

کنترل سرعت رکابزنی در یک بیمار مجازی به روش کنترل لغزشی مرتبه بالا با استفاده از تحریک الکتریکی عملکردی

آیدین فرهود و عباس عرفانیان امیدوار*
گروه مهندسی پزشکی، دانشکده برق، دانشگاه علم و صنعت ایران
erfanian@iust.ac.ir

چکیده - هدف از این تحقیق، استفاده از یک کنترل کننده لغزشی مرتبه دوم جهت کنترل سرعت رکابزنی در افراد ضایعه نخاعی به کمک تحریک الکتریکی عملکردی (FES) می باشد. کنترل کننده شدت تحریک الکتریکی اعمال شده به عضلات چهارسر و زیر ران را به گونه ای تنظیم می کند تا سرعت رکابزنی تغییرات یک الگوی مرجع از پیش تعریف شده را دنبال کند. از مشکلات مهم کنترل سیستم های عصبی-عضلانی، خاصیت غیرخطی و متغیرپذیر بودن با زمان، بروز پدیده خستگی و وجود اغتشاشات داخلی و خارجی می باشد. یکی از روش های مطرح برای مقابله با عدم قطعیت ها در چنین سیستم هایی، روش کنترل مقاوم لغزشی است. اما نیاز به دانستن مدل و وجود ناپیوستگی در خروجی کنترل کننده از مشکلات این روش است. برای رفع این مشکل، در این مقاله برای اولین بار از روش کنترل لغزشی مرتبه بالا برای کنترل سیستم اسکلتی-عضلانی استفاده شده است. این روش نیازی به دانستن مدل از سیستم ندارد و بر اساس اطلاعات مختصری از سیستم عصبی-عضلانی قابل طراحی است. روش مذکور بر روی یک بیمار مجازی اعمال شده است. در ساختار بیمار مجازی جزئیات دقیق به گونه ای لحاظ شده اند تا عملکرد آن هرچه بیشتر به واقعیت نزدیک باشد. در این تحقیق، عملکرد کنترل کننده در مقابل بار اغتشاشی، تغییرات در پارامترهای بیمار مجازی و اثر خستگی بررسی شده اند. نتایج نشان می دهد که کنترل کننده بخوبی قادر به کنترل سرعت رکابزنی در بیمار مجازی بوده است.

کلید واژه- تحریک الکتریکی عملکردی، رکابزنی، ضایعه نخاعی، کنترل لغزشی مرتبه بالا.

۱- مقدمه

مفصل و همینطور بهبود در سیستم قلبی-ریوی مورد بررسی قرار گرفته است. در مطالعات دیگری افزایش در میزان مصرف اکسیژن و همینطور افزایش چشمگیر چگالی استخوان در طی یکسال رکابزنی به کمک FES گزارش شده است [۳ و ۴]. در طول بیست سال گذشته، امکان استفاده آسان و ایمن از سیستم رکابزنی به کمک FES، این وسیله را یکی از ابزارهای موثر در توانبخشی افراد ضایعه نخاعی نموده است.

به منظور ارزیابی تاثیرات رکابزنی به کمک FES بر افراد ضایعه نخاعی لازم است تا پارامترهایی همچون سرعت، توان و یا پارامترهای خروجی دیگری در مدت زمان معینی کنترل شوند. بنابراین استفاده از کنترل حلقه بسته جایگزین کنترل حلقه باز شده است.

در سال های اخیر از روش های مختلفی برای کنترل رکابزنی استفاده شده است. در مرجع [۵] یک مدل خطی درجه یک برای سیستم رکابزنی در نظر گرفته شده و یک کنترل کننده PID جهت کنترل سرعت رکابزنی مورد استفاده قرار گرفته است. بعد از آن گروه دیگری از یک کنترل کننده فازی غیر مبتنی بر مدل جهت غلبه بر عدم قطعیت های مدل استفاده کردند که نتیجه آن حاکی از نرم نبودن حرکت رکابزنی و تغییرات ناگهانی سرعت بوده است [۶]. گروهی هم با استفاده از روش جایابی قطب سعی بر طراحی کنترل کننده ای داشتند که بر اساس یک مدل خطی شناسایی شده بود. توفیق این روش وابسته به

