های مرتبط با کنترل حرکت بوده است. با شناسایی چنین ساختاری، بررسی دقیق حرکت انسان در سطوح عمیق‌تر امکان‌پذیر می‌شود. در مقاله‌های [۱۳] و [۱۴] بیان شده است که تصحیح خطا در حرکات دست‌رسانی به هدف به صورت زیر حرکات هم‌پوشان که پشت سر هم تشکیل می‌شوند اتفاق افتاده و هر حرکت برایندی از این زیر حرکات می‌باشد. به نظر می‌رسد که سیستم حرکتی از زیر حرکات مختلف در نقاط زمانی گسسته برای تصحیح خطای حرکتی استفاده می‌کند [۱۵]. بدین ترتیب یکی از راه‌های تعیین مسیر مطلوب حرکتی در سیستم‌های کنترل و بازتوانی حرکتی افراد معلول مانند FES، استفاده از زیر حرکت می‌باشد. با استفاده از زیر حرکات می‌توان مسیرهای مطلوب حرکتی را منطبق با حرکات طبیعی و آن‌چه که به نظر می‌آید مکانیسم کنترلی مغز در انجام حرکات طبیعی باشد شبیه‌سازی نمود.

متداول‌ترین الگوریتم‌های کنترلی سطح بالا برای کنترل حرکت فعال، بر مبنای مدل‌های کمینه‌ی جرک بوده و بیان می‌کند که حرکات طبیعی انسان در راستای کمینه‌ی جرک بودن تشکیل شده و دارای پروفایل‌های سرعتی زنگوله‌ای شکل است [۱۶].

در فضای مفصل نیز قانون کمینه‌ی جرک زاویه‌ای، هم ارز با قانون کمینه‌ی جرک در مختصات کارتزین برقرار است که بر اساس آن پروفایل‌های سرعتی مفصل‌های بدن به صورت زنگوله‌ای شکل در نظر گرفته می‌شوند [۱۹]. در سطوح بالاتر کنترلی ابتدا تحریکات عضلانی و تنظیم زوایای مفاصل بدن توسط سیستم کنترل حرکت صورت گرفته و عضو مربوطه به واسطه‌ی تنظیم زوایای مفاصل بدن در موقعیت مکانی مناسب قرار می‌گیرد [۱۷، ۱۸]. به نظر می‌رسد که اگر اجزای پایه‌ی حرکتی و واحدهای سازنده‌ی حرکت از جنس زوایای مفاصل باشند سازگاری بیش‌تری با واقعیت‌های فیزیولوژیکی دارند.

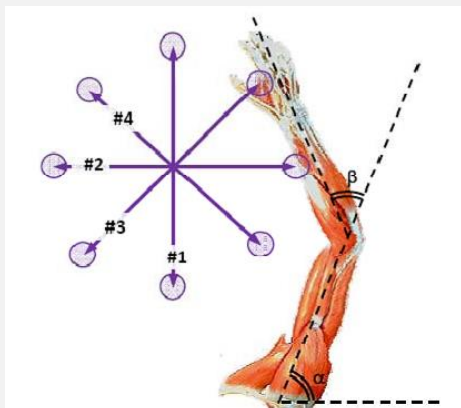
^۱ Redundancy^۲ Activity of Daily Living^۳ Functional Electrical Stimulation



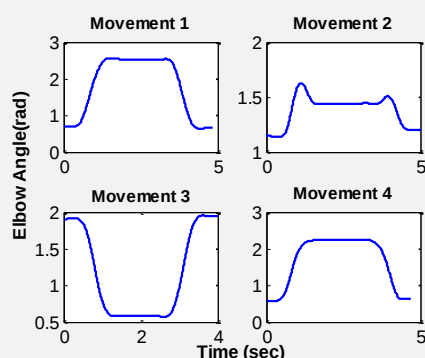
نمونه‌برداری سیگنال‌های کینماتیک با فرکانس ۱۰۰ هرتز انجام شده است. از آن‌جا که این سیگنال‌ها فرکانس پایین هستند، از فیلتر باتروث پایین‌گذر مرتبه‌ی ۲ با فرکانس قطع ۴ هرتز برای حذف مولفه‌های اضافی فرکانس بالا استفاده شده است. یک نمونه از زاویه‌ی آرنج برای هر یک از حرکات اول تا چهارم یک فرد در شکل (۳) ارائه شده است.



شکل (۱) - نمودار جعبه‌ای فرایند پیش‌بینی و تشکیل حرکات صفحه‌ای با استفاده از زیر حرکت



شکل (۲) - شماتیک مسیرهای چهارگانه‌ی حرکت در صفحه‌ی افق به همراه زوایای شانه و آرنج [۲۰]



شکل (۳) - نمونه‌ای از چهار حرکت دست‌رسانی در صفحه

هدف این پژوهش پیش‌بینی و تشکیل زاویه‌ی آرنج حین انجام حرکات صفحه‌ای دوجزئی با استفاده از زیر حرکت ۱.

در پژوهش‌های پیشین، تخمین زاویه‌ی آرنج با استفاده از اطلاعات کینماتیک شانه و یا EMG عضلات سالم درگیر در حرکت صورت گرفته است. اما در روش پیشنهادی این مقاله تخمین زاویه‌ی آرنج با استفاده از زاویه‌ی آرنج تشکیل شده در لحظات قبلی و نقطه‌ی هدف انجام شده است. بدین ترتیب حجم محاسبات و داده‌ها مورد نیاز نسبت به روش‌های قبلی کاهش یافته است. همچنین تشکیل حرکات بر اساس زیر حرکت که مکانیسم احتمالی مغز برای تشکیل حرکات طبیعی انسان می‌باشد انجام شده است. طبق بررسی‌های انجام شده پیش‌بینی زاویه‌ی آرنج حین انجام حرکات صفحه‌ای بر مبنای زیر حرکت با رویکرد تجزیه‌ی حرکت به زیر بخش‌های آن برای اولین بار در این پژوهش انجام شده است.

در این پژوهش ابتدا تجزیه‌ی حرکات به فازهای حرکتی انجام شده، سپس هر یک از این زیر بخش‌های حرکتی به عنوان یک حرکت مستقل در نظر گرفته شده و استخراج زیر حرکت برای هر یک از آن‌ها انجام شده است. از شبکه‌ی عصبی برای یادگیری و پیش‌بینی ویژگی‌های زیر حرکات و از یک مدل حلقه‌ی بسته بر مبنای زیر حرکت برای پیش‌بینی مسیرهای حرکتی آرنج حین انجام حرکات صفحه‌ای استفاده شده است.

