

کنترل حرکت مفصل زانو به روش سویچینگ زمان مناسب ماندگار با استفاده از پروتز عصبی - ترکیبی با رویکرد غلبه بر خستگی عضلانی: مطالعه شبیه‌سازی

شاذان قاجاری^۱، ریحانه کاردهی مقدم^۲، حمیدرضا کبروی^۳، ناصر پریز^۴

مقاله پژوهشی

چکیده

مقدمه: پروتزهای عصبی - ترکیبی زانو به منظور توان بخشی افراد دچار آسیب طناب نخاعی به کار می‌رود. این پروتزها از روبات - که به شکل مکانیکی مفصل زانو را جابه‌جا می‌کند - و تحریک الکتریکی - که با ارسال جریان الکتریکی به عضلات چهار سر ران، مفصل زانو را حرکت می‌دهد - تشکیل شده است. چالش اصلی در استفاده از این پروتزها، خستگی عضلات بر اثر تحریک الکتریکی می‌باشد. هدف از انجام پژوهش حاضر، جلوگیری از افزایش خستگی عضلانی با استفاده از یک راهکار زمان‌بندی مبتنی بر سویچینگ زمان مناسب ماندگار (PDT یا Persistent D-well Time) با سویچ بین روبات و تحریک الکتریکی بود.

مواد و روش‌ها: یک معادله ریاضی برای مدل کردن حرکت مفصل زانو در پروتز عصبی - ترکیبی و یک معادله دیفرانسیل جهت توصیف کمی خستگی عضلانی استفاده گردید. مدت شبیه‌سازی ۱۰۰ ثانیه و هدف آن، ثابت نگهداشتن مفصل زانو در زاویه ۶۰ درجه بود. زمان شبیه‌سازی به مراحل تقسیم و برای هر مرحله یک بازه زمانی تعیین شد. در هر مرحله، تحریک الکتریکی برای زمان معینی فعال بود. پس از این زمان معین و تا پایان زمان آن مرحله، بر اساس مقدار خستگی بین تحریک الکتریکی و روبات، سویچ انجام گرفت و نتایج بررسی گردید.

یافته‌ها: در پایان شبیه‌سازی، زانو با خطای مجموع مربعات (RMS یا Root mean square) ۰/۷۹ درجه در زاویه مرجع تنظیم شد. به کارگیری روبات در روش PDT، منجر به کاهش خستگی عضلانی گردید و مقدار خستگی عضلانی نیز در یک کران معین بین ۰/۹۴ و ۰/۹۷ محدود شد.

نتیجه‌گیری: روش PDT می‌تواند برای کنترل حرکت زانو مؤثر باشد. بر اساس نتایج به دست آمده، انتظار می‌رود از این روش بتوان به طور عملی در کنترل پروتز عصبی - ترکیبی استفاده کرد؛ به نحوی که دستورهای تریپست اجرا و هم‌زمان از افزایش خستگی عضلانی در مانجو جلوگیری شود.

کلید واژه‌ها: پروتز عصبی - ترکیبی؛ تحریک الکتریکی؛ خستگی عضلانی

ارجاع: قاجاری شاذان، کاردهی مقدم ریحانه، کبروی حمیدرضا، پریز ناصر. کنترل حرکت مفصل زانو به روش سویچینگ زمان مناسب ماندگار با استفاده از پروتز عصبی - ترکیبی با رویکرد غلبه بر خستگی عضلانی: مطالعه شبیه‌سازی. پژوهش در علوم توانبخشی ۱۴۰۰؛ ۱۸: ۲۳-۱۲.

تاریخ چاپ: ۱۴۰۱/۱/۱۵

تاریخ پذیرش: ۱۴۰۱/۱/۱۰

تاریخ دریافت: ۱۴۰۰/۱/۱۵

می‌تواند فرایند توان بخشی را با اختلال مواجه کند (۳).

از دهه ۱۹۷۰ میلادی، ایده پروتزهای عصبی - ترکیبی به عنوان ابزاری در بازیابی حرکتی افراد دارای آسیب دستگاه عصبی مطرح گردید (۳). در یک دهه گذشته، استفاده از پروتزهای عصبی - ترکیبی کاربردی رو به گسترش بوده (۱) و از سال ۲۰۱۱ نمونه تجاری این پروتزها که امکان حرکت برای پاهای افراد دچار آسیب نخاعی را فراهم می‌کند، عرضه شده است (۴). این پروتزها، امکان حرکتی را برای توان بخشی فرد آسیب دیده فراهم می‌کند که ابزارهای متداول در توان بخشی مانند صندلی‌های چرخدار یا ارتزها امکان آن را ندارند (۵).

مقدمه

پروتزهای عصبی - ترکیبی ابزارهایی هستند که در توان بخشی افراد دچار آسیب دستگاه عصبی مورد استفاده قرار می‌گیرند. این پروتزها از یک روبات که وظیفه جابه‌جا کردن مفصل‌های فرد آسیب دیده به شکل مکانیکی را دارد و یک تحریک الکتریکی که با ارسال جریان الکتریکی به عضلات آن‌ها را وادار به فعالیت می‌کند، تشکیل شده است (۱). تحریک الکتریکی نقش مهمی در توان بخشی با پروتز عصبی - ترکیبی دارد. در عین حال، ارسال جریان الکتریکی به عضلات با وجود اثر قابل توجه در توان بخشی در مانجو، منجر به ایجاد خستگی عضلانی می‌شود و

۱- دانشجوی دکتری تخصصی، گروه مهندسی برق، دانشکده فنی و مهندسی، واحد مشهد، دانشگاه آزاد اسلامی، مشهد، ایران

۲- دانشیار، گروه مهندسی برق، دانشکده فنی و مهندسی، واحد مشهد، دانشگاه آزاد اسلامی، مشهد، ایران

۳- دانشیار، هسته علمی توان بخشی روباتیک و بیوفیدبک، واحد مشهد، دانشگاه آزاد اسلامی، مشهد، ایران

۴- استاد، گروه مهندسی برق، دانشکده فنی و مهندسی، واحد مشهد، دانشگاه آزاد اسلامی و گروه مهندسی برق، دانشکده فنی و مهندسی، دانشگاه فردوسی مشهد، مشهد، ایران

نویسنده مسؤو: ریحانه کاردهی مقدم؛ دانشیار، گروه مهندسی برق، دانشکده فنی و مهندسی، واحد مشهد، دانشگاه آزاد اسلامی، مشهد، ایران

Email: r_k_moghaddam@mshdiau.ac.ir

وسیله کنترل کننده تعیین و جریان الکتریکی از طریق الکترودها (Electrodes) به عضلات چهار سر ران اعمال می‌شود. زاویه مفصل زانو به وسیله انگتر چرخشی (Rotary encoder) اندازه‌گیری و به شکل یک سیگنال الکتریکی به کامپیوتر کنترل کننده ارسال می‌گردد. آنچه در کنترل سیستم پروتز عصبی- ترکیبی مورد نیاز است، تعیین گشتاور برای جابه‌جا کردن مفصل زانو می‌باشد که این گشتاور به کمک کامپیوتر کنترل کننده محاسبه می‌شود. مقدار گشتاوری که زانو در محیط فیزیکی تولید می‌کند، به وسیله سلول بارگذاری (Load cell) اندازه‌گیری و به صورت یک سیگنال الکتریکی به کامپیوتر ارسال می‌شود.

در مطالعه Bao و همکاران، از یک کنترل کننده مدل پیش‌بین غیر خطی با خطی‌ساز فیدبک برای کنترل تحریک الکتریکی و روبات در کنترل حرکت مفصل زانو استفاده گردید، اما مقادیر خستگی عضلانی گزارش نشد (۱۱). در تحقیق Sa-e و همکاران، یک کنترل کننده مبتنی بر تکرار برای تحریک الکتریکی طراحی گردید، اما روبات و اثر آن در کاهش خستگی در نظر گرفته نشد (۱۲). در پژوهش Kirsch و همکاران، از کنترل کننده مدل پیش‌بین غیر خطی به منظور کنترل تحریک الکتریکی در پروتز ترکیبی زانو استفاده گردید (۱۳). Bao و همکاران در مطالعه دیگری از کنترل کننده پیش‌بین مبتنی بر تیوب با هدف مقاوم کردن پروتز عصبی- ترکیبی زانو استفاده کردند (۱۴).

در رویکردی با توزیع سیگنال کنترل (Control allocation)، پس از تعیین مقدار سیگنال کنترل مدل پیش‌بین، این سیگنال با حل مسأله بهینه‌سازی بین کنترل کننده روبات و کنترل کننده تحریک الکتریکی توزیع شد (۱۵). در برخی تحقیقات پیشین، اگرچه مقادیر خستگی عضلانی گزارش شده، اما روشی جهت کاهش خستگی عضلانی ارائه نشده است (۱۵، ۱۳).

بخش اصلی نوآوری در مقالاتی که مورد بررسی قرار گرفت، به طراحی کنترل کننده اختصاص داشت؛ در حالی که پیچیدگی زیاد طراحی کنترل کننده در مرحله شبیه‌سازی، پیاده‌سازی آن در آزمایش عملی را با چالش مواجه خواهد کرد. از سوی دیگر، محدودیت‌هایی که در حرکت برای درمانجو وجود دارد و همچنین، محدودیت‌های موجود برای محرک‌های روبات و تحریک الکتریکی، پیاده‌سازی عملی برخی کنترل کننده‌ها را دشوار یا غیر ممکن می‌سازد. تاکنون روشی که با زمان‌بندی به کارگیری تحریک الکتریکی و روبات، از افزایش خستگی عضلانی جلوگیری و بر آن غلبه کند، ارائه نشده است. بنابراین، هدف از انجام پژوهش حاضر، ارائه روشی به منظور جلوگیری از افزایش خستگی عضلانی در پروتز عصبی- ترکیبی زانو با استفاده از تعیین زمان‌بندی برای به کارگیری روبات و تحریک الکتریکی به روش سویچینگ زمان مناسب ماندگار (PDT یا Persistent D-well Time) بود.

مواد و روش‌ها

در این مطالعه، تعیین یک زمان‌بندی برای به کارگیری روبات و تحریک الکتریکی بررسی گردید؛ به گونه‌ای که زانو در یک زاویه مشخص تنظیم شود و خستگی عضلانی افزایش نیابد.