بر اثر ایجاد ضایعه در سیستم عصبی، انتقال پیام های عصبی دچار اختلال شده و باعث از کار افتادن و فلج شدن اندام مختلف فرد می شود. از کار افتادن اندام ها نه تنها بر سلامت عمومی و کیفیت زندگی فرد ضایعه نخاعی تاثیر می گذارد بلکه فرد بیمار را در معرض عوارض جانبی زیادی قرار می دهد. مهمترین عوارض ایجاد شده پس از ایجاد ضایعه عصبی عبارتند از آتروفی عضلانی، خشکی مفاصل، اسپاسم عضلانی، پوکی استخوان و زخم بستر. یکی از روش های موثر در کاهش عوارض پس از ضایعه نخاعی و همینطور بازایی توانایی حرکت اندام های از کار افتاده، استفاده از تحریک الکتریکی عملکردی (FES) است. در صورت سالم ماندن بافت های عضلانی و شاخه های عصبی می توان از این فن-آوری جهت بازتوانی عضو از کار افتاده استفاده نمود. تحریک الکتریکی عملکردی روشی است که در آن عضلات اندام فلج از طریق جریان الکتریکی منقبض می شوند.

در اوایل دهه هشتاد، بیماران دچار ضایعه نخاعی قادر به رکابزنی از طریق تحریک الکتریکی شدند. اولین سیستم رکابزنی به کمک FES توسط پتروفسکی و همکارانش در اوائل سال های هشتاد ساخته شد [۱]. پس از آن، مطالعات زیادی بر روی فواید استفاده از سیستم رکابزنی به کمک FES انجام شده است. در مرجع [۲] فواید مختلف استفاده از این سیستم از جمله افزایش اندازه و قدرت عضله، افزایش گستره حرکتی

مدل شناسایی شده بود [۷].

است که زاویه رکاب در نظر گرفته می‌شود.

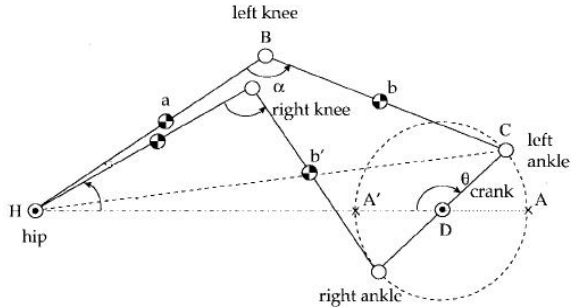
معادلات حرکت سیستم بیمار-دوچرخه را با استفاده از روابط اولر لاگرانژ، می‌توان به شکل زیر نوشت [۹]:

$$M(q)\ddot{q} + C(q)\dot{q}^2 + G(q) = \tau \quad (1)$$

در رابطه بالا $M(q)$ اینرسی حرکتی، $C(q)$ شامل جملات مربوط به نیروهای جانب مرکز و کوریولیس (coriolis) و $G(q)$ شامل گشتاورهای اعمالی به رکاب ناشی از جاذبه گرانشی است. τ مجموع گشتاورهای مفصل کمر و زانو و همینطور نیروهای مقاومتی و اصطکاک است که به رکاب منتقل می‌شود. روابط طولانی و پیچیده هر یک از عبارات $M(q)$ ، $C(q)$ و $G(q)$ در مرجع [۹] آمده است.

در این تحقیق عضلاتی که گشتاور فعال لازم برای به حرکت درآوردن رکاب را تولید می‌کنند عضلات چهارسر و زیر ران هستند. با استفاده از مدل ارائه شده در مرجع [۱۰]، هر عضله به طور مجزا مدل‌سازی شده و در مدل بیمار مجازی به کار رفته است.

به منظور ایجاد حرکت گردشی نرم حول محور رکاب و ایجاد گشتاور مورد نیاز، لازم است عضلات طبق الگوی از پیش تعریف شده‌ای تحریک شده تا گشتاور مثبت جهت به حرکت درآوردن رکاب ایجاد شود. سیگنال تحریکی به طور مشترک به هر چهار عضله اعمال می‌شود. خروجی این سیستم سرعت رکابزنی است که بر حسب دور بر دقیقه اندازه‌گیری می‌شود.



شکل ۱: پای راست و چپ شامل ران‌ها و ساق‌ها و همینطور رکاب دوچرخه تشکیل یک پنج بازوی صلب متصل به هم را می‌دهد.