۲- مواد و روش‌ها

در این پژوهش پس از پیش‌پردازش داده‌ها و فازی‌سازی حرکات دست‌رسانی در صفحه، به تجزیه‌ی آن‌ها به زیر حرکات، آموزش شبکه‌های عصبی مجزا برای یادگیری پارامترهای زیر حرکات استخراج شده، پیش‌بینی حرکات دست‌رسانی توسط این شبکه‌ها در قالب یک مدل حلقه‌ی بسته و ارزیابی نتایج به دست آمده پرداخته شده است. نمودار جعبه‌ای فرایند اجرا شده در این پژوهش در شکل (۱) نمایش داده شده است.

۲-۱- داده‌ها

داده‌ها مورد استفاده در این پژوهش شامل زاویه‌ی آرنج دست حین انجام چهار حرکت دست‌رسانی در صفحه‌ی افق بوده که از دست راست سه مرد سالم توسط طوسی [۲۰] ثبت شده است. هر فرد روی یک صندلی نشسته و بر اساس یک الگوی راهنما، چهار حرکت پایه به طول ۵۰ سانتی‌متر و زاویه‌ی ۴۵ درجه نسبت به یکدیگر را در صفحه‌ای در سطح مفصل شانه به صورت رفت و برگشتی با ۲۰ تکرار و با سرعت متوسط انجام داده که این مسیرهای حرکتی در شکل (۲) ارائه شده است.

در این رابطه، N تعداد زیرحرکات است. در این جا هدف اصلی یافتن این سه پارامتر است به طوری که تابع هزینه (رابطه‌ی ۳) کمینه گردد.

$$\text{Cost} = \sum_t (F_x(t) - G_x(t))^2 + \sum_t (F_{\text{speed}}(t) - G_{\text{speed}}(t))^2 + (x_{\text{ep}} - x_t) \times 1000 \quad (3)$$

همچنین F_{speed} به صورت زیر تعریف می‌شود.

$$F_{\text{speed}} = \sqrt{\left(\sum |\dot{x}_i(t)|\right)^2} \quad (4)$$

$$G_{\text{speed}} = \sqrt{G_x(t)^2}$$

در رابطه‌ی (۳)، عبارت اول برای انطباق مسیرهای حرکتی اصلی و بازسازی شده بوده و عبارت دوم به منظور جلوگیری از وقوع هم‌زمان زیرحرکات با دامنه‌ی بزرگ و مخالف هم اضافه شده است. همچنین F_{speed} و G_{speed} مولفه‌های سرعت مماسی حرکت بازسازی شده و اصلی می‌باشند. از آن جا که علاوه بر انطباق مسیرهای حرکتی، انطباق انتهای حرکات اصلی و بازسازی شده نیز ضروری است، عبارت سوم هم در تابع هزینه بهینه‌سازی در نظر گرفته شده [۲۵] که x_t و x_{ep} به ترتیب موقعیت انتهای حرکت بازسازی شده و اصلی بوده و ضریب ۱۰۰۰ برای هم‌مقیاس کردن این عبارت با مقادیر دیگر اضافه شده است.

از آن جا که تعداد زیرحرکات برای هر حرکت از پیش مشخص نیست، با توجه به ساده بودن حرکات، تعداد ۱ تا ۵ زیرحرکت برای هر حرکت در نظر گرفته شده و فرایند بهینه‌سازی اجرا شده است. هر چه تعداد زیرحرکات بیش‌تر باشد، مقدار تابع بهینه‌ی انحنای در منحنی میزان تابع هزینه بر حسب تعداد زیرحرکات و رابطه‌ی زیر محاسبه شده است [۲۶].

$$n_{\text{opt}} = \underset{n \in \{1, \dots, 5\}}{\operatorname{argmax}} \left\{ \frac{n - n_{\text{Costmin}}}{n_{\text{Costmax}} - n_{\text{Costmin}}} - \frac{\text{Cost}_n - \min(\text{Cost})}{\max(\text{Cost}) - \min(\text{Cost})} \right\} \quad (5)$$

در این رابطه، n_{Costmin} و n_{Costmax} تعدادی از زیرحرکات است که به ازای آن‌ها تابع هزینه کمینه و بیشینه شده است.

۲-۲- استخراج زیرحرکت

در ابتدا هر یک از چهار نوع حرکت (شامل دو حرکت دست‌رسانی تک‌جزئی یا فاز حرکتی از نقطه‌ی شروع به نقطه‌ی هدف و برعکس) به دو حرکت مجزا تفکیک شده، هر فاز حرکتی به عنوان یک حرکت مستقل در نظر گرفته شده و استخراج زیرحرکت برای هر فاز به طور مجزا انجام شده است. فازبندی حرکت و تفکیک فازهای حرکتی بر اساس معیار صفر شدن سرعت زاویه‌ای صورت گرفته است [۲۱]. یکی از روش‌های متداول استخراج زیرحرکت، تجزیه‌ی حرکت در نقاط ویژه مانند نقاط عبور از صفر^۱ در منحنی‌های سرعت^۲، شتاب یا جرم^۳ می‌باشد. روش دیگر شامل انطباق منحنی‌های توابع پایه‌ی هم‌پوشان مانند کمینه‌ی جرم، گوسی، لگاریتم طبیعی و غیره بر حرکت می‌باشد. یکی از مزیت‌های این روش، امکان استفاده از پارامترهای زیرحرکات استخراج شده برای پیش‌بینی و تشکیل مسیر حرکتی است.

در این پژوهش از زیرحرکات کمینه‌ی جرم به دلیل انطباق مناسب و پایین بودن تعداد پارامترهای هر زیرحرکت (زمان شروع، دامنه و دوره) [۲۲، ۲۳]، برای حرکات دست‌رسانی استفاده شده است. برای یافتن زیرحرکات بهینه نیز از روش بهینه‌سازی استفاده شده است به طوری که مسیرهای حرکتی بازسازی شده توسط زیرحرکات، هم در طول مسیر و هم در انتها با حرکات اصلی منطبق باشند. رابطه‌ی (۱) برای زیرحرکات کمینه‌ی جرم برقرار است [۲۴].

$$\dot{x}(t) = \frac{30 D_x}{t_d} \left(\left(\frac{t-t_0}{t_d} \right)^4 - 2 \left(\frac{t-t_0}{t_d} \right)^3 + \left(\frac{t-t_0}{t_d} \right)^2 \right) \quad t_0 \leq t \leq (t_0 + t_d) \quad (1)$$

$$\dot{x}(t) = 0 \quad \text{otherwise}$$

در این رابطه، $\dot{x}(t)$ سرعت زاویه‌ای (زیرحرکات) در راستای x ، D_x دامنه‌ی زیرحرکت، t_0 زمان شروع و t_d طول زمان زیرحرکت می‌باشد که در این پژوهش کمینه‌ی مقدار آن برابر با ۰/۱ ثانیه در نظر گرفته شده است.