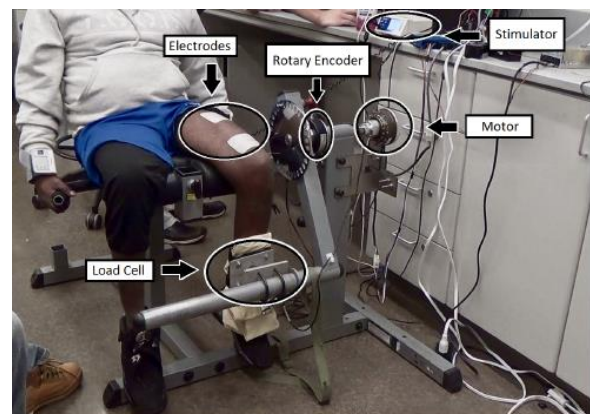
الف. مدل دینامیکی سیستم

برای شبیه‌سازی عملکرد پروتز عصبی- ترکیبی زانو، به یک مدل ریاضی از دینامیک حرکت زانو نیاز است تا با مقاردهای عددی عبارت‌ها و پارامترهای این مدل، عملکرد این پروتز شبیه‌سازی شود. جهت توصیف مدل دینامیک پروتز، از مدل‌های توصیف کننده سیستم‌های روباتیک استفاده می‌شود (۴). یکی

پروتزهای عصبی- ترکیبی امکان توان بخشی افراد آسیب‌دیده را خارج از محیط کلینیکی فراهم می‌کند (۵).

به طور معمول برای توان بخشی فرد آسیب‌دیده در دستگاه عصبی، به حضور بیش از یک درمانگر نیاز است که هماهنگی بین آن‌ها در زمان توان بخشی دشوار می‌باشد و خستگی آن‌ها نیز یک چالش برای توان بخشی فرد آسیب‌دیده محسوب می‌شود. یکی از مزیت‌های قابل توجه استفاده از پروتزهای عصبی- ترکیبی، این است که نیاز به اجرای حرکات توان بخشی تریپست را برطرف می‌کند (۵). در حال حاضر، گسترش و بهبود کاربرد پروتزهای عصبی- ترکیبی و کنترل آن‌ها در زمینه‌های گوناگون مانند کنترل گشتاور یا کنترل پروتز با مدارهای واسط مرتبط با مغز فرد آسیب‌دیده، از موضوعات به‌روز مورد توجه در مراکز تحقیقاتی توان بخشی به شمار می‌رود (۴).

پروتزهای عصبی- ترکیبی انواع گوناگونی دارند که از آن جمله می‌توان به پروتزهای پوشیدنی برای راه رفتن، پروتزهای ترکیبی با ترمیل، پروتزهای ترکیبی زانو و موارد دیگر اشاره نمود (۶). هدف در پروتزهای عصبی- ترکیبی زانو، جابه‌جا کردن زانو در یک مسیر معین و یا قرار دادن آن در یک زاویه مشخص است (شکل ۱) (۷). حرکت مفصل زانو به وسیله پروتز عصبی- ترکیبی با استفاده از گشتاوری که روبات تولید می‌کند و یا گشتاور ارایه شده از شدت جریان تحریک الکتریکی، انجام می‌شود. به منظور تعیین مقدار گشتاور روبات و یا مقدار گشتاور تحریک الکتریکی، به کنترل کننده‌هایی برای روبات و تحریک الکتریکی نیاز است (۸، ۹). به دلیل اهمیت خستگی عضلانی، تعیین روشی برای انتخاب کنترل کننده روبات یا کنترل کننده تحریک الکتریکی و فعال شدن یکی از آن‌ها به گونه‌ای که از افزایش خستگی عضلانی جلوگیری شود، اهمیت فراوانی دارد (۱۰).



شکل ۱. دستگاه پروتز ترکیبی- عصبی و اجزای آن

در واقع، پروتز عصبی- ترکیبی همان مجموعه تحریک (Stimulator) الکتریکی و روبات است که به وسیله یک کامپیوتر کنترل می‌شود. تمامی آنچه در پژوهش حاضر درباره مدل سیستم و کنترل آن به بحث گذاشته می‌شود، مربوط به پروتز است. روبات از موتور (Motor) و کنترل کننده تشکیل شده است. موتور متصل به کامپیوتر، به شکل خودکار و بر اساس مقدار خطای جابه‌جا شدن مفصل زانو (خطا در دنبال کردن مسیر مرجع) به صورت مکانیکی زانو را جابه‌جا می‌کند. مقدار شدت جریان تحریک الکتریکی نیز بر پایه خطای تعقیب مسیر مرجع به

گشتاور کشش مفصل زانو که نتیجه تحریک الکتریکی است با عبارت τ_{ke} توصیف گردید. عبارت گشتاور پسیو، τ_p را می‌توان با استفاده از رابطه ۲ بیان کرد (۱۹).

$$\tau_p = d_1(\phi - \phi_0) + d_2\phi + d_3e^{a_4\phi} - d_5e^{a_6\phi} \quad \text{رابطه ۲}$$

$\phi \in R$ زاویه آناتومیکی مفصل زانو می‌باشد و از رابطه $[\phi = \pi/2 - \theta]$ θ_{eq} به دست آمد. مقادیر پارامترهای $\{1, 2, \dots, 6\}$ $d_i \in R \forall i \in \{1, 2, \dots, 6\}$ بر اساس ویژگی‌های فردی که با پروتز عصبی- ترکیبی تحت درمان قرار دارد، تعیین شد. گشتاور کشش زانو τ_{ke} که از تحریک الکتریکی ناشی می‌شود، با استفاده از رابطه ۳ توصیف شد (۱۳).

$$\tau_{ke} = (c_2\phi^2 + c_1\phi + c_0)(1 + c_3\phi)\alpha_{ke}\mu \quad \text{رابطه ۳}$$

در رابطه ۳، پارامترهای $c_j \in R \forall j \in \{0, \dots, 3\}$ ضرایبی هستند که متناسب با فرد تحت درمان مقداردهی می‌شوند و عبارت α_{ke} مقدار فعالیت عضله و μ میزان خستگی عضلانی را تعیین می‌کند.

مقدار شدت جریان الکتریکی که برای تحریک الکتریکی مورد استفاده قرار می‌گیرد $i(t)$ ، با استفاده از رابطه ۴ محاسبه شد (۱۷). در این رابطه، عبارت u_{ke} که سیگنال کنترل تحریک الکتریکی است، به مقدار شدت جریان تحریک الکتریکی نگاشت شد. I_t مقدار حداقل شدت جریانی است که باعث ایجاد حرکت در مفصل زانو و I_s کمترین مقدار شدت جریانی است که موجب ایجاد حداکثر انقباض عضلانی می‌شود.

$$i(t) = I_t + u_{ke}(I_s - I_t) \quad \text{رابطه ۴}$$

خستگی عضلانی $\mu \in [\mu_{min}, 1]$ که از اعمال جریان الکتریکی توسط تحریک الکتریکی پروتز عصبی- ترکیبی ایجاد می‌شود را می‌توان با استفاده از دینامیک ارایه شده در مطالعه Rieni و همکاران (۲۰) مدل کرد. برای خستگی یک مقدار بین صفر و ۱ در نظر گرفته می‌شود که نرم عددی و فاقد واحد می‌باشد. در صورتی که عضله خسته نباشد، مقدار برابر ۱ و اگر عضله به شکل کامل خسته باشد و عضله نیروی کافی برای جابه‌جا کردن مفصل را نداشته باشد، مقدار برابر صفر خواهد بود (۱۸). به دلیل این که در پروتز عصبی- ترکیبی زانو، جریان تحریک الکتریکی به عضلات چهار سر ران اعمال می‌شود، منظور از خستگی عضلانی در پژوهش حاضر، خستگی در عضلات چهار سر ران بود. عبارت مربوط به دینامیک خستگی عضلانی در رابطه ۵ ارایه شده است. در مطالعه حاضر برای تعیین مقدار خستگی عضلانی، از مدل توصیف شده در رابطه ۵ استفاده شد.

$$\dot{\mu} = \frac{(\mu_{min} - \mu)\alpha_{ke}}{T_f} + \frac{(1 - \mu)(1 - \alpha_{ke})}{T_r} \quad \text{رابطه ۵}$$

$\mu_{min} \in (0, 1)$ حداقل مقداری که ممکن است خستگی عضلانی داشته باشد را بیان می‌کند. T_f ثابت زمانی خستگی عضلانی و T_r ثابت زمانی بازیابی عضلانی را مشخص می‌کند. فعالیت عضله با معادله دیفرانسیل رابطه ۶ مدل شد (۲۱). در این رابطه، $T_a \in R^+$ ثابت زمانی فعالیت عضله بود.

$$T_a \dot{\alpha}_{ke} = -\alpha_{ke} + u_{ke} \quad \text{رابطه ۶}$$

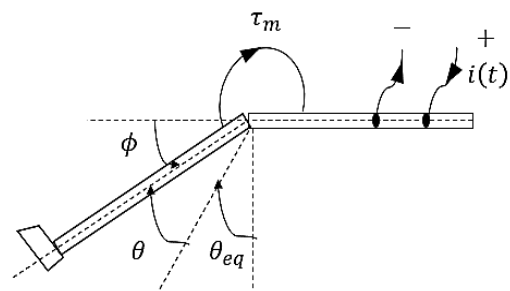
برای استفاده از روش‌های طراحی کنترل‌کننده، لازم است معادله

از متداول‌ترین معادله‌ها برای مدل کردن دینامیک پروتزهای عصبی- ترکیبی معادله Euler-Lagrange است (۱۶، ۴). این معادله، مدلی مبتنی بر گشتاور از سیستم پروتز عصبی- ترکیبی ارایه می‌کند که مطابق آن مقادیر گشتاور، محرک جابه‌جایی مفصل‌ها هستند. به بیان دیگر، مدل Euler-Lagrange بر اساس مقادیر گشتاور سیستم، امکان محاسبه مقادیر زاویه، سرعت زاویه‌ای و شتاب زاویه‌ای را فراهم می‌نماید. کارایی یک مدل بر اساس کارآمدی‌اش در زمینه کاربرد آن مدل تعیین می‌شود و مدل‌های مختلف از یک سیستم می‌توانند در کاربردهای مختلف مزیت‌هایی نسبت به هم داشته باشند. مدل Euler-Lagrange یک توصیف غیر خطی از سیستم دارد. بنابراین، خطاهای تقریب خطی را ندارد. پارامترهای استفاده شده در این مدل برای تنظیم مدل مناسب است و شامل پارامترهای غیر ضروری نمی‌شود. همچنین، روابط سیگنال کنترل و گشتاورها در آن، روابط پیچیده‌ای نیستند (۱۷).

