

کنترل عصبی-لغزشی رکابزنی در افراد دچار ضایعه نخاعی با استفاده از تحریک الکتریکی عملکردی

خشایار میثاقیان و عباس عرفانیان امیدوار

آزمایشگاه کنترل سیستم‌های عصبی-عضلانی، مرکز فناوری عصبی ایران، گروه مهندسی پزشکی،

دانشکده مهندسی برق، دانشگاه علم و صنعت ایران

erfanian@iust.ac.ir

چکیده - کنترل مناسب سرعت و توان خروجی به هنگام ارزیابی اثرات فیزیولوژیکی رکابزنی بوسیله تحریک الکتریکی عملکردی از اهمیت زیادی برخوردار است، مانع اصلی بر سر راه گسترش سیستم‌های کنترل تحریک الکتریکی عملکردی، مشخصات غیرخطی و متغیر با زمان عضله تحریک شده می‌باشد که کار کنترل را با مشکل مواجه ساخته است. در این مقاله یک روش کنترلی مقاوم مبتنی بر ترکیب متعامل یک کنترل کننده تطبیقی-عصبی تک-نرونی و یک کنترل کننده لغزشی جهت کنترل رکابزنی بوسیله تحریک الکتریکی عملکردی در افراد ضایعه نخاعی، ارائه شده است. نتایج شبیه سازی نشان می‌دهند که روش ارائه شده قادر به کنترل دقیق سرعت رکاب ردن در شرایط مختلف از جمله حضور اغتشاشات خارجی، خاصیت متغیر با زمان و پدیده خستگی عضلانی است. همچنین روش ارائه شده بر روی یک بیمار ضایعه نخاعی بکار گرفته شده است. نتایج نشان می‌دهد که این کنترل کننده قادر به ایجاد یک حرکت رکابزنی نرم و مداوم در بیمار ضایعه نخاعی با وجود اسپاتیسیکی و پدیده خستگی عضلانی می‌باشد.

کلیدواژه - کنترل عصبی-لغزشی، مدل غیر خطی فازی، رکابزنی در افراد ضایعه نخاعی، تحریک الکتریکی عملکردی.

1- مقدمه

به عنوان یک روش مناسب برای بازیابی حرکت در ناتوانان حرکتی مورد توجه قرار گرفته است [1]. از تحریک الکتریکی عملکردی، در محیط‌های تحقیقاتی برای بلند شدن [2]، ایستادن [3]، گام برداشتن [4]، رفع افتادگی میچ پا [5] و بستن دست [6] در افراد دچار ضایعه نخاعی استفاده می‌شود.

تمرین با استفاده از تحریک الکتریکی عملکردی دارای مزیت‌های درمانی نیز می‌باشد. طی سالیان متمادی فواید تمرین دادن اعضای فلج بوسیله تحریک الکتریکی عملکردی بررسی و تأثیرات آن گزارش شده است. گزارشات حاکی از بهبودی در مواردی مانند وضعیت

آسیب‌دیدگی و ضایعه نخاعی می‌تواند سبب مختل شدن انتقال پیام‌های عصبی و در نتیجه فلج شدن اندام شخص شود. در صورت سالم ماندن بافت عضلانی و شاخه‌های عصبی متصل به آن در عضو فلج، می‌توان با استفاده از تحریک الکتریکی عملکردی، عضلات را دوباره فعال کرده و اندام از کار افتاده را مجدداً به حرکت واداشت. با این کار هم قسمتی از توانایی‌های حرکتی از دست رفته بازیابی می‌شود و هم عوارض بعد از فلج به طرز چشمگیری کاهش پیدا می‌کند. از این رو تحریک الکتریکی عملکردی

آمادگی عضلات [7]، عملکرد سیستم قلبی عروقی [8]، سینتیک تبادل گازهای حیاتی [9]، سوخت و ساز بدن [10]، گردش خون در اندام تحت تحریک الکتریکی و وضعیت سیستم دفاعی [11] بوده است. همچنین در این تحقیقات جلوگیری از آتروفی عضلانی، پوکی استخوان و اسپاستیسیته از دیگر فواید تمرین به کمک تحریک الکتریکی عملکردی بر شمرده شده است [12]، [13].

