

مدل سازی سیستم عضلانی - اسکلتی دست برای مطالعات باز توانی به کمک FES

علی مالکی

راحله شفایی

دانشگاه صنعتی امیرکبیر - دانشکده مهندسی پزشکی

دانشگاه صنعتی امیرکبیر - دانشکده مهندسی پزشکی

ali_maleki@aut.ac.ir

rahele.sh.86@gmail.com

چکیده - در سال های اخیر استفاده از FES برای باز توانی دست فلج به طور جدی مورد توجه پژوهشگران قرار گرفته است. پیچیدگی های حرکت رساندن دست موجب شده است استفاده از مدل دقیق، توانایی های فضای واقعیت مجازی و تکنیک های پیشرفته ی کنترلی اجتناب ناپذیر باشد. این مقاله به مدل دقیقی از دست برای پژوهش های FES می پردازد. اجزای این مدل دقیقاً منطبق بر اجزای سیستم است و از این رو امکان استفاده از اطلاعات فردی سوژه برای تنظیم دقیق مدل فراهم می باشد. با انجام آزمایش های تحریک الکتریکی، و ثبت زاویه مفصل آرنج به ازای مقادیر مختلف پهنای پالس تحریک، اعتبار مدل مورد بررسی قرار گرفته است. مقادیر کمی همبستگی متقابل و $RMSE$ بین نتایج آزمایشگاهی و نتایج به دست آمده از مدل تنظیم شده، موید اعتبار مدل می باشد. همچنین نتیجه ی تحلیل مدل به فضای واقعیت مجازی انتقال یافته است تا قابلیت های ارزشمند آن فضا برای کاربرد باز توانی دست فلج نیز قابل استفاده باشد.

کلید واژه - تحریک الکتریکی عملکردی، مدل دست، نتایج آزمایشگاهی، واقعیت مجازی.

۱- مقدمه

می گردد که از طراحی و تنظیم کردن کنترل گر به روش سعی و خطا در زمان آزمایش، که برای بیمار بسیار خسته کننده و خطرناک است، اجتناب گردد یا میزان آن به حداقل برسد [۱].

در این مقاله به مدلسازی دقیق سیستم عضلانی - اسکلتی دست فلج برای مطالعات FES پرداخته شده است. شکل ۱ بلوک دیاگرام ساده شده ای از این مدل را نشان می دهد. سیستم تحریک الکتریکی موجب انقباض ماهیچه و در نتیجه تولید نیرو در آن می شود. این نیرو به اجزای اسکلت اعمال شده و موجب ایجاد گشتاور در مفصل و نهایتاً حرکت اندام می گردد. در این پژوهش به منظور دستیابی به یک نمایش کاربر پسند، از محیط واقعیت مجازی استفاده شده است. همچنین با انجام آزمون های عملی، اعتبار مدل مورد بررسی قرار گرفته است.

تحریک الکتریکی عملکردی موثرترین روش برای جبران نسبی عوارض نقص حرکتی ناشی از ضایعه در سیستم اعصاب مرکزی است. افرادی که دچار ضایعه ی نخاعی در سطوح مهره های پنجم و ششم گردنی (C5/C6) شده اند در حرکت "رساندن" با مشکل مواجه هستند. کنترل مفصل شانه در این افراد به صورت تقریباً ارادی انجام می شود، آنها قادر به خم کردن مفصل آرنج هستند اما توانایی باز کردن این مفصل را ندارند. اگر با استفاده از تحریک الکتریکی عملکردی، امکان باز کردن آرنج فراهم گردد توانایی ها و استقلال فرد از پرستار برای انجام حرکت های ضروری روزمره به میزان قابل توجهی افزایش خواهد یافت.

در اختیار داشتن مدلی دقیق از سیستم عضلانی - اسکلتی اندام فلج، طراحی و آزمون استراتژی های کنترل حلقه بسته برای FES را امکان پذیر می سازد. بنابراین این امکان فراهم

فعال، به صورت نیروی نرمالیزه شده‌ی قابل ایجاد یا بار قابل تحمل توسط بخش قابل انقباض عضله، بدون آنکه طولش کم یا زیاد شود تعریف می‌شود (نیروی ایزومتریک) [۳].