۲-۲- کنترل لغزشی

۲-۲-۱- کنترل لغزشی کلاسیک

در حالت کلی دینامیک یک سیستم درجه n تک ورودی-تک خروجی را می‌توان بصورت زیر نوشت:

$$\dot{x}^{(n)} = f(\mathbf{x}) + b(\mathbf{x}) \cdot u \quad (2)$$

در رابطه بالا u ورودی سیستم و $\mathbf{x} = [x \ \dot{x} \ \dots \ x^{(n-1)}]^T$ بردار حالت سیستم است. توابع $f(\mathbf{x})$ و $b(\mathbf{x})$ در حالت کلی غیرخطی و کراندار بوده و مقادیر دقیق آنها نامعلوم است. مسئله کنترل عبارتست از یافتن ورودی سیستم فوق به نحوی که بردار حالت $\mathbf{x}(t)$ با وجود عدم

به دلیل مشخصات غیرخطی و متغیر پذیر بودن عضله تحریک شده و پیچیده بودن مدل‌سازی سیستم دینامیکی حرکت رکابزنی به کمک FES کار کنترل با مشکل مواجه است. پیچیدگی ارتباط بین دوچرخه و عضله تحریک شده کار کنترل را بیش از پیش با مشکل مواجه کرده است. تغییرات روزانه شرایط فیزیکی، تغییر در قدرت عضله و بروز اسپاسم در اندام فلج از دیگر مواردی است که بر مشکلات کنترل افزوده است. از دیگر مشکلات مطرح در کنترل سیستم‌های عصبی-عضلانی وجود پدیده خستگی است. بروز پدیده خستگی در حین تحریک الکتریکی عضلات، کار کنترل کننده را با مشکل مواجه می‌سازد. با وجود این محدودیت‌های فیزیولوژیکی در اندام فلج، لزوم استفاده از یک راهکار کنترلی مقاوم که بتواند بر این مشکلات غلبه کند، احساس می‌شود. کنترل کننده مقاوم علاوه بر غلبه بر عدم قطعیت‌های مدل باید بتواند سیگنال مرجع را با دقت بالایی رهگیری کند.

در مطالعه‌ای که اخیراً انجام شد [۸] از یک روش کنترلی ترکیبی نوین مبتنی بر کنترل لغزشی و کنترل عصبی تطبیقی معروف به کنترل عصبی-لغزشی برای کنترل سرعت رکابزنی استفاده شده است. اگرچه کنترل کننده مذکور سیگنال مرجع را با دقت رهگیری می‌کند ولی نیاز به دانستن مدل و شناسایی آن از مشکلات استفاده این روش است. علاوه بر آن نتایج ناپیوستگی شدیدی را در خروجی کنترل کننده نشان می‌دهد.

از این رو در کار حاضر از یک روش کنترلی مقاوم موسوم به کنترل لغزشی مرتبه بالا استفاده شده است. مزیت استفاده از این روش آن است که علاوه بر دارا بودن تمامی ویژگی‌های منحصر به فرد یک کنترل کننده لغزشی قادر است میزان ناپیوستگی در خروجی کنترل کننده را به مقدار قابل توجهی کاهش داده و یا به طور کامل حذف کند. از دیگر مزایای استفاده از کنترل کننده لغزشی مرتبه بالا عدم نیاز به دانستن دقیق مدل است. در مطالعه حاضر عملکرد کنترل کننده پیشنهادی بر روی بیمار-دوچرخه مجازی مورد ارزیابی قرار گرفته است.

۲- روش‌ها

در این بخش، ابتدا مدل بیمار-دوچرخه به عنوان بیمار مجازی معرفی می‌شود، سپس کنترل لغزشی کلاسیک و مزایای استفاده از کنترل لغزشی مرتبه بالا ارائه شده و نحوه طراحی آن تشریح می‌شود.

۲-۱- بیمار مجازی

شکل ۱ را می‌توان به عنوان دو پاندول دو بازویی که هر کدام شامل ران و ساق می‌شود در نظر گرفت. هر پاندول دو درجه آزادی دارد که زوایای مفصل زانو و مفصل کمر هستند. انتهای هر دو ران در یک نقطه ثابت به هم می‌رسند و انتهای هر دو ساق محدود به حرکت حول محور رکاب با اختلاف فاز ۱۸۰ درجه هستند. در مجموع با احتساب درجات آزادی و محدودیت‌های موجود سیستم بیمار-دوچرخه دارای یک درجه آزادی