بدین ترتیب هر زیرحرکت توسط سه پارامتر t_0 ، D_x و t_d قابل توصیف است. پروفایل سرعتی مسیر حرکتی بازسازی شده برابر با مجموع این زیرحرکات است و با استفاده از رابطه‌ی (۲) محاسبه می‌شود.

$$F_x(t) = \sum_i^N \dot{x}_i(t) \quad (2)$$

^۱ Jerk

^۱ Zero-Crossing

^۲ Velocity



۲-۳- پیش‌بینی دامنه، دوره و زمان شروع زیرحرکات

سه شبکه‌ی عصبی پرسپترون^۱ مجزا برای پیش‌بینی دامنه، دوره و زمان شروع زیرحرکات آموزش داده شده است.

ورودی‌های این شبکه‌های عصبی از روی زیرحرکات استخراج شده در مرحله قبل و زاویه‌ی آرنج در هر لحظه از حرکت تعیین شده است. ویژگی‌های مورد استفاده برای تعیین ورودی‌های شبکه‌های عصبی در جدول (۱) ارائه شده است.

جدول (۱) - ویژگی‌های ورودی برای شبکه‌ی عصبی

دسته	ورودی	زمان شروع	دامنه	دوره
	زاویه‌ی آرنج در آغاز حرکت دست‌رسانی	یک بعدی	یک بعدی	یک بعدی
	زاویه‌ی آرنج در نقطه‌ی هدف	یک بعدی	یک بعدی	یک بعدی
	زاویه‌ی کنونی آرنج	یک بعدی		
	زاویه‌ی آرنج در آغاز زیرحرکت کنونی	یک بعدی	یک بعدی	یک بعدی
	زاویه‌ی آرنج در پایان زیرحرکت کنونی	یک بعدی		یک بعدی
	زاویه‌ی آرنج در پایان تمام زیرحرکات آغاز شده	یک بعدی	یک بعدی	یک بعدی
	آیا دسترسی به هدف صورت گرفته است؟	۱ یا ۰		
	آیا دسترسی به هدف در پایان تمام زیرحرکات آغاز شده تا این لحظه صورت گرفته است؟	۱ یا ۰		
	زمان باقی‌مانده از زیرحرکت کنونی	یک بعدی		
	زمان باقی‌مانده از زیرحرکت کنونی، نرمالیزه شده*	یک بعدی		
	زمان طی شده از آغاز زیرحرکت کنونی	یک بعدی		
	زمان طی شده از آغاز زیرحرکت کنونی، تبدیل یافته ^۵	یک بعدی		
	سرعت زاویه‌ای کنونی	یک بعدی	یک بعدی	یک بعدی
	شتاب زاویه‌ای کنونی	یک بعدی	یک بعدی	یک بعدی

** از تفاضل دوبره‌دوی ورودی‌های زاویه به عنوان ورودی‌های شبکه استفاده شده است

* زمان باقی‌مانده نسبت به دوره‌ی زیرحرکت نرمالیزه شده است / ^۵ تبدیل نمایی t شامل e^{-20t}

بیش‌برازش^۷ در هنگام آموزش شبکه استفاده شده و زمان شروع هر زیرحرکت با اجرای شبکه در هر نقطه‌ی زمانی تعیین شده است. هر زمان که خروجی شبکه از ۰/۵ بیشتر شده به عنوان زمان شروع زیرحرکت جدید در نظر گرفته شده است. شبکه‌ی دوم، شبکه‌ی دامنه بوده که برای پیش‌بینی دامنه‌ی زیرحرکات، آموزش داده شده و ورودی‌های آن در ستون دوم جدول (۱) ارائه شده است. از تفاضل دوبره‌دوی چهار ویژگی اول شبکه‌ی عصبی دامنه به جای مقادیر آن‌ها که بر حسب زاویه است استفاده شده و سرعت و شتاب زاویه‌ای لحظه‌ای نیز به عنوان ورودی‌های این شبکه در نظر گرفته شده است. از آن‌جا که سرعت و شتاب دارای برخی مقادیر خیلی بزرگ یا خیلی کوچک هستند برای کاهش محدوده‌ی دینامیک و چولگی^۸ توزیع داده‌ها از ریشه‌ی چهارم آن‌ها استفاده شده است. شبکه‌ی عصبی دامنه دارای یک لایه‌ی میانی با ۱۰ نورون و یک خروجی بوده که از توابع تبدیل تانژانت سیگموئید و لگاریتم سیگموئید برای لایه‌ی میانی و لایه‌ی آخر استفاده شده است.

فرض شده است که اولین زیرحرکت در هر حرکت در لحظه‌ی $t=0$ آغاز می‌شود. شبکه‌ی عصبی زمان، در هر لحظه‌ی زمانی $t>0$ آموزش داده شده تا شروع زیرحرکت بعدی را پیش‌بینی کند. خروجی ۱ به معنی آغاز زیرحرکت جدید و در غیر این صورت خروجی برابر با صفر می‌باشد. ورودی‌های این شبکه مطابق ستون اول جدول (۱) تعیین شده است. این ویژگی‌ها از روی موقعیت اولیه‌ی زاویه‌ی آرنج، موقعیت هدف و زیرحرکاتی که تا آن لحظه آغاز شده‌اند تعیین شده است. برای ۶ ویژگی اول زاویه، تفاضل هر جفت ویژگی به عنوان ورودی شبکه در نظر گرفته شده است. از شبکه‌ی عصبی پیش‌رو با یک لایه‌ی پنهان با ۵ نورون، تابع تبدیل تانژانت سیگموئید^۲ و تابع تبدیل لایه‌ی خروجی خطی^۳ استفاده شده، برای آموزش پارامترهای زیرحرکات به شبکه‌های عصبی، داده‌ها به نسبت ۸۰٪، ۱۰٪ و ۱۰٪ به ترتیب برای مجموعه‌های آموزش^۴، آزمایش^۵ و اعتبارسنجی^۶ تخصیص داده شده و آموزش و آزمایش هر شبکه ۶۰ بار اجرا شده است. از داده‌های ارزیابی برای جلوگیری از

^۵ Test

^۶ Cross-Validation

^۷ Overfitting

^۸ Skewness

^۱ Perceptron

^۲ Tansig

^۳ Purelin

^۴ Train

نهایی برابر با مجموع تمام زیرحرکات پیش‌بینی شده می‌باشد. شرط توقف الگوریتم به صورت فاصله‌ی از هدف برابر با مقدار آستانه یا تعداد ۶ زیرحرکت در نظر گرفته شده است.