فعالیت عضله a_m ، با در نظر گرفتن اثر جمع‌بندی فضایی و زمانی، توسط منحنی غیرخطی بکارگیری عضله، رابطه‌ی غیرخطی فعالیت- فرکانس و رابطه‌ی دینامیک کلسیم محاسبه می‌شود. در ادامه، یک مدل برای خستگی/بهبود و همچنین یک بلوک تاخیر زمانی ثابت در نظر گرفته شده است. بلوک تاخیر زمانی ثابت، محدودیت سرعت هدایت در سیستم غشایی و تاخیرهای ناشی از واکنش‌های شیمیایی را مدل می‌کند [۱].

مشخصه‌ی بکارگیری، بیان‌گر میزان واحدهای حرکتی بکار گرفته شده به‌ازای شدت تحریک اعمالی است. بکارگیری، به دامنه و پهنای پالس تحریک وابسته است؛ در شرایطی که شدت تحریک زیر حد آستانه باشد، هیچ واحد حرکتی بکارگرفته نمی‌شوند. با گذر از حد آستانه، هر چه شدت تحریک افزایش یابد، واحدهای حرکتی بیشتری بکارگرفته می‌شوند تا جایی که همه‌ی آنها در انقباض عضله نقش خود را ایفا می‌کنند و بیشترین نیرو در عضله تولید می‌شود؛ پس از این مرحله، وضعیت اشباع رخ می‌دهد و افزایش شدت تحریک نقشی در افزایش نیرو نخواهد داشت [۴].

منحنی بکارگیری در حقیقت یک منحنی غیرخطی است که در برخی مقالات به صورت تکه‌ای خطی با دقت کمتر [۲] یا بیشتر [۶] نیز تقریب زده شده است. مقدار نرمالیزه شده‌ی واحد حرکتی به‌کار گرفته شده، a_r ، به صورت تابعی غیر خطی از پهنای پالس PW ، با استفاده از معادله‌ی (۳) محاسبه شده است [۳ و ۱]:

$$a_r = C_1 \left\{ (PW - PW_{thr}) \tan^{-1} [k_{thr} (PW - PW_{thr})] - (PW - PW_{sat}) \tan^{-1} [k_{sat} (PW - PW_{sat})] \right\} + C_2 \quad (3)$$



شکل ۱: بلوک دیاگرام مدل عضلانی- اسکلتی دست فلج برای مطالعات FES.

۲- مدل‌سازی عضله

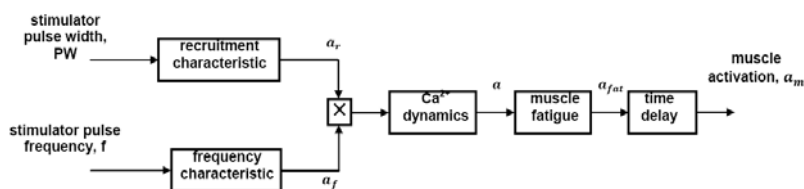
مدل عضله‌ی پیاده‌سازی شده در این پژوهش، مبتنی بر شیوه‌ی مدل‌سازی عضله- تاندون Zajac است که ویژگی‌های استاتیک و دینامیک عضله و تاندون را با هم توجیه می‌کند [۱]. در این مدل، پاسخ عضله به سیگنال تحریک به دو قسمت تقسیم شده است: دینامیک فعالیت و دینامیک انقباض.

۲-۱- دینامیک فعالیت

دینامیک فعالیت، نحوه‌ی ایجاد پتانسیل عمل و واکنش‌های شیمیایی سلولی را در راستای بکارگیری واحدهای حرکتی و تولید نیرو در عضله توجیه می‌کند. برای توصیف دینامیک فعالیت عضله‌ی تحریک شده، نیاز به مدلی داریم که ورودی تحریک الکتریکی را به فعالیت عضله ارتباط دهد. شکل ۳ بلوک دیاگرام چنین مدلی را نشان می‌دهد.