معادله دینامیک Euler-Lagrange برای پروتز عصبی- ترکیبی زانویی که یک درجه آزادی دارد، به صورت رابطه ۱ بیان می‌شود (۱۸).

$$J\ddot{\theta} + G - \tau_p = \tau_{ke} + \tau_m \quad \text{رابطه ۱}$$

در شکل ۲، نمای شماتیکی برای مشخص شدن گشتاورها و زاویه‌ها موجود در رابطه ۱ ارایه شده است.



شکل ۲. نمای شماتیکی از مدل دینامیک پروتز عصبی- ترکیبی

در شکل ۲، θ مکان زاویه‌ای مفصل زانو، Φ زاویه آناتومیکی مفصل زانو، $\tau_m(t)$ گشتاور روبات و $i(t)$ مقدار شدت جریان الکتریکی مورد استفاده برای تحریک الکتریکی می‌باشد.

عبارت‌های $\theta, \theta_{eq} \in R$ مکان زاویه‌ای، سرعت زاویه‌ای و شتاب زاویه‌ای را برای ساق پا تا کف پا مشخص می‌کند. ممان اینرسی با $J \in R$ توصیف می‌شود. گشتاور گرانشی با عبارت $G(\theta)$ که برابر با $G(\theta) = mgl_c \sin(\theta)$ می‌باشد، تعیین گردید. در عبارت $G(\theta)$ ، مقادیر $m, g, l_c \in R^+$ نشان دهنده جرم، شتاب گرانش و فاصله مفصل زانو تا مرکز جرم ساق پا است. مکان زاویه‌ای مفصل زانو، زاویه‌ای است که این مفصل در زمان جابه‌جایی با زاویه θ_{eq} می‌سازد. θ_{eq} نقطه تعادل بخش پایینی پا نسبت به محور عمود می‌باشد (۶). مطابق شکل ۱، نقطه تعادل موقعیتی است که برآیند نیروهای وارد بر قسمت پایینی پا برابر صفر باشد. گشتاور حاصل از روبات با استفاده از عبارت $m(t)\tau$ بیان گردید. عبارت τ_p گشتاور پسیو را توصیف می‌کند که گشتاور ناشی از دینامیک‌های پسیو مانند تاندون‌ها و لیگامان‌ها می‌باشد.

شد. ضرایب k_{PR} ، k_{IR} و k_{DR} ضرایب PID کنترل کننده می‌باشند (۲۳).

$$\tau_m = k_{PR}e + k_{DR}\dot{e} + k_{IR}\int_0^t e d\tau \quad \text{رابطه ۸}$$

برای تعیین مقدار ضرایب کنترل کننده $\bar{k}_R = [k_{PR} \ k_{DR} \ k_{IR}]^T$ از روش کنترل بهینه استفاده شد (۲۴). این ضرایب به گونه‌ای تعیین می‌شود که مطابق رابطه ۹، تابع هزینه $J(e(t))$ را در بازه زمانی $[0, t]$ ثانیه کمینه کند.

$$\bar{k}_R = [k_{PR} \ k_{DR} \ k_{IR}]^T = \arg \min_{k_{PR}, k_{DR}, k_{IR}} \int_0^t e^2 d\tau \quad \text{رابطه ۹}$$

کنترل کننده تحریک الکتریکی با رابطه ۱۰ نمایش داده شد. ضرایب کنترل کننده تحریک الکتریکی $\bar{k}_F = [k_{PF} \ k_{DF} \ k_{IF}]^T$ نیز در بازه $[0, t]$ ثانیه به روش بهینه‌سازی و مطابق رابطه ۱۱ محاسبه می‌شود.

$$u_{ke} = k_{PF}e + k_{DF}\dot{e} + k_{IF}\int_0^t e d\tau \quad \text{رابطه ۱۰}$$

$$\bar{k}_F = [k_{PF} \ k_{DF} \ k_{IF}]^T = \arg \min_{k_{PF}, k_{DF}, k_{IF}} \int_0^t e^2 d\tau \quad \text{رابطه ۱۱}$$

ج. قانون سویچینگ

برای تعیین زمان‌بندی به کارگیری روبات و تحریک الکتریکی در پژوهش حاضر، از روش سویچینگ استفاده شد. سیستم سویچینگ از مجموعه‌ای از کنترل کننده‌ها و سیستم‌هایی که کنترل می‌شوند، تشکیل شده است؛ به گونه‌ای که این مجموعه، خروجی یا خروجی‌های مشترک داشته باشد. به هر کدام از سیستم‌های تشکیل دهنده سیستم سویچینگ یک زیرسیستم گفته می‌شود. در این سیستم‌ها، روش سویچینگ تعیین می‌کند که در هر لحظه از زمان خروجی یا خروجی‌های سیستم از کدام یک از زیرسیستم‌ها به دست آید. شکل ۳ نمودار بلوکی سیستم سویچینگ برای پروتز عصبی- ترکیبی زانو را نمایش می‌دهد. سویچینگ روش‌های گوناگونی دارد. روش استفاده شده در پژوهش حاضر، روش PDT بود. مزیت اصلی زمان‌بندی به کارگیری روبات و تحریک الکتریکی با روش PDT این است که برای غلبه بر خستگی عضلانی، نیاز به حذف تحریک الکتریکی نیست، بلکه با افزایش خستگی از روبات استفاده و عضله ریکاوری می‌گردد و پس از ریکاوری باز هم می‌توان از تحریک الکتریکی استفاده کرد. این روش از مجموعه‌ای از مراحل تشکیل شده است که هر مرحله با عبارت P+i برای i با مقادیر بین صفر تا n مشخص می‌شود.

دینامیک سیستم به معادله حالت با ضابطه کلی $\dot{x} = f(x, u)$ تبدیل شود. می‌توان معادله فضای حالت سیستم پروتز عصبی- ترکیبی را با رابطه ۷ نمایش داد. تبدیل معادله دینامیک پروتز عصبی- ترکیبی به مدل فضای حالت بر اساس روش ارایه شده در مطالعه Popovic و همکاران (۱۹) با روش بهینه‌سازی انجام شد. در مدل ارایه شده برای فضای حالت پروتز عصبی- ترکیبی، متغیرهای فضای حالت شامل $x = [x_1 \ x_2 \ x_3]^T = [\theta \ \dot{\theta} \ \alpha_{ke}]^T$ و ورودی‌های سیستم نیز $u = [u_1 \ u_2]^T = [\tau_m \ u_{ke}]^T$ بود که همان سیگنال‌های کنترل سیستم هستند.

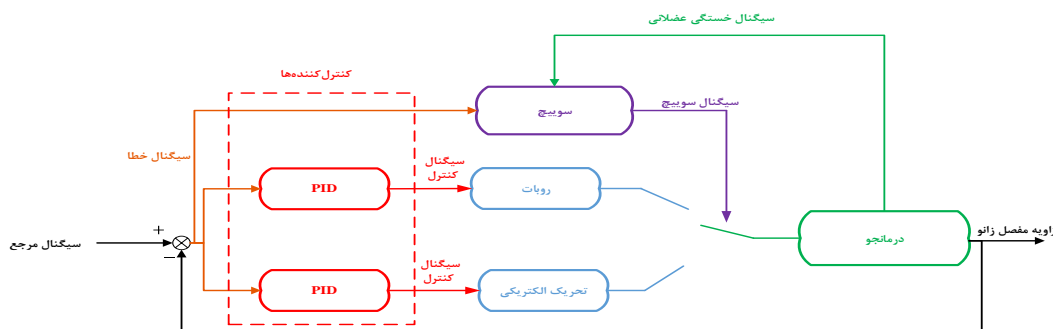
$$\dot{x} = f(x, u) = \begin{bmatrix} x_2 \\ \frac{1}{J}(u_1 + \tau_{ke} - \tau_p - G) \\ \frac{u_2 - x_3}{T_a} \end{bmatrix} \quad \text{رابطه ۷}$$

ب. کنترل کننده‌ها

گشتاور روبات و گشتاور تحریک الکتریکی با استفاده از سیگنال کنترل روبات و سیگنال کنترل تحریک الکتریکی محاسبه می‌شوند و این سیگنال‌ها به وسیله کنترل کننده روبات و کنترل کننده تحریک الکتریکی تولید می‌شوند. در تحقیق حاضر، برای کنترل روبات و کنترل تحریک الکتریکی، از دو کنترل کننده تناسبی- انتگرالی- مشتقی (Proportional-Integral-Derivative یا PID) بهینه استفاده شد (۲۲).

استفاده از کنترل کننده PID از پیچیدگی محاسباتی بیش از اندازه و بی‌مورد در طراحی کنترل کننده‌ها برای روبات و تحریک الکتریکی جلوگیری می‌کند. به دلیل استفاده از سویچینگ، در محاسبه ضرایب کنترل کننده روبات و ضرایب کنترل کننده تحریک الکتریکی، هر کدام از این ضرایب بدون در نظر گرفتن کنترل کننده دیگر و به تنهایی محاسبه گردید.