لغزش است. بدلیل آنکه مقادیر دقیق توابع غیرخطی f, b معلوم نیستند باید از تخمین آنها یعنی \hat{f}, \hat{b} برای بدست آوردن کنترل معادل استفاده کرد. برای برآورده شدن شرط لغزش با وجود خطا در تخمین‌های \hat{f}, \hat{b} ، لازم است تا یک عبارت ناپیوسته به قانون کنترل اضافه شود. به این ترتیب قانون کنترل لغزشی برای سیستم (۲) عبارت خواهد بود از:

$$u = \hat{u}_{eq} - \frac{k}{b} \cdot \text{sgn}(s(x, t)) \quad (8)$$

در این رابطه sgn معرف تابع علامت بوده و طبق رابطه زیر برای برقرار شدن شرط لغزش ضریب k باید همواره از مقدار معینی بیشتر باشد:

$$k \geq \beta(F + \eta) + (\beta - 1) \cdot \hat{b} \cdot |\hat{u}_{eq}| \quad (9)$$

$$\beta = \sqrt{\frac{b_{\max}}{b_{\min}}}$$

$$\eta > 0$$

بسادگی می‌توان نتیجه گرفت که مقدار پارامتر k با زیاد شدن عدم قطعیت در تخمین‌های \hat{f}, \hat{b} ، باید افزایش پیدا کند. افزایش مقدار پارامتر k میزان ناپیوستگی را در خروجی کنترل‌کننده افزایش داده و می‌تواند باعث ایجاد پدیده‌ای بنام چترینگ (chattering) شود. وجود چترینگ در ورودی سیستم ممکن است باعث تحریک دینامیک‌های مدل نشده و ایجاد حالات نوسانی شود. تاکنون روش‌های مختلفی برای کاهش مقدار چترینگ پیشنهاد شده است. استفاده از لایه مرزی یکی از روش‌های کاهش چترینگ است [۱۲ و ۱۳]. این کار با هموارسازی ناپیوستگی در ناحیه داخلی یک لایه مرزی در اطراف سطح لغزش انجام می‌شود. به منظور هموارسازی قانون کنترل در داخل ناحیه مرزی با عرض Φ ، عبارت $\text{sgn}(s)$ را می‌توان با تابع $\frac{s}{\Phi}$ جایگزین نمود. از جمله مشکلات این روش، کاهش میزان مقاوم بودن و همچنین کاهش دقت کنترل‌کننده لغزشی به بهای حذف چترینگ است. ایده انتقال ناپیوستگی در قانون کنترل به مشتقات مرتبه بالاتر متغیر لغزش نسبت به زمان منجر به پیدایش کنترل لغزشی مرتبه بالا شده است.

۲-۲-۲- کنترل لغزشی مرتبه بالا

روش کنترل لغزشی مرتبه بالا از طریق انتقال ناپیوستگی به مشتقات مرتبه بالاتر متغیر لغزش نسبت به زمان در قانون کنترل، قادر است تا علاوه بر حفظ تمام خصوصیات منحصر به فرد روش کنترل لغزشی کلاسیک، از بوجود آمدن چترینگ جلوگیری کند. با کمک این روش می‌توان به دقت بالاتری در کنترل‌کننده پیاده‌سازی شده نسبت به کنترل لغزشی کلاسیک دست پیدا کرد. این روش می‌تواند علاوه بر حذف چترینگ، تنها با دانستن ورودی، خروجی و درجه نسبی یک سیستم در بسته آن را با دقت کنترل کند.

قطعیت‌های مدل، بردار مرجع $\mathbf{x}_d(t)$ را با دقت دنبال کند. اگر $x(t)$ خروجی سیستم در نظر گرفته شود، خطای رهگیری عبارتست از:

$$e(t) = x(t) - x_d(t) \quad (3)$$

برای سیستم (۲) سطح لغزش، بصورت زیر تعریف می‌شود:

$$s(x, t) = \left(\frac{d}{dt} + \lambda\right)^{n-1} e(t) \quad (4)$$

که در این رابطه λ یک ثابت عددی مثبت است. با این تعریف $s(x, t) = 0$ یک معادله دیفرانسیل خطی است که جواب یکتای آن $e(t) = 0$ خواهد بود. بنابراین جواب مسئله رهگیری بردار مرجع n بعدی با حل یک معادله دیفرانسیل درجه اول بدست می‌آید. به بیان دیگر رهگیری بردار مرجع $\mathbf{x}_d(t)$ ، به معنی رسیدن به صفحه $s(x, t) = 0$ در فضای حالت و ماندگاری بر روی آن است. تعریف سطح لغزش دارای عبارت $e^{(n-1)}$ است، بنابراین اگر یک بار از آن نسبت به زمان مشتق گرفته شود، قانون کنترل به سادگی بدست خواهد آمد. اگر فرض کنیم مقدار اولیه خطای رهگیری صفر است، می‌توان نشان داد که محدود نگهداشتن متغیر لغزش منجر به محدود شدن خطای رهگیری و مشتقات آن خواهد شد [۱۱].