۲-۵- معیارهای ارزیابی

برای ارزیابی عملکرد شبکه‌های عصبی، خروجی شبکه‌های عصبی با پارامترهای زیرحرکت که در مرحله‌ی استخراج به دست آمده مقایسه شده است. عمل‌کرد مدل حلقه‌ی بسته نیز با مقایسه‌ی مسیرهای حرکتی اصلی و پیش‌بینی شده توسط مدل و همچنین فاصله از هدف در انتهای حرکات ارزیابی شده است. با توجه به شرط دسترسی به هدف (برابر با ۱/۲۷ سانتی‌متر در مقاله‌ی [۲۴]) و طول لینک ساعد سوژه‌ها (تقریباً برابر با ۲۷ سانتی‌متر)، در این پژوهش میزان خطای قابل قبول در دسترسی به هدف برابر با ۲/۷ درجه‌ی زاویه‌ی آرنج (۰/۴۷۱ رادیان) در نظر گرفته شده است. از معیارهای میانگین مربعات خطا^۲ (MSE) و VAF^۳ برای کمی‌سازی مقایسه‌ها استفاده شده که با روابط (۶) و (۷) تعریف می‌شوند.

$$VAF = 1 - \frac{\sum_i (y_i - \hat{y}_i)^2}{\sum_i (y_i - \bar{y})^2} \quad (6)$$

$$MSE = \frac{\sum_{i=1}^n (\hat{y}_i - y_i)^2}{n} \quad (7)$$

که در آن، y_i - آمین مقدار مشاهده، $\hat{y}_i$ مقدار متناظر پیش‌بینی شده، $\bar{y}$ میانگین مقادیر مشاهده شده و n تعداد مشاهدات است.

۳- یافته‌ها و بحث

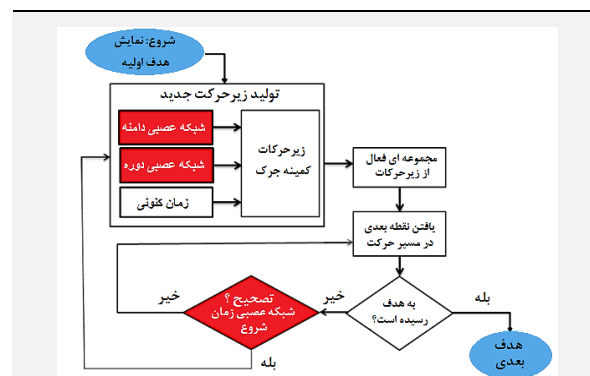
۳-۱- استخراج زیرحرکت

استخراج زیرحرکت با استفاده از زیرحرکات کمینه‌ی جرک برای ۴۸۰ حرکت تک‌جزئی یا فاز حرکتی انجام شده است. از آن‌جا که تعداد بهینه‌ی زیرحرکات از ابتدا مشخص نیست، برای هر حرکت تعداد ۱ تا ۵ زیرحرکت و ۱۰ تکرار برای هر حالت در نظر گرفته شده است. با توجه به مقدار تابع هزینه‌ی بهینه‌سازی، بهترین حالت برای هر تعداد زیرحرکت از بین ۱۰ تکرار انتخاب و ذخیره شده است. در مرحله‌ی بعد، تعداد مناسب زیرحرکت برای هر حرکت محاسبه شده و زیرحرکات مطلوب شناسایی شده است. میانگین تعداد زیرحرکات برای هر یک از سوژه‌ها برابر با ۲، ۲/۰۸ و ۲/۱۲ زیرحرکت در فاز حرکتی به دست آمده است. نمونه‌ای از تجزیه‌ی یکی از حرکات نوع سوم به زیرحرکات در شکل (۵) نشان داده شده است.

شبکه‌ی آخر، شبکه‌ی عصبی دوره بوده که ورودی‌های آن مطابق ستون سوم جدول (۱) تعیین شده است. برای ورودی‌های زاویه، فاصله‌ی اقلیدسی هر جفت از آن‌ها و برای ورودی‌های سرعت و شتاب نیز ریشه‌ی چهارم آن‌ها محاسبه شده است. از شبکه‌ی عصبی پیش‌رو با یک لایه‌ی پنهان با ۱۰ نورون و یک خروجی و تابع تبدیل تانژانت سیگموئید و لگاریتم سیگموئید به ترتیب برای لایه‌ی میانی و لایه‌ی آخر استفاده شده است. برای آموزش هر سه شبکه‌ی عصبی از الگوریتم لوبنبرگ-مارکوارت^۱ بهره گرفته شده است.

۲-۴- مدل حلقه‌ی بسته

سه شبکه‌ی عصبی مجزا با هم در یک مدل حلقه‌ی بسته برای تولید مسیر حرکت دست (زاویه‌ی آرنج) در عمل دست‌رسانی قرار داده شده که ساختار آن در شکل (۴) قابل مشاهده است.



شکل (۴)- بیان شماتیکی مدل حلقه‌ی بسته پیش‌بینی حرکت

در این مدل، ورودی‌های شبکه‌ی عصبی از روی زیرحرکات استخراج شده در مرحله‌ی استخراج زیرحرکات تعیین نشده بلکه از روی مسیر حرکتی تشکیل شده تا آن لحظه تعیین می‌شوند. بدین ترتیب خطای پیش‌بینی تا آن لحظه، در ورودی‌های بعدی شبکه‌ی عصبی منتشر شده و عمل‌کردی شبیه به حرکات واقعی را ایجاد می‌نماید. اولین زیرحرکت برای دسترسی به هر هدف، در لحظه‌ی صفر آغاز شده، دامنه و دوره‌ی آن توسط شبکه‌های عصبی متناظر پیش‌بینی شده و بدین ترتیب اولین زیرحرکت آغاز می‌شود. در لحظه‌ی بعد، شبکه‌ی زمان، لزوم آغاز زیرحرکت بعدی را پیش‌بینی می‌کند. هر بار که زیرحرکت جدید شناسایی شود دامنه و دوره‌ی آن توسط شبکه‌های عصبی متناظر پیش‌بینی می‌شود. زمانی که فاصله از هدف از میزان تعیین شده کم‌تر شود یعنی دسترسی به هدف صورت گرفته و الگوریتم متوقف می‌شود. مسیر حرکتی