در پروتزهای عصبی- ترکیبی، سیگنال‌های کنترل با استفاده از کامپیوتر و بر اساس سیگنال خطای جابه‌جایی مفصل زانو محاسبه می‌شوند. سپس سیگنال کنترل روبات به یک بازوی مکانیکی اعمال و مفصل زانو به وسیله این بازو جابه‌جا می‌شود. مقدار سیگنال کنترل تحریک الکتریکی نیز پس از نگاشت به جریان الکتریکی، از طریق الکترودها به عضلات چهار سر ران اعمال و با تحریک آن‌ها موجب جابه‌جا شدن مفصل زانو می‌شود. بنابراین، سویچ تعیین می‌کند که در هر لحظه کدام یک از کنترل کننده‌ها برای جابه‌جا کردن زانو به کار گرفته شود. سیگنال کنترل برای روبات در بازه زمانی $[0, t]$ ثانیه با استفاده از رابطه ۸ تعیین



شکل ۳. نمودار بلوکی سیستم سویچینگ پروتز عصبی- ترکیبی

می‌دهد و اگر در ۱ ثانیه خستگی از ۰/۹۵ کمتر نشود، سویچی رخ نخواهد داد. زمان‌بندی به کارگیری روبات و تحریک الکتریکی را می‌توان با سیگنال سویچ به صورت رابطه ۱۲ بیان کرد. سیگنال سویچ به طور معمول یک عدد طبیعی است که زیرسیستم فعال را مشخص می‌کند (۲۸). در واقع، هر عدد نشان دهنده یک زیرسیستم است. به طور مثال، اگر چهار زیرسیستم وجود داشته باشد، سیگنال سویچ با مقدار ۱ یعنی زیرسیستم اول فعال است و سیگنال سویچ با مقدار ۴ یعنی زیرسیستم چهارم فعال است. این که کدام زیرسیستم معادل چه سیگنال سویچی باشد، بر عهده طراح می‌باشد. از سوی دیگر، آنچه در تعیین سیگنال سویچ اهمیت دارد، شرط سویچینگ است که در پژوهش حاضر، دو شرط مقدار خستگی عضلانی و زمان لحاظ گردید. در رابطه ۱۲، عبارت $\delta_p(t) \in N$ مقدار سیگنال سویچ در هر مرحله p و به ازای هر لحظه t و عبارت μ_{th} نیز مقدار آستانه برای خستگی عضلانی می‌باشد. مقدار سیگنال سویچ برای تحریک الکتریکی برابر ۲ و مقدار آن برای روبات برابر ۱ در نظر گرفته شد.

$$\delta_p(t) = \begin{cases} 2, & t \leq \tau \\ 2, & \mu < \mu_{th} \\ 1, & \mu \geq \mu_{th} \end{cases}, \tau < t \leq T \quad \text{رابطه ۱۲}$$

معادلات فضای حالت سیستم سویچ شده را می‌توان به شکل $\dot{x}_{\delta_p}(t)$ در رابطه ۱۳ بازنویسی کرد. معادله فضای حالت در هر لحظه بر اساس مقدار سیگنال سویچ تعیین شد. زمانی که سیگنال، سویچ کنترل‌کننده روبات را مشخص نماید، دینامیک سیستم با معادله فضای حالت \dot{x}_1 و زمانی که سیگنال، سویچ کنترل‌کننده تحریک الکتریکی را معین کند، معادله سیستم با معادله فضای حالت \dot{x}_2 توصیف می‌شود.

$$\text{رابطه ۱۳}$$

$$\dot{x}_{\delta_p}(t) = \begin{cases} \dot{x}_1 = \begin{bmatrix} x_2 \\ \frac{1}{j}(u_1 + \tau_{ke} - \tau_p - G) \\ \frac{u_2 - x_3}{T_a} \\ x_2 \end{bmatrix}; \delta_p(t) = 1 \\ \dot{x}_2 = \begin{bmatrix} \frac{1}{j}(u_1 + \tau_{ke} - \tau_p - G) \\ \frac{u_2 - x_3}{T_a} \end{bmatrix}; \delta_p(t) = 2 \end{cases}$$

د. شبیه‌سازی

اهمیت شبیه‌سازی برای کنترل‌کننده‌ها در جلوگیری از صرف هزینه و جلوگیری از ایجاد خطرات و خسارات احتمالی در صورت عملکرد نامطلوب یک کنترل‌کننده در تست عملی است (۲۹).

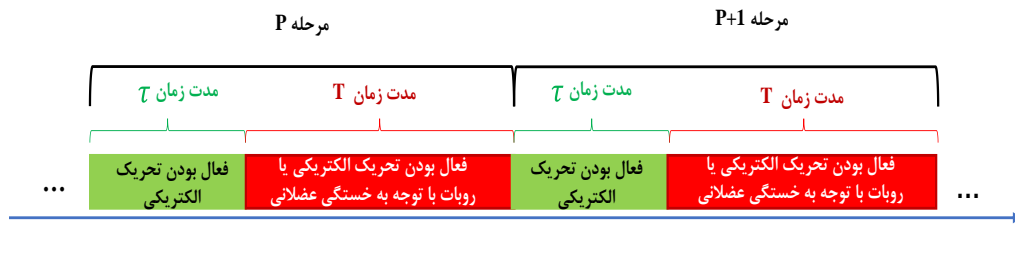
هر مرحله $P+i$ از دو مدت زمان T و T تشکیل شده است. مدت زمان τ ، زمان مناسب ماندگار را مشخص می‌کند و در آن زمان، برای T ثانیه تنها یک زیرسیستم می‌تواند فعال باشد. در مدت زمان T که دوره تناوب زمان ماندگار نامیده می‌شود، هر کدام از زیرسیستم‌ها بسته به شرایط سویچینگ برای یک زمان مشخص می‌توانند فعال باشند؛ به شرطی که مجموع زمان فعال بودن زیرسیستم‌ها از T ثانیه بیشتر نشود.

در مطالعه حاضر، در مدت زمان T تنها تحریک الکتریکی فعال است. در مدت زمان T خستگی عضلانی بررسی می‌شود؛ چنانچه مقدار خستگی عضلانی از یک مقدار معین که مقدار آستانه نامیده می‌شود، بیشتر باشد، تحریک الکتریکی غیر فعال و روبات فعال می‌شود و در غیر این صورت، تحریک الکتریکی فعال باقی می‌ماند. شکل ۴ شمایی از روش PDT برای پروتز عصبی- ترکیبی زانو را نمایش می‌دهد.

برای شبیه‌سازی توان‌بخشی زانو، باید زاویه مفصل زانو در مدل پروتز عصبی- ترکیبی در مدت زمان شبیه‌سازی با یک مقدار معین برابر شود که این مقدار معین، سیگنال مرجع نامیده می‌شود. زاویه مفصل زانو به طور فیزیکی بین صفر تا ۹۰ درجه تغییر می‌کند. بنابراین، مطابق با تحقیقات پیشین (۲۷-۲۵، ۱۸، ۱۴، ۱۳، ۱۱)، در شبیه‌سازی نیز باید زاویه‌ای بین این مقادیر در نظر گرفته شود. در پژوهش حاضر مشابه با مطالعه Nunes و همکاران، یک سیگنال مرجع که برای زمان ۹۵ ثانیه، مقدار ثابت ۶۰ درجه را داشت (۲۶)، در نظر گرفته شد.

در استفاده از پروتزهای عصبی- ترکیبی برای کاربردهای درمانی، جلوگیری از اعمال جابه‌جایی‌های ناگهانی به بدن درمانجو در فرایند درمان و به منظور حفظ سلامتی و جلوگیری از آسیب او حایز اهمیت است. به این دلیل و برای جلوگیری از جابه‌جایی ناگهانی مفصل زانو، در بازه زمانی صفر تا ۵ ثانیه، سیگنال مرجع به تدریج از مقدار صفر درجه افزایش یافت تا به سطح مطلوب ۶۰ درجه برسد. در واقع، با تغییر تدریجی مقدار سیگنال مرجع برای رسیدن به مقدار ثابت، عدم ایجاد تغییر ناگهانی در جابه‌جایی زانو در کاربرد عملی پروتزهای ترکیبی- عصبی در شبیه‌سازی لحاظ گردید.

سویچ در صورت وقوع شرایط سویچینگ شامل خستگی عضلانی و زمان فعال بودن زیرسیستم رخ می‌دهد. بنابراین، فرکانسی برای سویچینگ تعریف نمی‌شود. در پروتز عصبی- ترکیبی، هرگاه شرط سویچ توسط کامپیوتر تشخیص داده شود، سویچینگ رخ خواهد داد؛ به عنوان مثال، در تحقیق حاضر، اگر برای کامپیوتر تعیین شود که هرگاه پارامتر خستگی کمتر از ۰/۹۵ شد (عضله خسته‌تر شد)، تحریک الکتریکی به روبات سویچ انجام شود و اگر در مدت ۱ ثانیه دو بار خستگی کمتر از ۰/۹۵ شود، سویچ با فرکانس ۲ هرترز رخ



شکل ۴. شمایی از روش (PDT) Persistent D-well Time برای پروتز عصبی- ترکیبی زانو

مطابق پژوهش Wang و همکاران، مقادیر زمان مناسب ماندگار و دوره تناوب زمان ماندگار با رعایت دو شرط تعیین می‌شود:

۱- مدت زمان مناسب ماندگار (T) باید از مدت زمان فعال بودن هر زیرسیستم که به آن سویچ انجام شده است، کمتر باشد.

۲- دوره تناوب زمان ماندگار (T) باید از مجموع زمان فعال بودن همه زیرسیستم‌های سویچ شده در مدت زمان T بیشتر باشد.

با رعایت این دو شرط، امکان تعیین مقادیر زمان مناسب ماندگار و دوره تناوب زمان ماندگار به صورت دستی و بدون محدودیت فراهم می‌شود (۳۱). در مطالعه حاضر، هر مرحله ۳۰ ثانیه شامل مدت زمان مناسب ماندگار (T) برابر ۱۰ ثانیه و مدت زمان دوره تناوب زمان ماندگار (T) برابر ۲۰ ثانیه در نظر گرفته شد. نسبت ۲ به ۱ و مقدار ۳۰ ثانیه برای ایجاد امکان بررسی و خطایابی دقیق‌تر و واضح‌تر نتایج شبیه‌سازی انتخاب شد. جهت بررسی نتایج شبیه‌سازی، میزان خطای زاویه مفصل زانو در دنبال کردن زاویه مرجع و نیز مقدار کمی خستگی عضلانی مورد سنجش قرار گرفت.