با انتخاب قانون کنترل به گونه‌ای که در نواحی خارج از سطح لغزش در فضای حالت داشته باشیم:

$$\frac{1}{2} \frac{d}{dt} s^2(x, t) \leq -\eta |s(x, t)| \quad (5)$$

در این رابطه η یک ثابت عددی مثبت است. با برقراری رابطه (۵) که به شرط لغزش یا شرط قابلیت دستیابی به سطح لغزش موسوم است، فاصله نقطه کار سیستم در فضای حالت تا سطح لغزش همواره در حال کاهش خواهد بود. بعد از قرار گرفتن بر روی سطح لغزش، معادلات حاکم بر سیستم به معادله دیفرانسیلی زیر ساده خواهند شد:

$$\left(\frac{d}{dt} + \lambda\right)^{n-1} e(t) = 0 \quad (6)$$

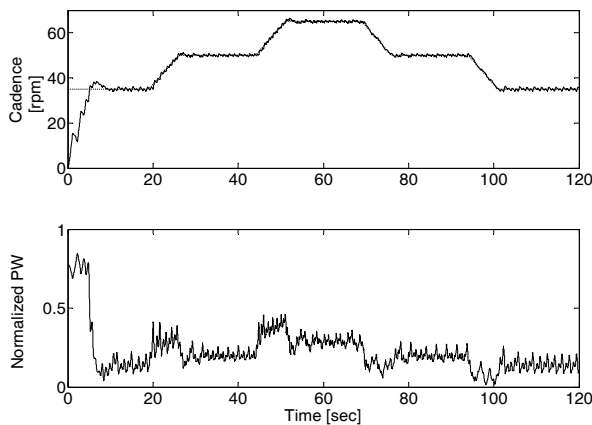
در واقع سطح لغزش معرف یک مکان هندسی در فضای حالت است که قرارگیری بر روی آن، دینامیک جدیدی را به سیستم تحمیل می‌کند. به رفتار سیستم بعد از قرارگیری بر روی سطح لغزش، رژیم لغزش یا وضعیت لغزش گفته می‌شود. ماندگاری بر روی سطح لغزش در فضای حالت، همگرایی نمای خطای رهگیری را به سمت صفر تضمین خواهد کرد. شرط ماندگاری بر روی سطح لغزش پس از رسیدن به آن عبارتست از:

$$\frac{\partial s(x, t)}{\partial t} = 0 \quad (7)$$

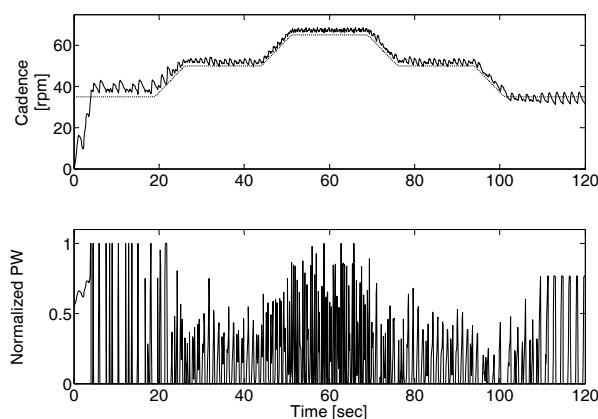
جواب تحلیلی این معادله، قسمتی از قانون کنترل موسوم به کنترل معادل را تشکیل می‌دهد که نقش آن نگهداشتن سیستم بر روی سطح

حضور نداشته در شکل ۲-الف) نشان داده شده است. شکل ۲-ب) کنترل سرعت با استفاده از کنترل کننده عصبی-لغزشی ارائه شده در مرجع [۸] را تحت همین شرایط نشان می‌دهد. مشاهده می‌شود که کنترل کننده مرتبه دوم توانسته است با تغییر عرض پالس‌های تحریک به نحو مناسبی حلقه کنترل را پایدار نگهداشته و مسیر مرجع را با دقت بالایی دنبال کند و در مقایسه با کنترل کننده عصبی-لغزشی دارای چترینگ کمتر و دقت رهگیری بالاتری باشد.

خستگی عضلانی در این مدل با کاهش نمایی گشتاور به میزان ۵۰٪ طی ۱۲۰ ثانیه کار مداوم بیان شده است. برای بررسی تأثیر خستگی بر کارایی کنترل کننده، طول زمان یک آزمون کامل برابر با دو دقیقه انتخاب شده است. شکل ۳ نتایج کنترل مرتبه دوم را در حالی نشان می‌دهد که اثر خستگی نیز در نظر گرفته شده است. همانطور که مشاهده می‌شود کنترل کننده توانسته است اثر خستگی را با گذشت زمان با افزایش ورودی کنترلی جبران کند.