در این میان رکابزنی به کمک تحریک الکتریکی عملکردی به عنوان ابزاری قدرتمند جهت توانبخشی و ورزش کردن افراد ضایعه نخاعی معرفی گردیده است. نکته اساسی درباره رکابزنی به کمک تحریک الکتریکی عملکردی آن است که فرد بیمار نه تنها از فواید استفاده از تحریک الکتریکی بهره مند می شود، بلکه این امر برای او به منزله یک تمرین ورزشی و حرکتی خواهد بود.

هنگامی که مسأله ارزیابی تأثیرات درمانی و یا بهینه سازی الگوهای تحریک به میان می آید معمولاً لازم است که سرعت، توان خروجی و یا پارامتر خروجی دیگری در طول آزمایش تغییرات و اندازه های مشخصی را دنبال کند. در این موارد تحریک به صورت حلقه باز پاسخگو نبوده و استفاده از یک راهکار کنترلی حلقه بسته دقیق ضروری به نظر می رسد [14].

موارد متعددی بر کارایی رکابزنی به کمک تحریک الکتریکی عملکردی تأثیر دارند. ساختار مکانیکی دوچرخه مانند موقعیت صندلی، زاویه تکیه گاه صندلی، بار [15] و همچنین الگوهای تحریک از این جمله اند [9]. از سوی دیگر تغییرات روزمره در شرایط فیزیولوژیکی بیمار، غیرخطی و متغیر با زمان بودن مشخصات عضله تحریک شده، خستگی عضلانی، بروز اسپاسم و پیچیدگی ارتباط بین دوچرخه و بیمار همگی مواردی هستند که کار کنترل را با مشکل روبرو و آن را امری دشوار می سازند.

تا کنون راهکارهای متعددی برای کنترل حلقه بسته رکابزنی با تحریک الکتریکی عملکردی ارائه شده است. در [16] از یک کنترل کننده پسخوردی فازی غیر مبتنی بر مدل با پارامترهای ثابت استفاده شده است که نتایج آزمایش ها حاکی از نرم نبودن حرکت رکابزنی و تغییرات ناگهانی در سرعت بوده است. گروه دیگری با استفاده از روش جایابی قطب، کنترل کننده حلقه بسته ای را بر

اساس یک مدل خطی شناسایی شده برای کنترل سرعت طراحی کرده اند [17]. اما موفقیت این روش شدیداً وابسته به دقیق بودن مدل شناسایی شده می باشد.

از آنجایی که عدم دسترسی به یک مدل بسیار دقیق یکی از مشکلات اصلی بر سر راه کنترل رکابزنی با تحریک الکتریکی عملکردی محسوب می شود، لزوم استفاده از یک روش کنترلی مقاوم که بتواند عدم قطعیت های مدل را جبران کند، احساس می شود. از این رو در کار حاضر از یک روش کنترلی ترکیبی نوین مبتنی بر کنترل لغزشی و کنترل عصبی-تطبیقی معروف به کنترل عصبی-لغزشی استفاده شده است. مدل بکار رفته جهت طراحی کنترل کننده در این تحقیق یک مدل شناسایی شده غیرخطی فازی بوده که جبران اثرات ناشی از عدم قطعیت بر عهده کنترل کننده گذارده شده است. علت استفاده از این مدل غیر خطی این است که هرچند کنترل کننده وظیفه جبران عدم قطعیت ها را برعهده دارد اما باید توجه داشت که هرچه مدل به واقعیت نزدیک تر باشد کار کنترل کننده نیز آسان تر و لذا نتیجه کار کنترل بهتر خواهد بود. در مطالعه حاضر عملکرد کنترل کننده پیشنهادی ابتدا بر روی یک بیمار مجازی ارزیابی شده است. برای این منظور یک مدل از شخص در حال رکاب زدن ارائه می شود. پس از ارزیابی کارایی کنترل بوسیله شبیه سازی، قابلیت روش کنترل بر روی یک بیمار ضایعه نخاعی مورد بررسی قرار می گیرد.