یافته‌ها

در مدت زمان صفر تا ۵ ثانیه که سیگنال مرجع دارای مقدار گذرا بود، مقدار خطای دنبال کردن سیگنال مرجع از ۰/۴- تا ۱/۵ درجه تغییر کرد. بیشترین مقدار خطا در ۰/۹ ثانیه رخ داد. بعد از ۰/۹ ثانیه، خطای تعقیب بخش گذرای سیگنال مرجع کاهش یافت و به حدود ۰/۵ درجه در ثانیه ۵ شبیه‌سازی رسید. از ثانیه ۵ تا ثانیه ۱۰۰، سیگنال مرجع دارای مقدار ثابت بود. از ثانیه ۵ تا ثانیه ۸، زاویه مفصل زانو به تدریج از سیگنال مرجع بیشتر شد و در حدود ثانیه ۸ این افزایش به حداکثر مقدار خود رسید. در این مدت، مقدار خطا از ۰/۲- به ۰/۵ درجه افزایش یافت. از ثانیه ۸ تا ثانیه ۱۰، شبیه‌سازی مقدار خطا کاهش یافت و به صفر رسید.

در لحظات سویچ از تحریک الکتریکی به روبات یعنی ثانیه‌های ۲۷/۳۳، ۲۹/۷۳، ۵۹/۹۷ و ۸۹/۹۹، مقدار خطا به ۱ درجه افزایش و سپس این مقدار پس از یک ثانیه به ۰/۰۸- درجه کاهش یافت و سپس در مدت ۶ ثانیه به صفر رسید. در زمان سویچ از تحریک الکتریکی به روبات، خطا مقدار کمی افزایش یافت. به عنوان مثال، در ثانیه ۶۰ که سویچ رخ داد، خطا به اندازه ۱/۲ درجه افزایش یافت، اما پس از ۱ ثانیه به ۰/۰۷- درجه و بعد از ۴ ثانیه به صفر کاهش یافت.

در ثانیه‌های ۳۹/۷۲ و ۷۱/۳۷، رفتارهایی نوسانی با حداکثر خطای ۰/۵- درجه و در مدت زمان ۲ ثانیه رخ داد که پس از آن، خطا برابر با صفر شد. این زمان‌ها معادل لحظات رخ دادن سویچ از روبات به تحریک الکتریکی بود. مقدار RMS در زمان شبیه‌سازی، ۰/۷۹ درجه به دست آمد. در شکل ۵ زاویه مفصل زانو به همراه سیگنال مرجع و نمودار خطا نمایش داده شده است.

مقدار خستگی عضلانی μ در شکل ۶ ارایه شده است. خستگی عضلانی در مدت زمان صفر تا ۲۸ ثانیه از ۱ به مقدار ۰/۹۵ کاهش یافت. با رخ دادن سویچ در ۲۸ ثانیه از تحریک الکتریکی به روبات، در مدت زمان ۲۸ تا ۳۰ ثانیه، سرعت خستگی عضلانی و نیز مقدار μ کاهش پیدا کرد. در ثانیه ۳۰ سویچ از روبات به تحریک الکتریکی رخ داد و تا حدود ثانیه ۴۱ مقدار μ به ۰/۹۴ کاهش یافت. در ثانیه ۴۰ سویچ از تحریک الکتریکی به روبات رخ داد و سرعت افزایش خستگی عضلانی کاهش یافت و تا ثانیه ۶۰ مقدار μ به حدود ۰/۹۶ رسید. در ثانیه‌های ۶۰ و ۹۰، سویچ از روبات به تحریک الکتریکی رخ داد و

با استفاده از شبیه‌سازی، امکان شناسایی و برطرف کردن خطاهای احتمالی در محاسبات و روابط ریاضی یک کنترل‌کننده فراهم می‌شود.

برای شبیه‌سازی مدل نیاز است که پارامترهای آن بر اساس نمونه انسانی تخمین زده شود. در مطالعه حاضر، به منظور شبیه‌سازی روش پیشنهادی با هدف جلوگیری از ارجاع به منابع پایه مدل‌سازی، بخش زیادی از فرضیات بر اساس پارامترهای مطالعه Kirsch و همکاران که مربوط به پروتز عصبی-ترکیبی زانو می‌باشد (۲۵)، در نظر گرفته شد. مقادیر پارامترهای مدل در جدول ۱ ارایه شده است.

جدول ۱. مقادیر پارامترهای مدل دینامیک سیستم

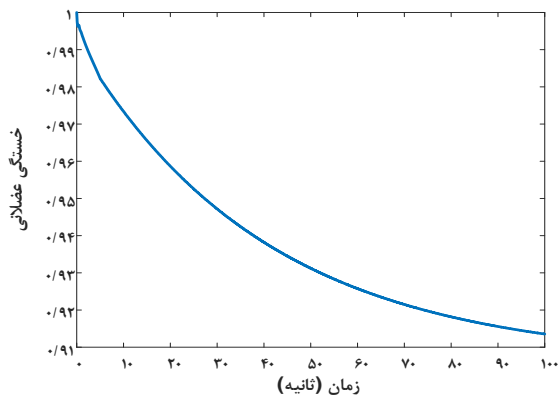
پارامتر در مدل پروتز عصبی-ترکیبی زانو	مقدار
جرم (کیلوگرم)	۴/۶۹
ثابت ممان (کیلوگرم بر متر)	۰/۱۹
فاصله مچ پا تا مرکز جرم زانو (متر)	۰/۳۷
حداقل شدت جریان تحریک (میلی‌آمپر)	۱۸/۱۰
اشباع شدت جریان تحریک (میلی‌آمپر)	۶۰/۰۰
حداقل خستگی عضلانی	261×10^{-19}
ثابت زمانی خستگی عضلانی (ثانیه)	۲۹/۱۷
ثابت زمانی ریکاوری عضلانی (ثانیه)	۴۸/۰۹
ثابت زمانی فعالیت عضلانی (ثانیه)	۰/۲۶
نقطه تعادل مکان زاویه‌ای زانو (رادیان)	۱/۲۰
ثابت شتاب گرانش (متر بر مجذور ثانیه)	۱۰/۰۰

شبیه‌سازی در نرم‌افزار MATLAB نسخه ۲۰۱۹ (Mathlab R2019a,) انجام گردید. فرکانس شبیه‌سازی ۱۰۰ هرتز در نظر گرفته شد. این فرکانس متناسب با فرکانس نمونه‌برداری پروتز عصبی-ترکیبی در کاربرد عملی است (۳۰، ۱۳). نمونه‌برداری حاصل از این فرکانس به اندازه‌ای کند نیست که حجم قابل توجهی از اطلاعات سیستم از دست برود و به مقداری سریع نیست که پیاده‌سازی آزمایشگاهی آن نیازمند فن‌آوری پیچیده‌ای باشد؛ به همین دلیل، فرکانس شبیه‌سازی ۱۰۰ هرتز، مقدار مناسبی برای نمونه‌برداری و شبیه‌سازی با دقت لازم در سنجش عملکرد پروتز ترکیبی-عصبی می‌باشد.

شبیه‌سازی برای مدت زمان ۱۰۰ ثانیه انجام شد (۱۹). در این مدت، انتقال مقدار خروجی سیستم از پاسخ گذرا به پاسخ دایمی و تثبیت خروجی سیستم در پاسخ دایمی قابل مشاهده بود. این مدت زمان شبیه‌سازی، برای بررسی الگوی خستگی عضلانی، رفتار سیستم در شبیه‌سازی و بررسی عملکرد کنترل‌کننده مناسب و کافی بود. ضرایب PID به ترتیب برای کنترل‌کننده تحریک الکتریکی ۱/۸۷، ۰/۶۵ و ۰/۹۲ و برای کنترل‌کننده روبات ۲۳۱/۱۷، ۴۵۴/۳۲ و ۴۵/۳۹ به دست آمد.

مقدار آستانه برای خستگی عضلانی، ۰/۹۵ تعیین گردید. هرچه مقدار خستگی عضلانی به ۱ نزدیک‌تر باشد، یعنی خستگی کمتر است. با انتخاب مقدار آستانه خستگی عضلانی در نزدیکی عدد ۱، می‌توان شرایطی که روش سویچینگ PDT بهترین و حتی مطلوب‌ترین عملکرد را داشته باشد، مورد سنجش قرار داد. مقدار آستانه سویچینگ بالاتر از ۰/۹ در تحقیقات پیشین (۱۶) نیز گزارش شده است.

پایان شبیه‌سازی، مقدار μ به طور تقریبی $0/92$ شد که در مقایسه با بیشترین و کمترین مقدار خستگی عضلانی حاصل از روش پیشنهادی، به ترتیب 20 و 50 درصد افزایش داشت.



شکل ۷. مقدار خستگی عضلانی حاصل از تحریک الکتریکی

بحث

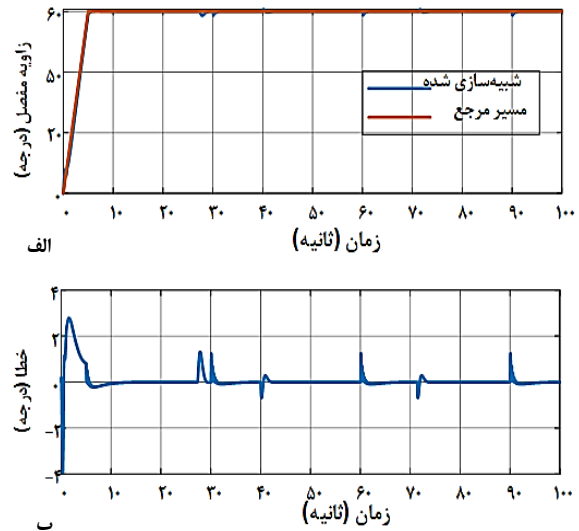
در پژوهش حاضر، کنترل حرکت زانو با استفاده از پروتز عصبی- ترکیبی با رویکرد غلبه بر خستگی عضلانی شبیه‌سازی شد. برای نخستین بار، روش سویچینگ PDT برای به کارگیری روبات و تحریک الکتریکی استفاده و زاویه مفصل زانو در زاویه مرجع تنظیم گردید. در این شبیه‌سازی، خستگی عضلانی در یک محدوده معین تغییر کرد و از افزایش پیوسته آن در مدت توان‌بخشی جلوگیری و به این ترتیب، بر خستگی عضلانی غلبه شد.