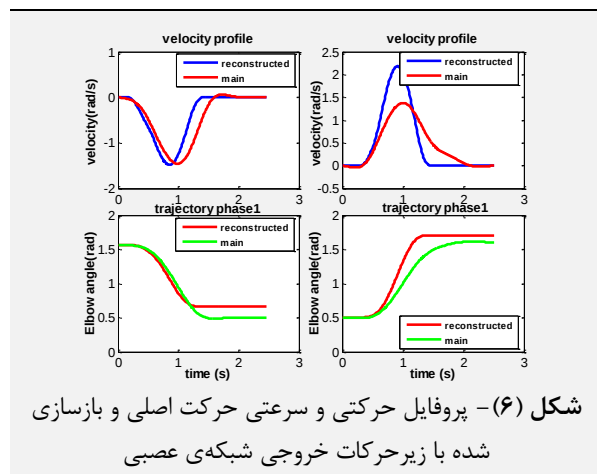
^۲ Mean Square Error

^۳ Variance Accounted For

^۱ Levenberg-Marquardt



نتیجه‌ی بازسازی یک حرکت دوجزئی با خروجی‌های شبکه‌ی عصبی به صورت نمونه در شکل (۶) ارائه شده است. این شکل شامل حرکت اصلی و حرکت بازسازی شده برای فازهای اول و دوم یک حرکت از حرکات نوع سوم می‌باشد (حرکت شکل ۵). میزان فاصله از هدف در انتهای فاز اول برابر با ۰/۱۵۷ رادیان و در انتهای فاز دوم برابر با ۰/۱ رادیان بوده و خطای MSE انطباق مسیرهای حرکتی اصلی و بازسازی شده نیز در فاز اول برابر با ۰/۱۳۲ و در فاز دوم برابر با ۰/۳۲۴ می‌باشد.

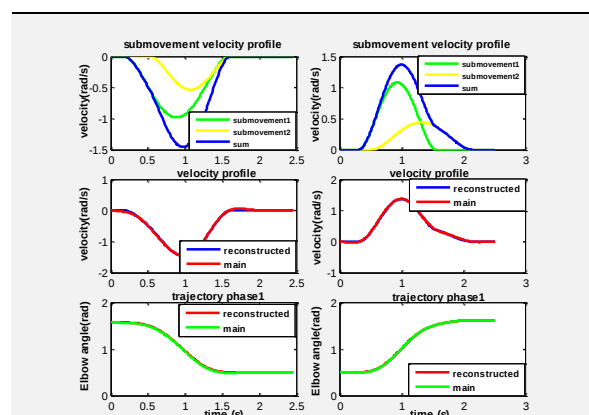


شکل (۶) - پروفایل حرکتی و سرعتی حرکت اصلی و بازسازی شده با زیرحرکات خروجی شبکه‌ی عصبی

از آن‌جا که فاصله از نقطه‌ی هدف در انتهای هر دو فاز برابر با مقداری بیش‌تر از ۰/۴۷۱ رادیان می‌باشد، دسترسی به هدف در انتهای هیچ‌کدام از فازها صورت نگرفته است. بنابراین استفاده از مدلی که توانایی جبران خطا و هم‌چنین استفاده از قابلیت تعمیم شبکه‌های عصبی را داشته باشد به منظور پیش‌بینی حرکات صحیح و دسترسی به هدف در انتهای حرکات ضروری به نظر می‌رسد.

۳-۳- عمل‌کرد مدل حلقه‌ی بسته

عمل‌کرد مدل حلقه‌ی بسته با ۲۷ حالت مختلف و با حرکات اختصاص داده شده به مجموعه‌ی آزمایش در مرحله‌ی قبل مورد بررسی قرار گرفته است. از میان این ۲۷ حالت، ۱۸ ترکیب شبکه دارای مقدار نرخ دسترسی به هدف برابر با ۱۰۰٪ بوده و با بررسی این ۱۸ ترکیب شبکه مشخص شده است که بیش‌تر آن‌ها دارای عمل‌کرد ۱۰۰٪ برای ۴۸۰ حرکت می‌باشند. میانگین فاصله از هدف، نرخ دسترسی به هدف، میزان خطای MSE و درصد VAF بین مسیرهای حرکت اصلی و بازسازی شده برای ۱۸ حالت و ۴۸۰ حرکت محاسبه شده است. این مقادیر برای بهترین حالت که هم نرخ دسترسی به هدف و هم انطباق مسیرهای حرکتی در آن‌ها بهینه بوده در جدول (۳) ارائه شده است.



شکل (۵) - از بالا به پایین به ترتیب، پروفایل سرعتی زیرحرکات و برآیند آن‌ها، پروفایل سرعتی حرکت اصلی و بازسازی شده با زیرحرکات و پروفایل حرکتی حرکت اصلی و بازسازی شده با زیرحرکات

پروفایل حرکتی و سرعت زاویه‌ای حرکت بازسازی شده توسط زیرحرکات و حرکت اصلی و هم‌چنین پروفایل سرعتی هر یک از زیرحرکات و برآیند آن‌ها، برای هر دو فاز حرکت به طور مجزا در شکل (۵) ارائه شده است. مقدار خطای MSE بین مسیر اصلی و بازسازی شده توسط زیرحرکات برای فاز اول و دوم به ترتیب برابر با ۰/۰۰۰۱ و $10^{-5} \times 1/6$ رادیان و فاصله از هدف در انتهای حرکات بازسازی شده برای فاز اول و دوم به ترتیب برابر با $10^{-9} \times 1/24$ و $10^{-9} \times 1/78$ رادیان به دست آمده است.

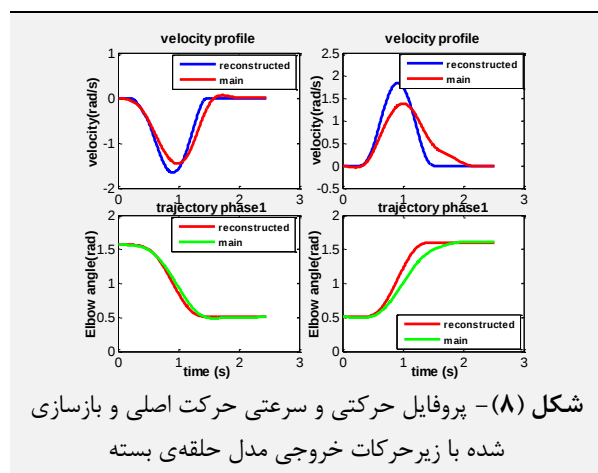
۳-۲- آموزش شبکه‌های عصبی

آموزش و آزمایش هر شبکه ۶۰ بار اجرا شده است. با توجه به این‌که آموزش شبکه‌ها به طور مستقل از هم صورت گرفته است، لزوماً ترکیب بهترین شبکه از هر دسته، بهترین پیش‌بینی پارامترهای زیرحرکات را نتیجه نخواهد داد. به همین دلیل، تعداد ۳ بهترین شبکه از هر نوع از نظر عمل‌کرد آموزش و آزمایش انتخاب شده است. عمل‌کرد شبکه‌های عصبی برای پیش‌بینی پارامترهای زیرحرکات در جدول (۲) ارائه شده است. مرحله‌ی بعد انتخاب بهترین ترکیب شبکه‌های عصبی از بین ۲۷ ترکیب مختلف از ۳ بهترین شبکه از هر دسته بر اساس عمل‌کرد مدل حلقه‌ی بسته می‌باشد.