سیگنال تحریک الکتریکی، مجموعه‌ای از قطار پالس مربعی فرض شده است که با سه ویژگی دامنه‌ی پالس، پهنای پالس و فرکانس مشخص می‌شوند. نیروی عضله، با تنظیم این ویژگی‌ها قابل کنترل است. از دو مورد نخست با عنوان مدولاسیون بکارگیری نام برده می‌شود زیرا افزایش هر کدام، موجب بکارگیری فیبرهای عضلانی بیشتر می‌گردد. از مورد سوم نیز به‌عنوان مدولاسیون نرخ نام برده می‌شود [۳].

$a_m(t)$ حالت فعال نرمالیزه شده‌ی عضله است. شدت حالت



شکل ۳: بلوک دیاگرام دینامیک فعالیت

که در آن، fit_{min} ، τ_{fat} و τ_{rec} به ترتیب کمینه‌ی برازندگی، ثابت زمانی خستگی و ثابت زمانی بهبود می‌باشند. این ثابت‌زمانی‌ها از آزمایش‌های تحریک تخمین زده می‌شوند. عبارت $\lambda(f)$ تابعی از فرکانس تحریک است و بیان‌کننده‌ی وابستگی خستگی به فرکانس تحریک می‌باشد. β نیز ضریب شکل‌دهی است [۱]. این معادله تغییرات برازندگی را بر اساس تاثیرات هر دو عامل خستگی و بهبود در نظر می‌گیرد. پارامترهای τ_{fat} ، τ_{rec} و β و fit_{min} به ترتیب برابر ۲۰ و ۳۰ ثانیه، 0.1 [۱] و 0.2 [۲] فرض شده‌اند و فرکانس ۵۰ هرتز است. در نهایت، فعالیت عضله‌ی خستگی‌پذیر با رابطه‌ی (۵) زیر بیان می‌شود:

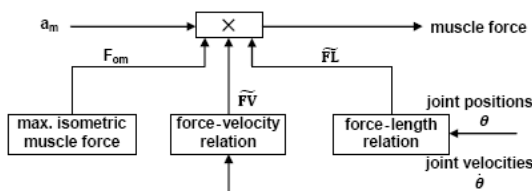
$$a_{fat} = a(t)fit(t) \quad (5)$$

۲-۲- دینامیک انقباض

دینامیک انقباض عضله، انقباض مایوفیبریل‌های عضلانی را در پاسخ به میزان فعالیت نشان می‌دهد [۲]. همان‌طور که بلوک دیاگرام شکل ۴ نشان می‌دهد، در دینامیک انقباض، میزان فعالیت عضله در بیشینه‌ی نیروی عضله‌ی ایزومتریک و فاکتورهای نیرو-طول و نیرو-سرعت ضرب می‌شود تا مقدار مطلق نیروی عضله به‌دست آید [۱].

$$F_m(t) = F_{om} \tilde{F}L(t) \tilde{F}V(t) a_m(t) \quad (6)$$

که $a_m(t)$ نشان‌گر میزان فعالیت عضله، $\tilde{F}L(t)$ نشانگر فاکتور نیرو-طول، $\tilde{F}V(t)$ نشانگر فاکتور نیرو-سرعت و F_{om} حداکثر نیروی عضله است.



شکل ۴: بلوک دیاگرام دینامیک انقباض عضله [۱۳].