(الف)



(ب)

شکل ۲: الف) کنترل سرعت رکابزنی توسط کنترل کننده لغزشی مرتبه دوم، ب) کنترل سرعت رکابزنی توسط کنترل کننده عصبی-لغزشی.

مرتبه لغزش در واقع مشخص کننده میزان هموار بودن دینامیک سیستم در مجاورت سطح لغزش است. اگر هدف به صفر رساندن یک متغیر لغزش مانند s باشد، مرتبه لغزش بصورت تعداد مشتقات پیوسته این متغیر در مجاورت سطح لغزش تعریف می‌شود. بنابراین وضعیت لغزش مرتبه r با رابطه زیر قابل بیان است:

$$s = \dot{s} = \ddot{s} = \dots = s^{(r-1)} = 0 \quad (10)$$

این تعریف در واقع یک شرط r بعدی را در فضای حالت به دینامیک سیستم تحمیل می‌کند. به این ترتیب وضعیت لغزش کلاسیک به دلیل وجود ناپیوستگی در مشتق اول متغیر لغزش، وضعیت لغزش مرتبه اول نامیده می‌شود. در صورتی که ناپیوستگی در $r-1$ مشتق اول متغیر لغزش نسبت به زمان ظاهر نشود می‌گوییم که وضعیت لغزش مرتبه r اتفاق افتاده است.

اگر درجه نسبی صورت مسئله برابر با یک باشد، می‌توان آن را بسادگی با یک کنترل کننده لغزشی مرتبه اول کنترل نمود. مزیت استفاده از روش کنترل لغزشی مرتبه دوم برای چنین سیستمی دقت بالاتر در رهگیری الگوی مرجع و جلوگیری از بوجود آمدن چترینگ است. در این مقاله از کنترل کننده سوپر توئیستینگ (super-twisting) به عنوان کنترل کننده مرتبه دوم استفاده شده است. این کنترل کننده با داشتن تمامی مزایای یک کنترل کننده مرتبه بالا نیازی دانستن مشتقات مرتبه بالای متغیر لغزش ندارد و این خود یکی دیگر از مزایای استفاده از این کنترل کننده است. سیستم غیر خطی زیر را در نظر بگیرید:

$$\dot{\omega} = f(\omega) + b(t) \cdot u \quad (11)$$

که در آن ω سرعت رکابزنی و u ورودی سیستم، $f(\omega)$ و بهره $b(t)$ توابع غیرخطی ناشناخته‌ای باشند. برای سیستم غیرخطی (۱۱) قانون کنترل را به شکل زیر تعریف می‌کنیم:

$$u = -\lambda \cdot |s|^{1/2} \cdot \text{sgn}(s) + u_1 \quad (12)$$

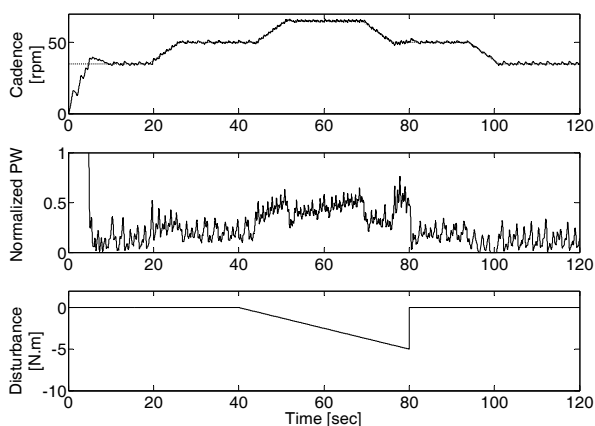
$$\dot{u}_1 = \begin{cases} -u_1 & |u_1| > U_M \\ -\alpha \cdot \text{sgn}(s) & |u_1| \leq U_M \end{cases}$$

می‌توان نشان داد که اگر λ به اندازه کافی بزرگ باشد، این قانون کنترل قادر است تا وضعیت لغزش مرتبه دو را در زمان محدود در مبدا فضای حالت بوجود آورد [۱۴].

۳- نتایج

در تمامی شبیه‌سازی‌ها از روش رونگ-کوتا (Runge-Kutta) با گام ثابت ۱۰ میلی ثانیه‌ای برای حل معادلات دیفرانسیل استفاده شده و فرکانس تحریک برابر با ۲۰ هرتز بوده است. شبیه‌سازی‌ها در محیط Matlab انجام شده است. شکل منحنی مرجع در سه سطح سرعت تغییر می‌کند.