جدول (۲) - میانگین ۳ بهترین VAF از بین ۶۰ بار اجرای شبکه‌های عصبی زمان، دامنه و دوره برای مجموعه‌های آموزش و آزمایش

شبکه‌ی عصبی زمان	آموزش VAF (%)	آزمایش VAF (%)
شبکه‌ی عصبی دامنه	۹۶/۲۳	۹۹/۶۷
شبکه‌ی عصبی دوره	۷۱/۲۱	۷۲/۲
	۷۵/۹۸	۷۴/۲

نتیجه‌ی پیش‌بینی مدل حلقه‌ی بسته به صورت نمونه برای همان حرکت قبل (حرکت نوع سه) در شکل (۸) نشان داده شده است. میزان فاصله از هدف در انتهای فاز اول برابر با 0.021 رادیان و در انتهای فاز دوم برابر با 0.009 رادیان بوده و خطای انطباق مسیرهای حرکتی اصلی و بازسازی شده نیز در فاز اول برابر با 0.042 و در فاز دوم برابر با 0.083 رادیان می‌باشد. همان‌طور که مشاهده می‌شود، مدل حلقه‌ی بسته به خوبی توانسته است حرکت را پیش‌بینی نماید. این مدل دسترسی به هدف را با دو زیرحرکت برای فاز اول و دو زیرحرکت برای فاز دوم ممکن ساخته است.



شکل (۸) - پروفایل حرکتی و سرعتی حرکت اصلی و بازسازی شده با زیرحرکت خروجی مدل حلقه‌ی بسته

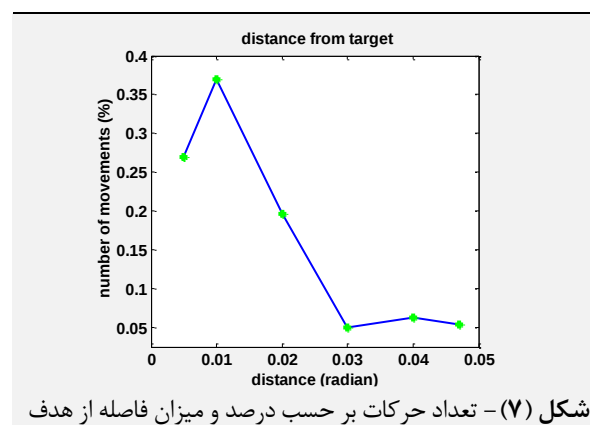
۴-۳- بحث

با توجه به نتایج به دست آمده، شبکه‌های عصبی به خوبی قادر بودند با استفاده از اطلاعات کینماتیک به دست آمده از زیرحرکت قبلی تشکیل شده تا آن لحظه، پارامترهای زیرحرکت را برای تشکیل حرکات انسان پیش‌بینی نمایند. با وجود این‌که حرکات پیش‌بینی شده توسط شبکه‌های عصبی در مرحله‌ی آموزش، شرط دسترسی به هدف را برآورده نکردند، زمانی که همین شبکه‌ها در قالب یک مدل حلقه‌ی بسته قرار گرفتند به خوبی توانستند حرکات مناسب را پیش‌بینی نمایند. با وجود تنوع حرکات (چهار نوع حرکت دست‌رسانی رفت و برگشتی با زاویه‌ی 45° درجه نسبت به هم) و سوژه‌ها، مدل حلقه‌ی بسته پیش‌بینی حرکت به خوبی توانسته است زیرحرکت مناسب را برای تشکیل مسیرهای حرکتی مطلوب پیش‌بینی کند. عمل کرد مدل برای سه سوژه‌ی مختلف، وابسته به نوع سوژه نبوده و گسترش آن به تمام سوژه‌ها به بررسی تعداد بیش‌تری از افراد نیاز دارد. فرایند تشکیل حرکت بر اساس انتشار و جبران خطا بوده به طوری که برای هر حرکت خطای ناشی از زیرحرکت قبلی در ورودی‌های شبکه‌های عصبی در نظر گرفته شده و توسط زیرحرکت بعدی

جدول (۳) - عمل کرد مدل حلقه‌ی بسته برای بهترین ترکیب

شبکه‌ی عصبی	
مقدار	کمیت مورد اندازه‌گیری
نرخ دسترسی به هدف	۱۰۰٪
VAF بین مسیرهای اصلی و بازسازی شده	۹۵٪
میانگین خطای MSE بین مسیرهای حرکتی اصلی و بازسازی شده	۰.۰۰۷۹
فاصله از هدف در انتهای مسیر (رادیان)	0.0121 ± 0.0123
کمینه‌ی فاصله از هدف در انتهای مسیر	۰.۰۰۰۰۱
بیشینه‌ی فاصله از هدف در انتهای مسیر	۰.۰۴۷

طبق جدول (۳) نرخ دسترسی به هدف برای تمام سوژه‌ها برابر با ۱۰۰٪ و میانگین (انحراف معیار) فاصله از هدف در انتهای مسیرهای حرکتی پیش‌بینی شده برابر با 0.0121 ± 0.0123 رادیان بوده که در مقایسه با میانگین فاصله‌ی نقاط شروع تمام حرکات از نقاط پایان متناظر آن‌ها (0.0921 رادیان) ناچیز است. میانگین خطای MSE بین مسیرهای حرکتی اصلی و پیش‌بینی شده توسط مدل برابر با 0.0079 رادیان و میزان انطباق مسیرهای حرکتی پیش‌بینی شده و اصلی برابر با ۹۵٪ است. با توجه به این نتایج، خطای اندکی بین مسیرهای شبیه‌سازی شده و اصلی وجود دارد و دسترسی به هدف برای تمام فازهای حرکتی با فاصله‌ی اندکی نسبت به هدف صورت گرفته است. درصد فاصله از هدف در انتهای فازهای حرکتی بر حسب میزان فاصله از هدف در شکل (۷) ارائه شده است. محور عمودی نشان می‌دهد در چند درصد از فازهای حرکتی (از 480° فاز) دسترسی به هدف در فاصله‌ی مشخص شده رخ داده است.