بیشترین نیرو زمانی در عضله ایجاد می‌شود که عضله در طول بهینه‌ی خود قرار داشته باشد و چنانچه در وضعیت جمع شده یا کشیده شده باشد، نیرو کاهش خواهد یافت. رابطه‌ی نیرو-طول با تابع گوسی (۷) مدل شده است [۱].

$$\tilde{F}L = \exp\left[-\left(\frac{\tilde{L}_m - 1}{\varepsilon}\right)^2\right] \quad (7)$$

که در آن PW_{thr} و PW_{sat} ، به ترتیب مقادیر پهنای پالس متناظر با آستانه و اشباع بکارگیری عضله است. خمیدگی منحنی بکارگیری در نواحی آستانه و اشباع، به ترتیب با تغییر k_{sat} و k_{thr} تنظیم می‌شود. ثابت‌های C_1 و C_2 تامین‌کننده‌ی شرایط مرزی $a_r(PW)=1$ و $a_r(0)=0$ وقتی $PW \rightarrow \infty$ است. برای پیاده‌سازی مدل، PW_{thr} و PW_{sat} به ترتیب برابر ۱۰۰ و ۵۰۰ میکروثانیه [۱] و k_{thr} و k_{sat} به ترتیب برابر 0.1 و 0.2 تعیین شده‌اند. تقریب با منحنی غیرخطی، به سبب انطباق بیشتر با نتایج آزمایشگاهی و قابلیت تنظیم خمیدگی در نواحی آستانه و اشباع، بر تقریب تکه‌ای خطی برتری دارد.

مقدار نرمالیزه شده‌ی فعال‌سازی، در یک واحد حرکتی منفرد، به صورت تابعی از فرکانس تحریک f بیان می‌شود:

$$a_f(f) = \frac{(\alpha f)^2}{1 + (\alpha f)^2} \quad 0 \leq a_f \leq 1 \quad (2)$$

که در آن α ضریب شکل‌دهی است [۱ و ۲]. ضریب شکل‌دهی در پیاده‌سازی برابر 0.1 در نظر گرفته شده است [۱].

به علت نحوه‌ی عملکرد یون کلسیم در امر انقباض فیبرهای عضلانی، فعالیت و عدم فعالیت (بازگشت به حالت استراحت) عضله آنی انجام نمی‌گیرد و با یک دینامیک همراه است. این دینامیک که از آن به عنوان دینامیک کلسیم نام برده می‌شود به صورت یک معادله دیفرانسیل مرتبه اول مدل شده است.

$$\dot{a} = \frac{1}{\tau_{ac}}(u^2 - ua) + \frac{1}{\tau_{ad}}(u - a) \quad (3)$$

در این رابطه $u = a_r a_f$ است و τ_{ad} و τ_{ac} به ترتیب ثابت زمانی فعالیت و ثابت زمانی عدم فعالیت هستند. این دو ثابت زمانی به ترتیب برابر 0.4 و 0.7 ثانیه تخمین زده شده‌اند [۲] و [۵].

برای توصیف اثر خستگی عضله، از یک تابع برازندگی استفاده شده است که با معادله مرتبه اول رابطه (۴) بیان می‌شود:

$$\frac{dfit}{dt} = \frac{(fit_{min} - fit)\alpha\lambda(f)}{\tau_{fat}} + \frac{(1 - fit)(1 - \alpha\lambda(f))}{\tau_{rec}} \quad (4)$$

$$\lambda(f) = 1 - \beta + \beta\left(\frac{f}{100}\right)^2$$

مفصل شانه و آرنج و دو لینک بازو و ساعد، توصیف می‌شود. از آنجا که در حرکت "رساندن" مفصل مچ نقش چندانی ایفا نمی‌کند، مفصل مچ ثابت و پنجه در لینک ساعد لحاظ شده است. در این مقاله، حرکت دست در صفحه‌ی ساجیتال مورد نظر است و زاویه‌ی مفصل آرنج مورد بررسی قرار می‌گیرد. در جدول ۱ پارامترهای مفصل آرنج مورد استفاده برای مدل‌سازی سیستم اسکلتی شامل جرم، طول، مرکز جرم و ممان اینرسی هر لینک ارائه شده است.