وجه تمایز مطالعاتی که از مدل Euler-Lagrange استفاده می‌کنند، در تعیین گشتاورهای سیستم است. این گشتاورها (برای پروتز ترکیبی، گشتاور روبات و گشتاور تحریک الکتریکی) با استفاده از سیگنال‌های کنترل که توسط کامپیوتر محاسبه می‌شوند، به دست می‌آید. موضوع مهم دیگر در این پروتزها، طراحی کنترل‌کننده برای کاهش خستگی عضلانی است. نوآوری تحقیق حاضر در طراحی کنترل‌کننده با روش PDT بود. هدف از طراحی این کنترل‌کننده در درجه اول، حرکت زانو در مسیری که تراپست یا متخصص تعیین کرده است و سپس کنترل خستگی عضلانی به گونه‌ای که این خستگی به تأخیر افتد و مقدار آن کران‌دار شود، بود.

در این شبیه‌سازی، تنظیم زاویه زانو در سیگنال مرجع با موفقیت انجام شد و مقدار خطا برای مفصل زانو در دنبال کردن سیگنال مرجع مقدار قابل قبولی به دست آمد. مقدار μ که به عنوان پارامتر خستگی عضلانی در شبیه‌سازی تعیین شده بود، از مقدار آستانه‌ای که برای آن در نظر گرفته شده بود، کمتر نشد و در مدت شبیه‌سازی در یک کران معین قرار گرفت. بنا بر نتایج به دست آمده، می‌توان نتیجه‌گیری کرد که با استفاده از روش سویچینگ PDT، به کارگیری روبات و تحریک الکتریکی برای پروتز عصبی- ترکیبی زانو به گونه‌ای انجام گرفت که حرکت مفصل زانو به خوبی کنترل و بر خستگی عضلانی غلبه شد.

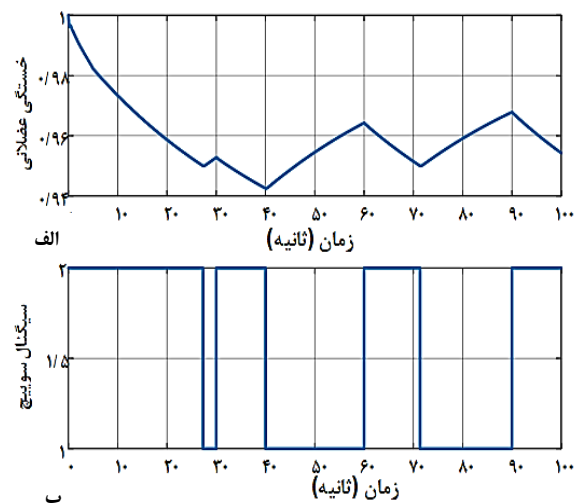
پارامترهای به کار رفته در مدل استفاده شده برای شبیه‌سازی به دو دسته تقسیم می‌شوند؛ دسته اول، پارامترهایی که مانند گرانش دارای مقادیر ثابت هستند و یا مانند وزن درمانجو با توجه به شرایط فیزیکی او، دارای مقدار معین

مقدار خستگی عضلانی به ترتیب تا ثانیه‌های 71 و 100 به مقدار $0/95$ کاهش یافت و از این مقدار کمتر نشد.



شکل ۵. زاویه زانو و سیگنال مرجع (الف) و سیگنال خطا (ب)

همچنین، در حدود ثانیه 70 شبیه‌سازی، سویچ از تحریک الکتریکی به روبات اتفاق افتاد و از این زمان تا ثانیه 90 با کاهش سرعت خستگی عضلانی، مقدار μ به $0/97$ افزایش پیدا کرد. نمودار سیگنال سویچ در شکل 6 آمده است.



شکل ۶. مقدار خستگی عضلانی (الف) و سیگنال سویچ (ب)

برای بررسی عملکرد روش پیشنهادی، مقدار خستگی عضلانی با وضعیتی که تنها از تحریک الکتریکی استفاده شده بود، مقایسه گردید. شکل 7 مقدار خستگی عضلانی را برای حالتی که تنها از تحریک الکتریکی استفاده شده است، نمایش می‌دهد. مقدار خستگی عضلانی به شکل پیوسته افزایش یافت و در

روبات و تحریک الکتریکی در نظر گرفته نشد و از روش مبتنی بر سینرژی جهت کاهش اثر خستگی عضلانی استفاده شد (۳۰). در این روش نیز محاسبه سیگنال کنترل با استفاده از مقدار خستگی عضلانی صورت گرفت و از این نظر، رویکرد Alibeji و همکاران (۳۰) با مطالعه حاضر که از مقدار خستگی عضلانی برای تعیین سیگنال سویچ استفاده نمود، مشابهت دارد. با این وجود، برای تعیین مقادیر سینرژی عضلانی در رویکرد مبتنی بر سینرژی، به محاسبات بهینه‌سازی برخط (Online optimization) و محاسبه تحلیل مؤلفه‌های اصلی (Principle Component Analysis یا PCA) نیاز است (۳۰) و این محاسبات به دلیل پیچیدگی و زمان‌بر بودن، پیاده‌سازی این روش را محدود می‌کند.

در تحقیق Sheng و همکاران، یک روش مبتنی بر سویچینگ برای کنترل پروتز ترکیبی ارائه گردید، اما برای طراحی کنترل‌کننده‌ها پیش‌فرض‌هایی جهت حوزه جذب (Attraction Region) سیستم در نظر گرفته شد که یک محدودیت در کنترل سیستم به شمار می‌رود (۱۵). با وجود کنترل مقدار خستگی عضلانی در نتایج شبیه‌سازی Sheng و همکاران، محدودیت مقادیر ضرایب کنترل‌کننده، استفاده از روش پیشنهادی آن‌ها را با چالش مواجه می‌کند (۱۵). در پژوهش شبیه‌سازی Molazadeh و همکاران، از یک کنترل‌کننده سویچینگ سطح لغزشی فوق پیچشی (Super Twisted Sliding Mode) برای پروتز عصبی- ترکیبی استفاده شد (۳۴). در مطالعه دیگر Molazadeh و همکاران، یک کنترل‌کننده سویچینگ یادگیری مبتنی بر تکرار مقاوم برای پروتز ترکیبی ارائه شد (۳۵). در تحقیقات Shang و همکاران (۱۶)، Molazadeh و همکاران (۳۴) و Molazadeh و همکاران (۳۵) مانند پژوهش Kirsch و همکاران (۱۳)، مقدار آستانه خستگی برای سویچ برابر با $0/5$ در نظر گرفته شد، اما در زمانی کمتر از ثانیه ۱۰، شبیه‌سازی مقدار خستگی عضلانی به مقدار آستانه رسید و سویچ از تحریک الکتریکی به روبات رخ داد. در مطالعه حاضر با روش سویچینگ PDT، اولین سویچ برای مقدار آستانه خستگی $0/95$ ، بعد از ثانیه ۲۷ رخ داد و به عبارت دیگر، وقوع خستگی عضلانی به تأخیر افتاد.

به نظر می‌رسد روش سویچینگ PDT برای کنترل‌کننده‌های پروتز عصبی- ترکیبی بدون نیاز به پیش‌فرض‌های محدودکننده در طراحی کنترل‌کننده و بدون پیچیدگی محاسباتی در محاسبات مورد نیاز برای کنترل سیستم، امکان سویچ بین کنترل‌کننده روبات و تحریک الکتریکی را فراهم می‌کند؛ به طوری که خستگی عضلانی در مدت شبیه‌سازی از یک مقدار معین بیشتر نشود و وقوع خستگی عضلانی به تأخیر انداخته شود.

محدودیت‌ها

به دلیل وجود دینامیک‌های مدل نشده و اغتشاش (Disturbance)، هر مدل ریاضی اسکلتی- عضلانی با هر میزان دقت، در پیاده‌سازی عملی دچار خطا در نتایج می‌گردد که به عنوان عدم تطابق (Model mismatch) بین مدل شبیه‌سازی و نتایج آزمایشگاهی شناخته می‌شود و یکی از محدودیت‌های رایج و مورد انتظار در پیاده‌سازی عملی شبیه‌سازی یک روش کنترلی است (۳۶). برای توان‌بخشی زانو با پروتز عصبی- ترکیبی در محیط آزمایشگاهی، اعمال مقادیر عددی سیگنال‌های کنترل که در شبیه‌سازی به دست آمده‌اند، با خطا در کنترل حرکت زانو همراه خواهد بود و نظارت یک متخصص در زمان انجام توان‌بخشی ضروری است. اگرچه در شبیه‌سازی مورد بررسی در مطالعه حاضر، خستگی

می‌باشد. دسته دیگر پارامترهایی که متناسب با وضعیت فیزیکی درمانجو نیاز به تعیین آن‌ها می‌باشد که از آن جمله می‌توان به ثابت ممان، ثابت خستگی عضلانی و ثابت فعالیت عضلانی اشاره کرد. برای تعیین این پارامترها، از روش تخمین استفاده می‌شود. در پژوهش Kirsch و همکاران، با توجه به وضعیت فیزیکی و ویژگی‌های ظاهری درمانجو، تخمین پارامترهای مدل پروتز عصبی- ترکیبی بر اساس مقادیر عددی به دست آمده از شخص مورد آزمون (مانند وزن، ثابت زمان ریکواری و ثابت زمان خستگی عضلانی) صورت گرفت (۲۵). در مطالعه حاضر نیز از همین مقادیر برای شبیه‌سازی بهره گرفته شد.

تفاوت روش بررسی حاضر با تحقیق Kirsch و همکاران (۲۵)، در طراحی کنترل‌کننده‌ها و نحوه توزیع سیگنال کنترل بین تحریک الکتریکی و روبات بود. در واقع، Kirsch و همکاران از کنترل‌کننده مدل پیش‌بین برای محاسبه سیگنال کنترل استفاده کردند و این سیگنال کنترل، بین کنترل‌کننده روبات و تحریک الکتریکی توزیع شد (۲۵). اما در پژوهش حاضر، معادله حالت سیستم به فرم یک سیستم سویچ شده بازنویسی و کنترل‌کننده‌ها از نوع PID بهینه طراحی گردید. در روش سویچینگ PDT و با توجه به خستگی عضلانی، مقدار سیگنال سویچ برای انتخاب کنترل‌کننده روبات یا تحریک الکتریکی در هر لحظه از زمان محاسبه شد.