2- کنترل کننده عصبی-لغزشی

2-1- کنترل لغزشی

سیستم غیرخطی (2) را در نظر بگیرید.

$$\dot{w} = f(w) + b(t) \cdot u \quad (1)$$

که در آن w سرعت رکابزنی، u ورودی سیستم، $f(w)$ و بهره $b(t)$ ، توابع غیرخطی ناشناخته ای است. هدف، طراحی قانون کنترلی است که علی رغم حضور عدم قطعیت در مدل و اغتشاشات خارجی، بردار حالت سیستم را مجبور به رهگیری بردار حالت مطلوب نماید. برای این منظور، سطح لغزش به صورت ذیل تعریف می شود.

$$s(e, t) = \left(\frac{d}{dt} + 1 \right) \left(\int_0^t e dr \right) = 0 \quad (2)$$

در این جا یک کنترل کننده تک نرونی در نظر گرفته شده است. خروجی نرون عبارت است از

$$u_2 = h(net) = a \frac{[1 - \exp(-b \cdot net)]}{[1 + \exp(-b \cdot net)]} \quad (7)$$

$$net = e + \dot{e} - f \quad (8)$$

e در این جا خطای حالت، j آستانه و net ورودی نرون و $r = (a, b, j)$ پارامترهای تطبیق شونده می باشد. برای تطبیق بردار پارامترها به یک الگوریتم تطبیقی برخط نیاز است. بر این اساس تابع لیاپانوف زیر در نظر گرفته شده است:

$$E = \frac{1}{2} e^2 \quad (9)$$

هدف از کنترل کمینه کردن E به کمک به روز کردن بردار پارامترهای r می باشد. قانون زیر برای به روز کردن پارامترهای u_2 در [18] ارائه و اثبات شده است.

$$\dot{r} = -d \cdot e \cdot \frac{\partial u_2}{\partial r} \cdot \text{sgn}\left(\frac{\partial q}{\partial u_2}\right) \quad (10)$$

که در آن $d > 0$ نرخ یادگیری، sgn تابع علامت و $q = a, b, f$ نشانگر هر یک از درایه های بردار پارامترهای r می باشد.

2-3- ساختار کنترل عصبی-لغزشی

ساختار کنترل عصبی-لغزشی که بر اساس ترکیب شبکه عصبی و کنترل لغزشی می باشد، که در آن u_1 خروجی کنترل کننده لغزشی از رابطه (7) و u_2 خروجی نرون از رابطه (8) می باشد. خروجی کنترل کننده تابعی از u_1 و u_2 است و چنین تعریف می شود:

$$u = \begin{cases} u_1 & |s(e)| > j + x \\ a(e)u_1 + (1-a(e))u_2 & j < |s(e)| \leq j + x \\ u_2 & |s(e)| \leq j \end{cases} \quad (11)$$

که $s(e)$ تابع اسکالر رابطه (2)، f و $x > 0$ قطر لایه های مرزی می باشند و $a(e)$ تابعی از خطاست که طبق قانون زیر به روز می شود

$$a(e) = \frac{|s(e)| - f}{x} \quad (12)$$

بطوریکه e خطای حالت و I یک ثابت مثبت می باشد. با حل رابطه (2) با استفاده از (12) برای ورودی کنترلی، عبارت ذیل برای u حاصل می شود که به آن، ورودی کنترلی معادل گفته می شود:

$$u_{eq} = \frac{1}{\hat{b}} \cdot (-\hat{f} + \dot{w}_d) \quad (3)$$

که u_{eq} ورودی کنترلی معادل، \hat{f} و \hat{b} به ترتیب تخمین توابع غیرخطی f و b می باشند. خطای تخمین f محدود فرض شده است.

$$|f - \hat{f}| \leq F \quad (4)$$

که در این جا مقدار این محدودیت F فرض شده است. اگر دینامیک سیستم بطور کاملاً دقیق مشخص باشد ورودی کنترلی معادل متغیرهای حالت سیستم را بر روی صفحه لغزش نگاه می دارد. اگر متغیر حالتی از سطح لغزش خارج شود، برای برگرداندن آن به سطح لغزش، قانون کنترل به نحوی انتخاب می شود که:

$$\frac{1}{2} \frac{d}{dt} s \leq -h|s| \quad (5)$$

که در آن h ثابت مثبت است. با انتخاب ورودی کنترل ذیل، برقراری شرط (5) تضمین می شود.

$$u_1 = \frac{1}{\hat{b}} \cdot [u_{eq} - k \text{sgn}(s)] \quad (6)$$

$$k = F + h$$

که $k > 0$ و $\text{sgn}(s)$ تابع علامت می باشند. این قانون کنترل منجر به کنترل با فرکانس سوئیچینگ بالا و همچنین بروز پدیده چترینگ خواهد شد. ما برای کاهش نوسان در کنترل، از یک کنترل کننده تطبیقی بهره گرفته ایم. این کنترل کننده و نحوه تعامل آن با کنترل لغزشی در بخش بعد توضیح داده می شود.