جدول ۱: پارامترهای فیزیکی مدل بازوی دو لینک [۷]

	First Link	Second Link
Length (m)	0.310	0.340
Mass (kg)	1.930	1.520
Inertia (kg.m ²)	0.0141	0.0188
Center of Mass (m)	0.165	0.190

۴- سیستم عضلانی- اسکلتی

بلوک دیاگرام سیستم عضلانی- اسکلتی در شکل ۵ نشان داده شده است. گشتاور اکتیو ایجاد شده توسط یک گروه منفرد از عضلات (Ta)، از بازوی گشتاور (r) و نیروی عضله محاسبه می‌شود. گشتاور اکتیو کل، حاصل جمع گشتاورهای اکتیو تولید شده توسط هر گروه از عضلات است. در این مدل، برای سادگی و کاهش تعداد پارامترهای مدل عضله، اثر نیروی پسیو عضلات، یک‌جا و به‌صورت گشتاور در مفصل لحاظ گردیده است [۱]. گشتاور پسیو مفصل، حاصل جمع گشتاور پسیو الاستیک و گشتاور پسیو ویسکوز مفصل است.

در عمل فلکشن آرنج، عضله‌ی سه‌سر بازویی نقش عضله‌ی پسیو را ایفا می‌کند. اثر پسیو عضلات به همراه گشتاور پسیو مفصل، یک‌جا و به‌صورت یک گشتاور پسیو به مفصل اعمال می‌گردد. برای مفصل آرنج، این گشتاور به‌صورت رابطه (۱۰) است.

که \tilde{L}_m طول نرمالیزه شده‌ی عضله نسبت به طول بهینه‌ی آن (L_{om}) و ε ضریب شکل‌دهی است که برابر 0.4 انتخاب شده است [۲]. با توجه به اینکه اندازه‌گیری مستقیم طول عضله در هنگام آزمایش مشکل است، از دید ماکروسکوپی، این پارامتر به‌صورت رابطه (۸) محاسبه می‌شود.

$$l = r(\theta - \theta_r) + L_{om} \quad (8)$$

که در آن θ زاویه، θ_r زاویه‌ی استراحت مفصل بر حسب رادیان و r بازوی گشتاور عضله بر حسب متر است. مقدار عددی L_{om} برابر $13/6$ سانتی‌متر، θ_r برابر 30 درجه و r برابر 3 سانتی‌متر تعیین شده است [۷ و ۱۲].

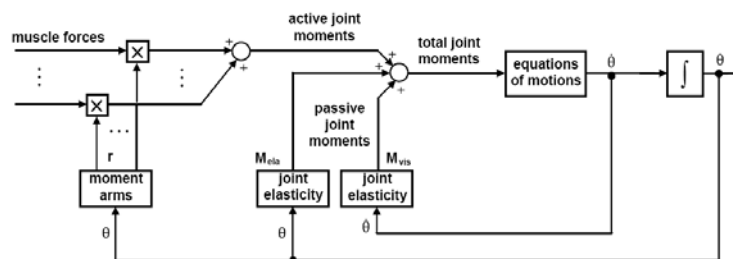
در مقایسه با انقباض ایزومتریک، انقباض کانسنتریک نیروی کمتر و انقباض اکسنتریک نیروی بیشتری در عضله ایجاد می‌کند. رابطه‌ی نیرو- سرعت با رابطه‌ی (۹) توصیف شده است.

$$\tilde{F}V(t) = 0.54 \tan^{-1}(5.69\tilde{V}_m + 0.51) + 0.745 \quad (9)$$

که \tilde{V}_m سرعت نرمالیزه شده نسبت به بیشترین سرعت انقباض V_{om} ماهیچه است. ($\tilde{V}_m = \frac{v}{V_{om}}$ و $v = \frac{dl}{dt}$ و $v < 0$ برای انقباض ماهیچه) [۱]. با توجه به اینکه اندازه‌گیری مستقیم طول عضله در هنگام آزمایش مشکل است، از دید ماکروسکوپی، این پارامتر به‌صورت $v = r\dot{\theta}$ محاسبه می‌شود که در آن، $\dot{\theta}$ سرعت زاویه‌ای مفصل است. مقدار عددی V_{om} برابر 0.68 متر بر ثانیه در نظر گرفته شده است [۲]. همچنین ماکزیمم نیروی تولیدی در عضله‌ی خم‌کننده‌ی آرنج 900 نیوتن انتخاب شده است [۲].