کارایی کنترل کننده لغزشی مرتبه دوم در حالی که هیچ اغتشاشی



شکل ۵: کنترل سرعت رکابزنی توسط کنترل‌کننده مرتبه دوم در حضور بار اغتشاشی شیب با حداکثر دامنه ۵ نیوتن-متر که در ثانیه ۴۰ اعمال گردیده و ۴۰ ثانیه ادامه یافته است.

شکل ۴ مقاوم بودن کنترل‌کننده را در برابر عدم قطعیت‌های مدل نشان می‌دهد، به طوری که در آزمایش مربوط به شکل ۴-الف)، جرم ران پای چپ و راست به طور همزمان در طول مدت ۳۰ تا ۵۰ ثانیه به ترتیب ۵۰ درصد افزایش و کاهش پیدا می‌کند. همین آزمایش برای جرم ساق پا نیز انجام شد که نتایج آن در شکل ۴-ب) نشان داده شده است. در آزمایش بعدی کنترل‌کننده در معرض یک بار اغتشاشی قرار گرفته توانسته است اثر آن را به خوبی جبران کند (شکل ۵).

۴- جمع‌بندی

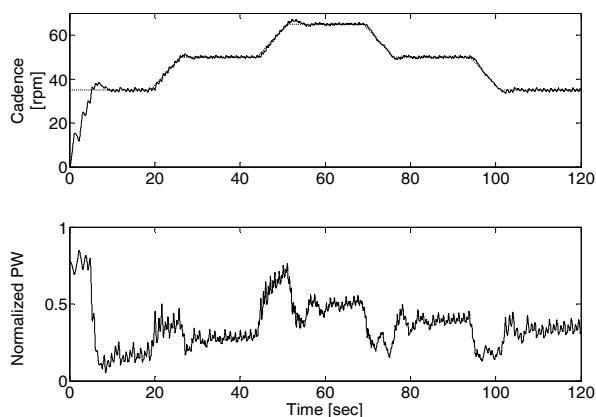
در این تحقیق کارایی یک کنترل‌کننده مرتبه بالا در کنترل سرعت رکابزنی با تحریک الکتریکی عضلات چهارسر و زیر ران مورد بررسی قرار گرفته است. نتایج نشان از ردیابی دقیق مرجع سرعت در شرایط مختلف دارد. همانطور که در شکل‌های ۲ تا ۵ نشان داده شده، کنترل‌کننده مرتبه بالای استفاده شده در این پژوهش قادر است ناپوستگی در خروجی کنترل‌کننده را به میزان زیادی کاهش داده و پایداری را با وجود اغتشاشات و عدم قطعیت‌ها تضمین کند.

سپاسگزاری

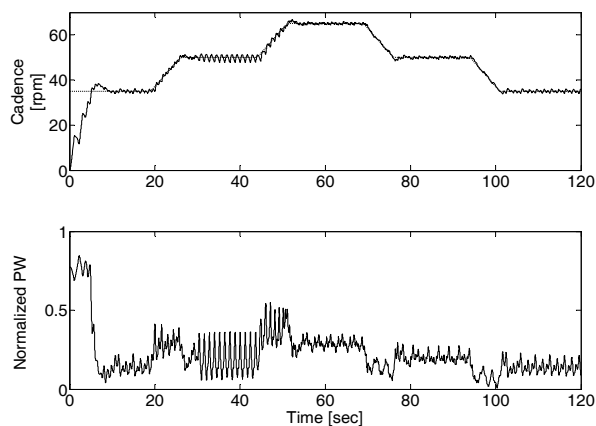
این پژوهش در آزمایشگاه کنترل سیستم‌های عصبی-عضلانی، مرکز فناوری عصبی ایران، دانشگاه علم و صنعت ایران انجام شده است.

مراجع

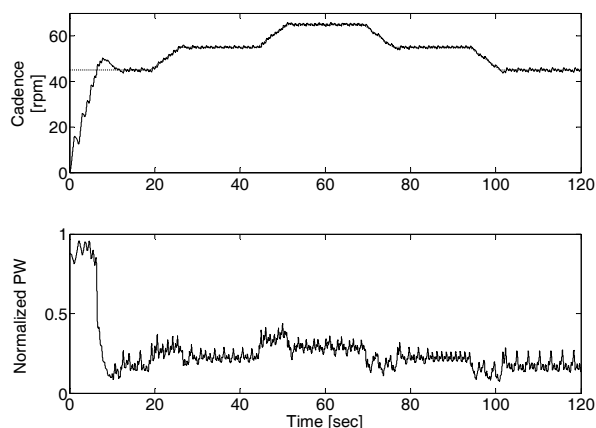
- [1] J. Petrofsky, H. Heaten, and C. Phillips, "Outdoor bicycle for exercise in paraplegics