در این تحقیق برای توصیف سیستم (1)، برای هر کدام از توابع \hat{f} و \hat{b} ، یک مدل غیرخطی فازی با 3 تابع عضویت گوسی با مراکز و عرض های ثابت و فازی زدایی مرکز ثقل در نظر گرفته شده و با استفاده از الگوریتم ژنتیک جعبه ابزار GA نرم افزار مطلب (MATLAB)، پارامترهای دامنه توابع گوسی شناسایی شده اند.

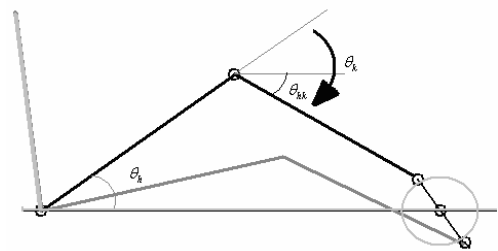
2-2- کنترل عصبی تطبیقی

3- مدل‌سازی بیمار-دوچرخه

در شکل 1، ساختار بیمار مجازی بکار گرفته شده در این تحقیق نشان داده شده است. مدل دینامیکی پاها و دوچرخه با استفاده از قالب اولر-لاگرانژ بیان شده است. سیستم نشان داده شده در شکل 1 را می‌توان به عنوان دو پاندول دوتایی که هر کدام شامل ساق و ران هستند در صفحه سهمی در نظر گرفت که دو انتهای ران‌ها در یک نقطه ثابت شده و از طرف دیگر دو انتهای ساق‌ها محدود به حرکت به دور یک دایره با 180 درجه اختلاف فاز هستند. مدل در صفحه سهمی دارای یک درجه آزادی است. زاویه رکاب دوچرخه به صورت ذیل بیان می‌شود [19].

$$M(q)\ddot{q} + C(q)\dot{q}^2 + G(q) = \sum_{i=\{r,l\}} [J_{h,i}(q)t_{h,i} + J_{k,i}(q)t_{k,i}] + Q_0 \quad (13)$$

در رابطه بالا $M(q)$ موومان اینرسی کل سیستم مشاهده شده در رکاب است. عبارت $C(q)$ ، شامل نیروهای کوریولیس و جانب مرکز و $G(q)$ گشتاور ناشی از نیروی جاذبه است. گشتاورهای زانو و مفصل کمر با t_h و t_k نشان داده شده‌اند. اندیس i راست و چپ را بیان می‌کند. گشتاورهای یاد شده توسط ژاکوبین‌های $J_k(q)$ و $J_h(q)$ به رکاب انتقال داده می‌شوند. Q_0 مجموعه گشتاورهایی مانند اصطکاک و یا نیروهای مقاوم دیگر است. عبارات $M(q)$ ، $C(q)$ ، $G(q)$ ، $J_k(q)$ و $J_h(q)$ در این مدل عبارت‌های بزرگ و پیچیده‌ای می‌باشند.

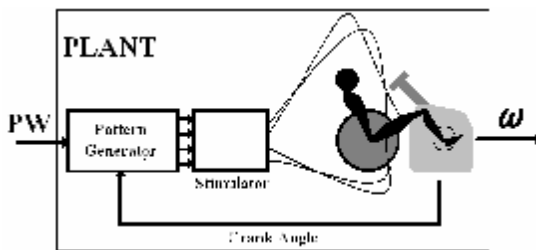


شکل 1: پاها و رکاب توسط اجزاء صلب متصل به هم نشان داده شده‌اند. هر جزء توسط طول، جرم، مرکز جرم و اینرسی مشخص می‌گردد.