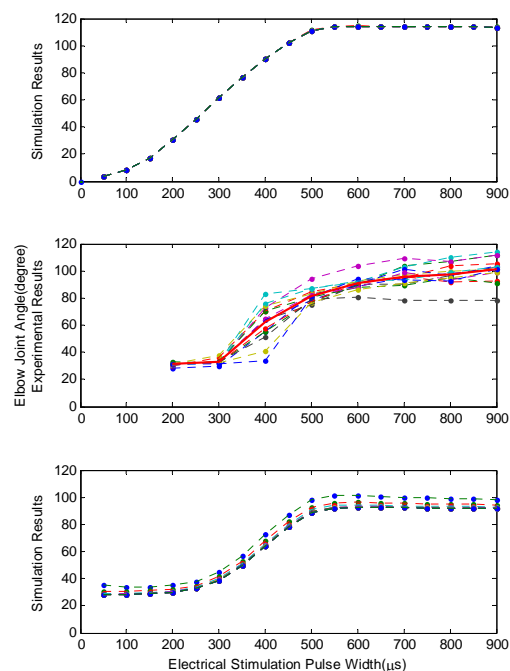
۳- مدل‌سازی سیستم اسکلتی

در این پژوهش، دست با یک مدل دو لینکی، متشکل از دو



شکل ۵: بلوک دیاگرام دینامیک اجزای دست [۱۳].

میکروثانیه و با گام ۱۰۰ میکروثانیه افزایش می‌یابد. این الگوی تحریک، ۱۵ بار متوالی به مدل اعمال شده است. زاویه مفصل برحسب پهناهای پالس تحریک در شکل ۷ نشان داده شده است که بر اساس آن، پهناهای پالس آستانه، زاویه‌ی استراحت و زاویه‌ی نهایی به ترتیب برابر ۱۰۰ میکروثانیه، صفر درجه و ۱۱۷ درجه است.



شکل ۶: زاویه مفصل آرنج بر حسب پهناهای پالس تحریک برای مدل (بالا)، نتایج آزمایشگاهی (وسط) و مدل اصلاح شده (پایین). تنظیمات محورها به نحوی انجام شده است که نتایج به سادگی قابل مقایسه باشد.

به منظور اعتبارسنجی مدل، الگوی تحریک مشابهی را، به عضله‌ی دوسربازویی فرد سالم اعمال نمودیم. از فرد خواسته شد که روی صندلی نشسته و دست را در وضعیت آویزان در کنار بدن قرار دهد و تا حد امکان توجه و اراده‌ی خود را از حرکت دست منحرف کند. برای تحریک الکتریکی عملکردی از دستگاه ARFESS03 استفاده شده است که در آزمایشگاه کنترل سیستم‌های عصبی-عضلانی دانشگاه صنعتی امیرکبیر ساخته شده است. دامنه پالس تحریک ۲۰ میلی‌آمپر انتخاب گردید. برای اعمال تحریک به بافت، از الکترودهای سطحی و برای ثبت زاویه‌ی مفصل آرنج از زاویه‌سنج الکتریکی مدل SG110 ساخت شرکت بیومتریکس و دستگاه GSC01 ساخته شده در آزمایشگاه کنترل سیستم‌های عصبی-عضلانی دانشگاه صنعتی

$$T_p = -7.8 \times 10^{-17} \operatorname{sgn}\left(\theta - \frac{\pi}{2}\right) \left\{ \exp\left(\frac{36}{\pi}\right) \left| \theta - \frac{\pi}{2} \right| \right\} - 0.2\dot{\theta} \quad (10)$$

که sgn "تابع علامت" است. ترم اول توصیف‌کننده‌ی گشتاور پسیو الاستیک و ترم دوم توصیف‌کننده‌ی گشتاور پسیو ویسکوز می‌باشد [۲].