شکل (۷) - تعداد حرکات بر حسب درصد و میزان فاصله از هدف

با توجه به شکل (۷)، در حدود ۸۵٪ از فازهای حرکتی، دسترسی به هدف با فاصله‌ی کم‌تر از 0.02 رادیان از هدف صورت گرفته که نشان دهنده‌ی دقت و قابلیت تصحیح خطای مدل حلقه‌ی بسته در پیش‌بینی زیرحرکت مناسب است به طوری که بیش‌تر حرکات پیش‌بینی شده با فاصله‌ی اندک (کم‌تر از 0.02 رادیان) از نقاط هدف به اتمام رسیده است.



از نتایج این پژوهش می‌توان برای پیش‌بینی مسیر مطلوب حرکتی در سیستم‌های بازتوانی حرکت مانند FES، پروتزهای عصبی و واسط مغز-رایانه^۱ استفاده نمود. مدل حلقه‌ی بسته مبتنی بر زیرحرکت و با قابلیت تصحیح خطا این امکان را فراهم می‌سازد که مداخلات توان‌بخشی شامل حرکات دست‌رسانی از جمله BCI، FES و ربات‌های توان‌بخشی، در محیط شبیه‌سازی شده‌ی حلقه‌ی بسته و بدون کاربر انسانی، قبل از ارزیابی روی انسان، مورد آزمایش قرار گیرند. برای تخمین مسیر مطلوب حرکتی با استفاده از روش پیشنهادی در سیستم‌هایی مانند FES، لازم است تا نقاط هدف در ابتدای هر حرکت مشخص باشند. بنابراین استفاده از روش‌های دقیق برای شناسایی نوع حرکت و تخمین نقطه‌ی هدف ضروری است. به عنوان کارهای آینده می‌توان از زیرحرکت برای تشکیل مدلی با قابلیت پیش‌بینی حرکات جدید و امکان سوئیچ بین حرکات به صورت برخط و بر اساس نیاز افراد مددجوی حرکتی استفاده کرد که گام بزرگی در راستای بازتوانی افراد مددجوی حرکتی و ارتقای سیستم‌های بازتوانی حرکت به شمار خواهد آمد.

۴- نتیجه‌گیری

در این پژوهش پیش‌بینی و تولید مسیر حرکتی آرنج حین انجام حرکات صفحه‌ای توسط مدلی بر مبنای زیرحرکت و با قابلیت تصحیح خطا انجام شده و سعی شده است تا پیش‌بینی و تولید مسیرهای حرکتی بر اساس مکانیسم طبیعی مغز در تولید حرکات انسان باشد صورت گیرد. از نتایج این پژوهش می‌توان برای پیش‌بینی مسیرهای مطلوب حرکتی بر اساس اراده‌ی افراد مددجوی حرکتی، در سیستم‌های کنترل و بازتوانی حرکت مانند FES، پروتزهای عصبی، BCI و ربات‌درمانی استفاده نمود.

۵- مراجع

- [1] C. T. Freeman, "Upper Limb Electrical Stimulation Using Input-Output Linearization and Iterative Learning Control," *Ieee Trans. Control Syst. Technol.*, vol. 23, no. 4, pp. 1546-1554, 2015.
- [۲] عاشق طوسی، مهناز، "پیش‌بینی وضعیت مفصل دیستال دست با استفاده از اطلاعات کینماتیک و سیگنال الکترومایوگرام ارادی بر اساس سینرژی"، دانشگاه صنعتی امیرکبیر، ۱۳۸۹.
- [3] Z. Li, D. Guiraud, D. Andreu, A. Gelis, C. Fattal, and M. Hayashibe, "Real-Time Closed-Loop Functional Electrical Stimulation Control of Muscle Activation with Evoked

جبران شده است. اگرچه زیرحرکات پیش‌بینی شده توسط مدل حلقه‌ی بسته لزوماً با زیرحرکات اصلی که در مرحله‌ی استخراج زیرحرکات از روی حرکت اصلی به دست آمده یکسان نبوده اما انطباق حرکات پیش‌بینی شده هم از نظر مسیر حرکتی ($VAF=0.95/2$) و هم از نظر نقاط انتهایی حرکات اصلی و پیش‌بینی شده (نرخ دست‌رسی $=0.10$) مناسب است که این موضوع با نظریه‌ی زیرحرکت سازگار می‌باشد. زیرا در انجام یک حرکت دست‌رسانی ساده بین دو نقطه نیز بی‌نهایت مسیر حرکتی و پروفایل سرعتی وجود دارد اما سیستم عصبی مرکزی بهترین مسیر را انتخاب کرده و حرکات انسان به صورت هموار و دقیق تشکیل می‌شوند. در حقیقت، زیرحرکات مختلف دارای طبیعت یکتا بوده و با تغییر زمان، دامنه و دوره به یکدیگر تبدیل می‌شوند. هم‌چنین موضوع دیگری که در سازگاری با نظریه‌ی زیرحرکت می‌توان مطرح کرد این است که حرکات چندجزئی از حرکات ساده‌تر و حرکات ساده از زیرحرکات تشکیل می‌شوند. همان‌طور که با ترکیب حروف، کلمات و با ترکیب کلمات، جملات تشکیل می‌شوند با ترکیب زیرحرکات، حرکات ساده و با ترکیب حرکات ساده، حرکات پیچیده‌تر شکل می‌گیرند. بنابراین برای این که سیستمی بتواند حرکات پیچیده و چندجزئی را پیش‌بینی کند لازم نیست تمام آن حرکات پیچیده را آموزش دیده باشد بلکه کافی است تا حرکات پایه (زیرحرکات) را آموزش دیده و با ترکیب آن‌ها، حرکات تک‌جزئی و ساده و با ترکیب حرکات ساده، حرکات چندجزئی را تشکیل دهد. به همین منظور در این پژوهش مدلی برای پیش‌بینی حرکت اجرا شده که به خوبی توانسته است چهار نوع حرکات دوجزئی متفاوت از سه فرد متفاوت را پیش‌بینی کرده به طوری که برای تمام حرکات، دست‌رسی به هدف صورت گرفته است. یکی از مزایای استفاده از زیرحرکت برای تخمین زاویه‌ی آرنج نسبت به روش‌های پیشین این است که امکان پیش‌بینی و تولید مسیر حرکتی آرنج برای حرکات جدید و پیچیده‌تر با استفاده از مدل مبتنی بر زیرحرکتی که حرکات پایه‌ای آن حرکات پیچیده را آموزش دیده باشد وجود داشته و ضرورتی برای استفاده از الگوریتم‌های یادگیری پیچیده برای تولید مسیرهای حرکتی چندجزئی و پیچیده وجود ندارد. در این مطالعه تخمین زاویه‌ی آرنج برای هر حرکت، بر مبنای زیرحرکات قبلی و نقطه‌ی هدف صورت گرفته که نسبت به پژوهش‌های پیشین که تخمین زاویه‌ی آرنج در آن‌ها با استفاده از اطلاعات کینماتیک شانه و یا EMG عضلات دست انجام شده، به اطلاعات ورودی و حجم محاسبات کم‌تری نیاز دارد.