الف. دنبال کردن مسیر مرجع

بر خلاف مطالعه حاضر که تعقیب سیگنال مرجع انجام شد و موفقیت‌آمیز بود، در روش ارائه شده برای استفاده از تحریک الکتریکی و روبات در کنترل پروتز عصبی- ترکیبی زانو در تحقیق Kirsch و همکاران، مفصل زانو موفق به تعقیب سیگنال مرجع نشد (۱۳). همچنین، در پژوهش Bao و همکاران نیز برای کنترل پروتز عصبی- ترکیبی، سیگنال مرجع دنبال نشد (۱۵). در مطالعه شبیه‌سازی Kirsch و همکاران که روشی مبتنی بر سویچینگ برای پروتز ترکیبی زانو بود، حداکثر خطای تعقیب حدود ۴۰ درجه گزارش شد که مقدار بالایی می‌باشد (۳۲)؛ در حالی که در تحقیق حاضر حداکثر مقدار خطا $2/5$ درجه به دست آمد. پژوهش Nunes و همکاران یک مطالعه شبیه‌سازی مبتنی بر مدل فازی بود که در آن، مفصل زانو موفق به تعقیب مقدار گذرای سیگنال نشد و با خطای RMS، $3/75$ درجه مسیر مرجع تعقیب شد (۲۶)؛ در حالی که مقدار خطای RMS در بررسی حاضر، $0/79$ درجه به دست آمد که بهبود قابل توجهی نسبت به نتایج تحقیق Nunes و همکاران (۲۶) نشان داد.

مقدار سیگنال خطا در دنبال کردن مسیر مرجع، معیار اولیه سنجش عملکرد کنترل‌کننده است و بر اساس آن می‌توان درباره امکان آزمون کنترل‌کننده در محیط فیزیکی حکم کرد. پس از به دست آوردن نتیجه قابل قبول در مقدار سیگنال خطای تعقیب، می‌توان دیگر نتایج عملکردی کنترل‌کننده را مورد بررسی قرار داد. با مقایسه سیگنال خطا حاصل از روش پیشنهادی با پژوهش‌های مورد بررسی، می‌توان نتیجه گرفت که روش پیشنهادی عملکرد قابل قبولی در تعقیب سیگنال مرجع داشته است و امکان پیاده‌سازی در محیط آزمایشگاهی را دارد.

ب. خستگی عضلانی

در مطالعه Molazadeh و همکاران، از روش سویچینگ برای کنترل پروتز استفاده شد (۳۳). در تحقیق Bao و همکاران نیز از روش سویچینگ برای کنترل‌کننده‌های مبتنی بر هوش مصنوعی استفاده گردید (۲۷)، اما در پژوهش‌های مذکور (۲۷، ۳۳)، نتیجه روش سویچینگ پیشنهادی بر خستگی عضلانی بررسی نشد. برای کاهش خستگی عضلانی در مطالعه Alibeji و همکاران، سویچ بین

تشکر و قدردانی

پژوهش حاضر برگرفته از پایان‌نامه مقطع دکتری تخصصی مهندسی برق (گرایش کنترل) به شماره ۱۱۱۴۰۱۵۱۹۸۱۰۰۱، مصوب دانشگاه آزاد اسلامی واحد مشهد می‌باشد. بدین وسیله نویسندگان از هسته علمی توان‌بخشی و بیوفیدیک دانشگاه آزاد اسلامی واحد مشهد که در انجام این مطالعه همکاری نمودند، تشکر و قدردانی به عمل می‌آورند.

نقش نویسندگان

طراحی پژوهش و ایده‌پردازی: شاذان قاجاری، حمیدرضا کبروی
 تأمین منابع مالی پژوهش: شاذان قاجاری
 حمایت علمی و اجرایی از پژوهش: ریحانه کاردهی مقدم، ناصر پریز
 جمع‌آوری داده‌ها: شاذان قاجاری
 تحلیل و بررسی نتایج: شاذان قاجاری
 تحلیل آماری: شاذان قاجاری
 آماده‌سازی متن پژوهش: شاذان قاجاری، ریحانه کاردهی مقدم، حمیدرضا کبروی و ناصر پریز
 بررسی علمی متن پژوهش: شاذان قاجاری، ریحانه کاردهی مقدم، حمیدرضا کبروی و ناصر پریز
 تأیید نهایی متن پژوهش و ارسال به سایت مجله: شاذان قاجاری، ریحانه کاردهی مقدم، حمیدرضا کبروی و ناصر پریز
 نظارت بر یکپارچگی فرایند پژوهش از آغاز تا انتشار و پاسخ به نظرات داوران: شاذان قاجاری، ریحانه کاردهی مقدم، حمیدرضا کبروی و ناصر پریز

منابع مالی

پژوهش حاضر بر اساس شبیه‌سازی‌های انجام شده برای بخشی از پایان‌نامه مقطع دکتری تخصصی مهندسی برق (گرایش کنترل) تهیه شده است. دانشگاه در تأمین منابع مالی، جمع‌آوری داده‌ها، تحلیل و گزارش، آماده‌سازی دست‌نوشته و تصویب نهایی پژوهش برای انتشار دخالت نداشته است.

تعارض منافع

نویسندگان تعارض منافع نداشتند. پژوهش حاضر توسط شاذان قاجاری و با راهنمایی استادان گروه برق و گروه مهندسی پزشکی دانشکده فنی و مهندسی دانشگاه آزاد اسلامی واحد مشهد، ریحانه کاردهی مقدم و حمیدرضا کبروی و با مشاوره استاد گروه برق دانشکده مهندسی دانشگاه فردوسی مشهد، ناصر پریز انجام گرفت. شاذان قاجاری از سال ۱۳۹۵ در دانشکده فنی و مهندسی دانشگاه آزاد اسلامی واحد مشهد مشغول به تحصیل در مقطع دکتری تخصصی می‌باشد.

عضلانی مدل شد، اما در محیط آزمایشگاهی و برای یک نمونه انسانی، عوامل متعددی می‌توانند بر خستگی عضلانی تأثیرگذار باشند که برخی حتی به طور جداگانه، مختص هر درمان‌جو و شرایط فیزیکی او می‌باشد. از جمله عوامل تأثیرگذار بر خستگی عضلانی می‌توان به عوامل روانی اشاره نمود که به شکل کمی قابل اندازه‌گیری نیست. وجود این عوامل نیز محدودیت‌هایی را در پیاده‌سازی عملی روش پیشنهادی ایجاد می‌کند.

این پروتز قابلیت استفاده در زمان راه رفتن کاربر را ندارد و در شبیه‌سازی آن در رفرنس‌ها، از سیگنال مرجع ثابت استفاده شده است، اما امکان استفاده از سیگنال مطلوب متغیر با زمان در شبیه‌سازی وجود دارد. به عنوان مثال، کافی است به جای مقدار ۶۰ درجه برای سیگنال مطلوب، از یک تابع متغیر با زمان مانند تابع سینوس یا تابع 2t استفاده شود؛ چنانچه در تحقیق حاضر نیز از لحظه صفر تا ثانیه ۱۰، سیگنال مرجع متغیر با زمان است و با رابطه $I(t) = 6t$ تغییر می‌کند (در این معادله، t زمان است).

پیشنهادها

برای پژوهش‌های آینده، پیاده‌سازی روش پیشنهادی بر روی پروتز عصبی-ترکیبی در محیط آزمایشگاهی مورد نظر است. همچنین، در روش پیشنهاد شده اثر اغتشاش و دینامیک‌های مدل نشده در نظر گرفته نشد. بنابراین، طراحی کنترل‌کننده با در نظر گرفتن اغتشاش و دینامیک‌های مدل نشده، پیشنهاد دیگری برای مطالعات آتی است. استفاده از روش‌های بدون مدل و آنالین به منظور پیاده‌سازی روش پیشنهادی در تحقیق حاضر، از جمله زمینه‌های مربوط به کارهای آینده می‌باشد. با توجه به محدودیت‌های پیاده‌سازی عملی، برای اجرای روش ارائه شده در پژوهش حاضر، علاوه بر رعایت پروتکل‌های درمانی، نظارت یک متخصص یا درمانگر ضروری به نظر می‌رسد.

نتیجه‌گیری

روش سویچینگ PDT می‌تواند به عنوان راه‌حلی برای چالش چگونگی به کارگیری تحریک الکتریکی و روبات در پروتز عصبی-ترکیبی با هدف جلوگیری از افزایش خستگی عضلانی ناشی از تحریک الکتریکی در نظر گرفته شود. این روش می‌تواند بدون نیاز به ساختارهای پیچیده کنترلی، وقوع خستگی عضلانی را به تأخیر اندازد. نتایج شبیه‌سازی در میزان خطای جابه‌جایی مفصل زانو و کنترل مقدار خستگی عضلانی بدون نیاز به پیش‌فرض‌های پیچیده و محدودیت‌های محاسباتی برای کنترل‌کننده‌ها، بیان‌کننده کارایی این روش در عملکرد کنترلی و نیز تأییدی برای امکان به کارگیری روش پیشنهادی مطالعه حاضر بر روی نمونه انسانی است.

References

1. Anaya F, Thangavel P, Yu H. Hybrid FES robotic gait rehabilitation technologies: A review on mechanical design, actuation, and control strategies. *Int J Intell Robot Appl* 2018; 2(1): 1-28.
2. Jun D, Wexler AS, Binder-Macleod SA. A predictive fatigue model. II. Predicting the effect of resting times on fatigue. *IEEE Trans Neural Syst Rehabil Eng* 2002; 10(1): 59-67.
3. Popović DB. Hybrid FES-robot devices for training of activities of daily living. In: Colombo R, Sanguineti V, editors. *Rehabilitation robotics*. 1st ed. Massachusetts, MA: Academic Press; 2018. p. 277-87.