سیستم‌های FES شامل حداقل دو بخش تطبیقی هستند که لازم است فرآیند یادگیری را پشت سر بگذارند: کنترل‌گر پروتز عصبی و مغز بیمار که باید نحوه‌ی عملکرد سیستم را بیاموزد. برای بیماران بزرگسال، پشت سر گذاشتن مجدد دوره‌ی یادگیری نوزاد مطلوب نیست و ممکن است خطرانی را نیز در پی داشته باشد. از این رو، در اختیار داشتن مدل و نمایش نتایج خروجی مدل در فضای واقعی مجازی می‌تواند به عنوان یک راه حل مطرح گردد. به علاوه، استفاده از حقیقت مجازی این امکان را برای بیمار فراهم می‌کند که پیش از عمل جراحی دریافت پروتز عصبی بتواند نحوه‌ی عملکرد و کارآیی خود را پس از دریافت پروتز ارزیابی نموده و در صورت اشتیاق، عمل جراحی انجام گردد [۸]. از این رو، در این پژوهش خروجی مدل به محیط واقعیت مجازی نیز مرتبط شده است. شکل ۶ نمایی از این فضای را نشان می‌دهد.

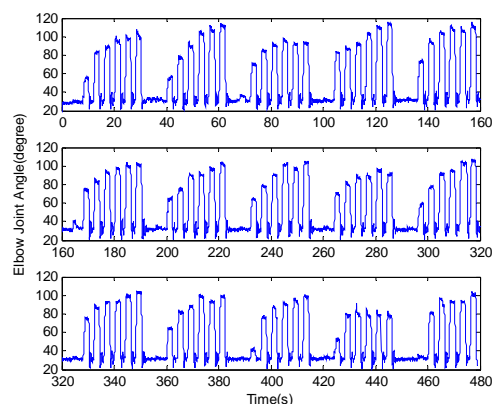


شکل ۶: نمایش خروجی مدل در فضای واقعیت مجازی

۵- پیاده سازی مدل و بررسی آزمایشگاهی

سیستم عضلانی در جعبه‌ابزار Simulink، سیستم اسکلتی در جعبه‌ابزار SimMechanics و نمایش گرافیکی در جعبه‌ابزار واقعیت مجازی نرم‌افزار MATLAB پیاده‌سازی شده است. تحریک جریانی به صورت دوفاز نامتقارن متعادل و با فرکانس ۵۰ هرتز است. هر بار تحریک ۲ ثانیه به طول می‌انجامد و فاصله‌ی استراحت بین تحریک‌ها نیز ۲ ثانیه انتخاب شده است. هر دوره‌ی تحریک شامل ۸ بار تحریک است که طی آن پهناهای پالس تحریک از ۲۰۰ تا ۹۰۰

امیرکبیر استفاده شده است. اطلاعات زاویه به کامپیوتر ارسال شده و در رابط گرافیکی کاربر نمایش داده شده و ثبت می‌گردد. اسپلاین زاویه مفصل آرنج در شکل ۸ و نمودار زاویه مفصل آرنج برحسب پهناى پالس تحريك در شكل ۷ (وسط) نشان داده شده است. برای مقایسه‌ی نتایج عملی با مدل‌سازی، از میانگین نتایج ۱۵ دوره که با منحنی توپ در شکل مشخص است، استفاده می‌شود. همانطور که شکل نشان می‌دهد پهناى پالس آستانه، زاویه‌ی استراحت و زاویه‌ی نهایی به ترتیب برابر ۳۰۰ میکروثانیه، ۳۰ درجه و ۱۰۰ درجه است.



شکل ۷: اسپلاین زاویه مفصل آرنج دست به ازای الگوی تحریک توصیف شده در متن.