^۱ Brain-Computer Interface (BCI)

- [16] A. Frisoli, C. Loconsole, R. Bartalucci, and M. Bergamasco, "A new bounded jerk on-line trajectory planning for mimicking human movements in robot-aided neurorehabilitation," *Rob. Auton. Syst.*, vol. 61, no. 4, pp. 404–415, Apr. 2013.
- [17] J. M. Todorov E, "Optimal feedback control as a theory of motor coordination," *Nat Neurosci.*, no. 5, pp. 1226–1235, 2002.
- [18] W. D. H. Harris CM, "Signal dependent noise determines motor planning," *Nature*, pp. 780–784, 1998.
- [19] P. Huang, Y. Xu, and B. Liang, "Global minimum-jerk trajectory planning of space manipulator Global Minimum-Jerk Trajectory Planning of Space Manipulator," *Int. J. Control Autom. Syst.*, vol. 47, no. 1, 2016.
- [۲۰] ع. مالکی، علی، فلاح، "بررسی استفاده از سینرژی کینماتیک به منظور کنترل تحریک الکتریکی عملکردی حرکت رساندن دست در صفحه"، *نشریه علمی پژوهشی امیرکبیر*, vol. 40, no. 1, pp. 9–9, 1388.
- [21] R. S. Farokhzadi M, Maleki A, Fallah A, "Online Estimation of Elbow Joint Angle Using Upper Arm Acceleration: A Movement Partitioning Approach," *J Biomed Phys Eng*, vol. 7, no. 3, pp. 305–314, 2017.
- [22] T. Flash and N. Hogan, "The coordination of arm movements: an experimentally confirmed mathematical model," *J. Neurosci.*, vol. 5, no. 7, pp. 1688–1703, 1985.
- [23] R. Plamondon, A. M. Alimi, P. Yergeau, and F. Leclerc, "Modelling velocity profiles of rapid movements: a comparative study," *Biol. Cybern.*, vol. 69, no. 2, pp. 119–128, 1993.
- [24] J. Y. Liao and R. F. Kirsch, "Characterizing and Predicting Submovements during Human Three-Dimensional Arm Reaches," vol. 9, no. 7, 2014.
- [25] S. S. Naghibi, A. Maleki, and A. Fallah, "A modified method of submovement decomposition based on velocity profile and endpoint position," in *24th Iranian Conference of Biomedical Engineering (ICBME)*, 2017, pp. 1–4.
- [26] V. S. ; J. A. ; D. I. ; B. Raghavan, "Finding a 'Kneedle' in a Haystack: Detecting Knee Points in System Behavior," in *31st International Conference on Distributed Computing Systems Workshops*, 2011.
- Electromyography Feedback for Spinal Cord Injured Patients," *Int. J. Neural Syst.*, vol. 28, no. 06, p. 1750063, Aug. 2018.
- [4] K. Gant, S. Guerra, L. Zimmerman, B. A. Parks, N. W. Prins, and A. Prasad, "EEG-controlled functional electrical stimulation for hand opening and closing in chronic complete cervical spinal cord injury," *Biomed. Phys. Eng. Express*, vol. 4, no. 6, p. 065005, Sep. 2018.
- [5] T. Street and C. Singleton, "A clinically meaningful training effect in walking speed using functional electrical stimulation for motor-incomplete spinal cord injury," *J. Spinal Cord Med.*, vol. 41, no. 3, pp. 361–366, May 2018.
- [6] Z. Li, D. Guiraud, D. Andreu, C. Fattal, A. Gelis, and M. Hayashibe, "A hybrid functional electrical stimulation for real-time estimation of joint torque and closed-loop control of muscle activation," *Eur. J. Transl. Myol.*, vol. 26, no. 3, Jun. 2016.
- [7] M. Farokhzadi, A. Maleki, A. Fallah, and S. Rashidi, "Online estimation of elbow joint angle using upper arm acceleration: A movement partitioning approach," *J. Biomed. Phys. Eng*, vol. 7, 2017.
- [8] R. Raj and K. S. Sivanandan, "Estimation of Elbow Joint Angle from Time Domain Features of SEMG Signals Using Fuzzy Logic for Prosthetic Control," *Int. J. Curr. Eng. Technol.*, vol. 5, no. 3, pp. 2078–2081, 2015.
- [9] C. P. E. Giuffrida P.J., "Functional Restoration of Elbow Extension After Spinal- Cord Injury Using a Neural Network-Based Synergistic FES Controller," *IEEE Trans. neural Syst. Rehabil. Eng.*, vol. 13, 2005.
- [10] R. R. Kaliki, R. Davoodi, and G. E. Loeb, "Evaluation of a Noninvasive Command Scheme for Upper-Limb Prostheses in a Virtual Reality Reach and Grasp Task," *IEEE Trans. Biomed. Eng.*, vol. 60, no. 3, 2013.
- [11] M. A. Toosi, A. Maleki, and A. Fallah, "Estimation and anticipation of elbow joint angle from shoulder data during planar movements," in *The 2nd International Conference on Control, Instrumentation and Automation*, 2011, pp. 1222–1225.
- [12] L. Iuppariello, "Modelling and Performance Assessment of Human Reaching Movements for Disease Classification," *Università degli Studi di Napoli Federico II*, 2015.
- [13] D. Elliott, S. Hansen, L. E. M. Grierson, J. Lyons, S. J. Bennett, and S. J. Hayes, "Goal-Directed Aiming: Two Components but Multiple Processes," *Psychol. Bull.*, vol. 136, no. 6, pp. 1023–1044, 2010.
- [14] A. Fishbach, S. A. Roy, C. Bastianen, L. E. Miller, and J. C. Houk, "Kinematic properties of on-line error corrections in the monkey," *Exp. Brain Res.*, vol. 164, no. 4, pp. 442–457, 2005.
- [15] E. Burdet and T. E. Milner, "Quantization of human motions and learning of accurate movements," *Biol. Cybern.*, vol. 78, no. 4, pp. 307–318, May 1998.