4. Baud R, Manzoori AR, Ijspeert A, Bouri M. Review of control strategies for lower-limb exoskeletons to assist gait. *J Neuroeng Rehabil* 2021; 18(1): 119.
5. Dodson A. A novel user-controlled assisted standing control system for a hybrid neuroprosthesis [MSc Thesis]. Pittsburgh PA: University of Pittsburgh; 2018.
6. Voloshina AS, Collins SH. Lower limb active prosthetic system overview. In: Rosen J, Ferguson PW, editors. *Wearable robotics*. London, UK: Academic Press; 2020. p. 469-86.
7. Kirsch NA, Bao X, Alibeji NA, Dicianno BE, Sharma N. Model-based dynamic control allocation in a hybrid neuroprosthesis. *IEEE Trans Neural Syst Rehabil Eng* 2018; 26(1): 224-32.
8. Zhang D, Ren Y, Gui K, Jia J, Xu W. Cooperative control for a hybrid rehabilitation system combining functional electrical stimulation and robotic exoskeleton. *Front Neurosci* 2017; 11: 725.
9. Tu X, Li J, Li J, Su C, Zhang S, Li H, et al. Model-based hybrid cooperative control of hip-knee exoskeleton and fes induced ankle muscles for gait rehabilitation. *Int J Patt Recogn Artif Intell* 2017; 31(09): 1759019.
10. Gil-Castillo J, Alnajjar F, Koutsou A, Torricelli D, Moreno JC. Advances in neuroprosthetic management of foot drop: A review. *J Neuroeng Rehabil* 2020; 17(1): 46.
11. Bao X, Kirsch N, Dodson A, Sharma N. Model predictive control of a feedback-linearized hybrid neuroprosthetic system with a barrier penalty. *J Comput Nonlinear Dyn* 2019; 14(10): 101009-1010097.
12. Sa-e S, Freeman CT, Yang K. Iterative learning control of functional electrical stimulation in the presence of voluntary user effort. *Control Eng Pract* 2020; 96: 104303.
13. Kirsch N, Alibeji N, Sharma N. Nonlinear model predictive control of functional electrical stimulation. *Control Eng Pract* 2017; 58: 319-31.
14. Bao X, Sheng Z, Dicianno BE, Sharma N. A tube-based model predictive control method to regulate a knee joint with functional electrical stimulation and electric motor assist. *IEEE Trans Control Syst Technol* 2021; 29(5): 2180-91.
15. Bao X, Molazadeh V, Dodson A, Dicianno BE, Sharma N. Using person-specific muscle fatigue characteristics to optimally allocate control in a hybrid exoskeleton - preliminary results. *IEEE Trans Med Robot Bionics* 2020; 2(2): 226-35.
16. Sheng Z, Sun Z, Molazadeh V, Sharma N. Switched control of an N-degree-of-freedom input delayed wearable robotic system. *Automatica* 2021; 125: 109455.
17. Kirsch NA, Alibeji NA, Sharma N. Model predictive control-based dynamic control allocation in a hybrid neuroprosthesis. *Proceedings of the ASME 2014 Dynamic Systems and Control Conference*; 2014 Oct 22-24; San Antonio, TX, USA.
18. Schauer T, Neg+Ñrd NO, Previdi F, Hunt KJ, Fraser MH, Ferchland E, et al. Online identification and nonlinear control of the electrically stimulated quadriceps muscle. *Control Eng Pract* 2005; 13(9): 1207-19.
19. Popovic D, Stein RB, Oguztoreli N, Lebedowska M, Jonic S. Optimal control of walking with functional electrical stimulation: A computer simulation study. *IEEE Trans Rehabil Eng* 1999; 7(1): 69-79.
20. Riener R, Quintern J, Schmidt G. Biomechanical model of the human knee evaluated by neuromuscular stimulation. *J Biomech* 1996; 29(9): 1157-67.
21. Veltink PH, Chizeck HJ, Crago PE, el-Bialy A. Nonlinear joint angle control for artificially stimulated muscle. *IEEE Trans Biomed Eng* 1992; 39(4): 368-80.
22. Behn C, Siedler K. Adaptive PID-tracking control of muscle-like actuated compliant robotic systems with input constraints. *Applied Mathematical Modelling* 2019; 67: 9-21.
23. Dorf RC, Bishop RH. *Modern control systems*. 12th ed. Upper Saddle River, NJ: Pearson; 2010. p. 18-21
24. Makowski NS, Fitzpatrick MN, Triolo RJ, Reyes RD, Quinn RD, Audu M. Biologically inspired optimal terminal iterative learning control for the swing phase of gait in a hybrid neuroprosthesis: A modeling study. *Bioengineering (Basel)* 2022; 9(2): 71.
25. Kirsch NA, Bao X, Alibeji NA, Dicianno BE, Sharma N. Model-based dynamic control allocation in a hybrid neuroprosthesis. *IEEE Trans Neural Syst Rehabil Eng* 2018; 26(1): 224-32.
26. Nunes WRBM, Alves UNLT, Sanches MAA, Teixeira MCM, de Carvalho AA. Electrically stimulated lower limb using a Takagi-Sugeno fuzzy model and robust switched controller subject to actuator saturation and fault under nonideal conditions. *Int J Fuzzy Syst* 2022; 24(1): 57-72.
27. Bao X, Mao ZH, Munro P, Sun Z, Sharma N. Sub-optimally solving actuator redundancy in a hybrid neuroprosthetic system with a multi-layer neural network structure. *Int J Intell Robot Appl* 2019; 3(3): 298-313.
28. Liberzon D. *Switching in systems and control*. Boston, MA: Birkhauser; 2003. p. 6-7.

29. Khamar M, Edrisi M, Forghany S. Online usage of biomechanical and simulation software in analysis of rehabilitation robots performances by applying simulation technique. *J Res Rehabil Sci* 2019; 15(2): 72-8. [In Persian].
30. Alibeji NA, Molazadeh V, Dicianno BE, Sharma N. A control scheme that uses dynamic postural synergies to coordinate a hybrid walking neuroprosthesis: Theory and experiments. *Front Neurosci* 2018; 12: 159.
31. Wang H, Chen X, Wang J. H^∞ sliding mode control for PDT-switched nonlinear systems under the dynamic event-triggered mechanism. *Appl Math Comput* 2022; 412: 126474.
32. Kirsch N, Alibeji N, Dicianno BE, Sharma N. Switching control of functional electrical stimulation and motor assist for muscle fatigue compensation. *Proceedings of the 2016 American Control Conference (ACC)*; 2016 July 6-8; Boston, MA, USA. p. 4865-70.
33. Molazadeh V, Zhang Q, Bao X, Sharma N. An iterative learning controller for a switched cooperative allocation strategy during sit-to-stand tasks with a hybrid exoskeleton. *IEEE Trans Control Syst Technol* 2022; 30(3): 1021-36.
34. Molazadeh V, Sheng Z, Sharma N. A within-stride switching controller for walking with virtual constraints: Application to a hybrid neuroprosthesis. *Proceedings of the 2018 Annual American Control Conference (ACC)*; 2018 June 27-29; Milwaukee, WI, USA. p. 5286-91.
35. Molazadeh V, Sheng Z, Bao X, Sharma N. A robust iterative learning switching controller for following virtual constraints: Application to a hybrid neuroprosthesis. *IFAC-PapersOnLine* 2019; 51(34): 28-33.
36. Rakhtala SM. Adaptive gain super twisting algorithm to control a knee exoskeleton disturbed by unknown bounds. *Int J Dyn Control* 2021; 9(2): 711-26.

Knee Joint Movement Control Using Hybrid Neuro-prosthesis Based on Persistent D-well Time Allocation Strategy with Muscle Fatigue Overcoming: Simulation Approach

Shazan Ghajari¹, Reihaneh Kardehi-Moghaddam², Hamid Reza Kobravi³, Naser Pariz⁴

Original Article

Abstract

Introduction: Hybrid neuro-prostheses are used in rehabilitation of individuals with spinal cord injuries. These hybrid neuro-prostheses consist of a robot that moves the knee joint mechanically and a functional electrical stimulation (FES) part that moves the knee joint by electric current stimulation. The main challenge in the use of hybrid neuro-prostheses is muscle fatigue due to electrical stimulation. This study endeavored to reduce muscle fatigue through timing between robot and FES using Persistent D-well Time

Materials and Methods: A mathematical equation was used to model the knee movement in a hybrid neuro-prostheses. A differential equation was used to describe muscle fatigue. The simulation time was determined one hundred seconds and the goal of simulation was considered to regulate knee joint in angle of sixty degrees. Simulation time was divided into stages and a time interval was set for each stage. At each stage, FES was active for a certain time duration. After this duration until the end of the time frame of the stage, switch occurred between the FES and the robot, based on the muscle fatigue value.

Results: At the end of the simulation, the knee was regulated with a root mean square error of 0.79 degree at the reference angle. Using robots in the timing method reduced muscle fatigue and the muscle fatigue value was limited in a bounded range between 0.94 and 0.97.

Conclusion: The timing method simulated in this study can be effective for control of knee movement. Based on the results, it is expected that this method can be used in the control of hybrid neuro-prosthesis in practice during which the exercises prescribed by the therapist are rehearsed and the muscle fatigue increment need to be avoided in the client simultaneously.

Keywords: Hybrid neuro-prosthesis; Functional electrical stimulation; Muscle fatigue

Citation: Ghajari S, Kardehi-Moghaddam R, Kobravi HR, Pariz N. **Knee Joint Movement Control Using Hybrid Neuro-prosthesis Based on Persistent D-well Time Allocation Strategy with Muscle Fatigue Overcoming: Simulation Approach.** J Res Rehabil Sci 2021; 18: 12-23.

Received date: 25.01.2022

Accept date: 30.03.2022

Published: 04.04.2022

1- PhD Candidate, Department of Electrical Engineering, Mashhad Branch, Islamic Azad University, Mashhad, Iran

2- Associate Professor, Department of Electrical Engineering, Mashhad Branch, Islamic Azad University, Mashhad, Iran

3- Associate Professor, Scientific Core of Robotic Rehabilitation and Biofeedback, Mashhad Branch, Islamic Azad University, Mashhad, Iran

4- Professor, Department of Electrical Engineering, Mashhad Branch, Islamic Azad University AND Department of Electrical Engineering, Faculty of Engineering, Ferdowsi University of Mashhad, Mashhad, Iran

Corresponding Author: Reihaneh Kardehi Moghaddam; Associate Professor, Department of Electrical Engineering, Mashhad Branch, Islamic Azad University, Mashhad, Iran; Email: r_k_moghaddam@mshdiau.ac.ir