شکل ۳: کنترل سرعت رکابزنی توسط کنترل‌کننده مرتبه دوم با لحاظ کردن اثر خستگی



(الف)



(ب)

شکل ۴: الف) کنترل سرعت رکابزنی توسط کنترل‌کننده مرتبه دوم برای زمانی که پارامترهای جرم ران راست و ران چپ بیمار مجازی به ترتیب به طور همزمان ۵۰٪ افزایش و ۵۰٪ کاهش یافته است، ب) کنترل سرعت رکابزنی توسط کنترل‌کننده مرتبه دوم برای زمانی که پارامترهای جرم ساق راست و ساق چپ بیمار مجازی به ترتیب به طور همزمان ۵۰٪ افزایش و ۵۰٪ کاهش یافته است.

- sliding mode control," *Asian Journal of control*, vol. 5, no. 4, pp. 498-504, Dec 2003.
- [15] I. A. Shkolnikov, Y. B. Shtessel, "A second-order smooth sliding mode control," in *Proc. 40th IEEE Conference on Decision and Control*, Orlando, Florida USA, Dec 2001.
- [16] I. A. Shkolnikov, Y. B. Shtessel, "A multiple-loop sliding mode control system with second-order boundary layer dynamics," *15th IFAC Triennial World Congress, Barcelona, Spain*, 2002.
- and quadriplegics," *J. Biomed. Eng.*, vol. 5, pp. 292-296, Oct. 1983.
- [2] T. Janssen, R. Glaser, and D. Shuster, "Clinical efficacy of electrical stimulation exercise training: Effects on health, fitness, and function," *Topics in Spinal Cord Injury Rehabilitation*, vol. 3, no. 3, pp. 33-49, 1998.
- [3] T. Mohr, J. L. Andersen, F. Biering-Sorensen, H. Galbo, J. Bangsbo, A. Wagner, and M. Kjaer, "Long term adaptation to electrically induced cycle training in severe spinal cord individuals," *Spinal Cord*, vol. 35, pp. 1-16, 1997.
- [4] T. Mohr, J. Podenphant, F. Biering-Sorensen, H. Galbo, G. Thamsborg, and M. Kjaer, "Increased bone mineral density after prolonged electrically induced cycle training of paralyzed limbs in spinal cord injured man," *Calcif. Tissue Int.*, vol. 61, no. 19, pp. 22-25, 1997.
- [5] J.-J. J. Chen, C.-T. Shih, D.-G. Huang, N.-Y. Yu, M.-S. Ju, and T.-C. Huseh. Development of FES-cycling system with closed-loop control. *Chinese J. Med. Biol. Eng.*, 14(3):195-208, September 1994.
- [6] J.-J. J. Chen, N.-Y. Yu, D.-G. Huang, B.-T. Ann, and G.-C. Chang. Applying fuzzy logic to control cycling movement induced by functional electrical stimulation. *IEEE Trans. Rehabil. Eng.*, 5(2):158-169, June 1997.
- [7] K.J. Hunt, M. Rothe, T. Schauer, A. Ronchi, N-O. Negård, "Automatic speed control in FES cycling," in *Proceeding of 6th Annual Conference of International Functional Electrical Stimulation Society (IFESS)*, USA, 2001.
- [8] K. Misaghian and A. Erfanian, "Neuro sliding mode control of FES-cycling" *Proceedings of the 15rd Iranian Conference on Biomedical Engineering (ICBME)*, 2008.
- [9] E. S. Idsø, "Development of a mathematical model of a rider-tricycle system," *Technical report*, Dept. of Engineering Cybernetics, NTNU, 2002.
- [10] J. Riess and J. J. Abbas, "Adaptive neural control of cyclic movements using functional neuromuscular stimulation," *IEEE Trans. Rehab. Eng.*, vol. 8, no. 1, pp. 42-52, 2000.
- [11] J. J. E. Slotine, W. Li, *Applied Nonlinear Control*. Prentice Hall, 1991.
- [12] J. Guldner, V. Utkin, "The chattering problem in sliding mode systems," in *Proc. 14th International Symposium of Mathematical Theory of Networks and Systems*, MTNS 2000, Perpignan, France.
- [13] V. Utkin, J. Guldner, J. Shi, *Sliding Mode Control in Electromechanical Systems*. Taylor & Francis Inc., 1999.
- [14] Y. B. Shtessel, I. A. Shkolnikov, M. D.J. Brown, "An asymptotic second-order smooth