۶- نتایج و جمع‌بندی

براساس نتایج به‌دست آمده، اگرچه مدل‌سازی با جزییات و دقت نسبتاً بالایی انجام شده است ولی باز هم ناهمگونی‌هایی بین رفتار مدل و رفتار سیستم وجود دارد. همپوشانی نمودارهای زاویه- پهناى پالس در شکل ۷ (بالا و وسط) نشان‌دهنده‌ی این نکته است که نحوه‌ی بروز خستگی در مدل با آنچه در نتایج آزمایشگاهی مشاهده می‌شود مطابقت ندارد. همچنین چگونگی تغییرات سختی مفصل از وضعیت استراحت، در جهت باز شدن و جمع شدن آرنج متفاوت است حال آنکه در مدل گشتاور پسیو، این رفتار در دو جهت یکسان فرض شده است. این فرض مستلزم انتخاب زاویه‌ی ۹۰ درجه برای وضعیت استراحت می‌باشد درحالی‌که در واقعیت، زاویه‌ی استراحت مقداری حدود ۳۰ درجه است.

با هدف بهبود مدل، به اصلاح برخی پارامترهای آن پرداختیم. از آنجا که شدت تحریک تحت تاثیر دو عامل

دامنه و پهناى پالس است، بنابراین مقادیر پهناى پالس آستانه و اشباع، به دامنه‌ی پالس تحریک اعمالی در آزمون- های آزمایشگاهی وابسته است. برای همسان شدن این دو کمیت در مدل و آزمایش، پهناى پالس آستانه را از ۱۰۰ به ۳۰۰ تغییر دادیم. برای تطابق زوایای استراحت و نهایی، حداکثر نیروی ایزومتریک عضله را به ۱۰۵۰ نیوتن افزایش دادیم و برای لحاظ کردن اثر خستگی، ثابت زمانی بهبود را به ۱۰۰ تغییر دادیم. بهبود مدل گشتاور پسیو نیاز به بررسی‌های دقیق‌تری دارد که در این مقاله به آن پرداخته نشده است.

نتایج مدل اصلاح شده در شکل ۷ (پایین) نشان داده شده است. تطابق پاسخ مدل بهبود یافته با نتایج آزمایشگاهی به‌صورت کیفی در این شکل مشخص است. مقایسه‌ی کمی، افزایش ضریب همبستگی از ۰/۹۴۶۰ به ۰/۹۸۱۸ و کاهش RMSE از ۲۱/۸۳۷۰ به ۵/۴۲۵۵ را نشان می‌دهد.

۷- مراجع

- [1] Riener R, Fuhr T, Paitient-Driven Control of FES-Supported Standing up: A Simulation Study, IEEE Transaction on Rehabilitation Engineering. Vol. 6, NO. 2, June 1998.
- [2] Zhang D, Ang W T, Tremor Suppression of Elbow Joint via Functional Electrical Stimulation: A Simulation Study, Proceeding of the 2006 IEEE International Conference on Automation Science and Engineering, Shanghai, China, October 2006.
- [3] Riener R, Quintern J, Schmidt G, Biomechanical Model of the Human Knee Evaluated by Neuromuscular Stimulation, Journal of Biomechanics, Vol. 29, No. 9, pp. 1157-1167, 1996.
- [4] Makssoud H, Guiraud D, Poignet P, Mathematical Muscle Model for Functional Electrical Stimulation Control Strategies, Proceeding of the 2004 IEEE International Conferences on Robotics & Automation, New Orleans, LA, April 2004.
- [5] Zhang D, Ang W T, Windjaja F, Yap C C, Neural Oscillator based Control for Wrist Tremor Attenuation, 5th IEEE International Conference on Computational Cybernetics, Gammarth, Tunisia, October 2007.
- [6] Lan N, Stability Analysis for Postural Control Control in a Two-Joint Limb System, IEEE Transaction on Neural Systems and Rehabilitation Engineering, Vol. 10, NO. 4, December 2002.
- [7] Tahara K, Luo Z, Arimoto S, Kino H, Sensory-motor Control of a Muscle Redundant Arm for Reaching Movements: Convergence Analysis and Gravity Compensation, IEEE International Conference on Intelligent Robots and Systems, August 2005.
- [8] Maleki A and Fallah A, A Copenhensive Model of Arm for FES Control Research, 11th Annual Conference of the International FES Society, Japan, 2006.