عضلات فعال در این شبیه‌سازی، عضلات چهارسر و همسترینگ هر دو پا در نظر گرفته شده است. این عضلات سبب ایجاد گشتاور فعال در زانوها می‌شود، مدل

این عضلات و دینامیک فعال‌سازی آن‌ها از مرجع [20] استخراج گردیده و در مدل بیمار دوچرخه مجازی بکار رفته‌است.

بیمار هنگامی قادر به رکاب زدن خواهد بود که یک الگوی تحریک مناسب به عضلات اعمال شود. برای رکاب زدن تحریک الکتریکی بر اساس زاویه رکاب به عضله‌ای اعمال می‌شود که در نتیجه تحریک آن گشتاوری مثبت در رکاب ایجاد شود. در این کار از الگوی بکار رفته در [16] استفاده شده‌است. در شکل 2 بلوک دیاگرام بیمار-دوچرخه مجازی نشان داده شده است. در این شکل، PW عرض پالس سیگنال تحریک است که بین عضلات در گیر سوئیچ می‌شود و ω سرعت رکاب زدن می‌باشد.



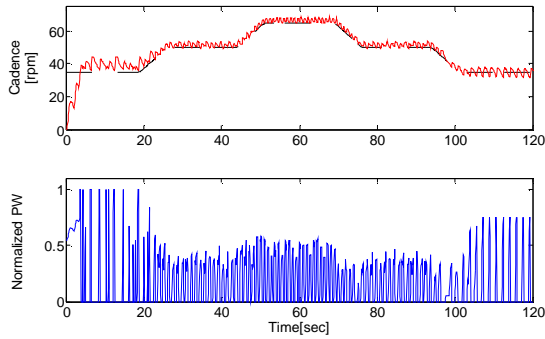
شکل 2: شمای بیمار-دوچرخه مجازی.

4- نتایج شبیه‌سازی

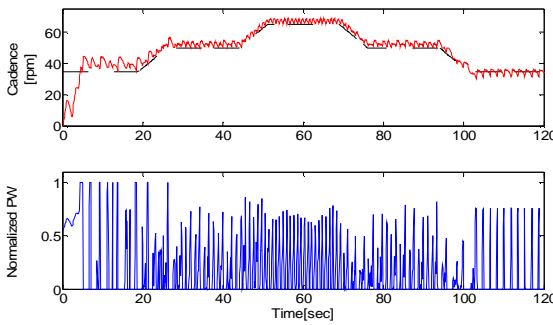
شبیه‌سازی‌ها در محیط سیمولینک مطلب (MATLAB/SIMULINK) انجام گرفته و روش حل معادلات دیفرانسیل، روش رونگ-کوتا با گام ثابت 0/01 ثانیه بوده است. فرکانس سیگنال تحریک برابر با 20 هرتز فرض شده‌است. شکل 3 عملکرد کنترل کننده در شرایط مختلف را نشان می‌دهد. مشاهده می‌شود که کنترل کننده توانسته با تغییر عرض پالس‌های تحریک به نحو مناسبی حلقه کنترل را پایدار نگه‌داشته و مسیر مرجع را دنبال کند. آزمایش اول در حالی انجام شده که هیچ اغتشاشی حضور نداشته‌است و نتیجه آن در نمودار 3-الف حاکی از عملکرد خوب این روش است. در دو آزمایش بعدی کنترل کننده در معرض دو بار اغتشاشی قرار گرفته و اثر آن‌ها را به خوبی جبران نموده‌است (شکل‌های 3-ب و 3-ج).

به منظور ارزیابی مقاومت کنترل کننده در برابر خاصیت متغیر با زمان سیستم اسکلتی-عضلانی، میزان وزن ران

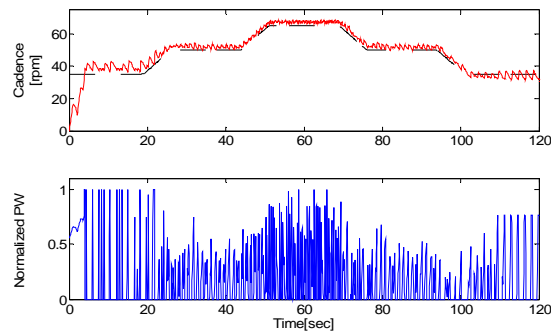
راست مدل مجازی 50% افزایش و بطور همزمان وزن پای چپ 50% کاهش داده شده است. عملکرد کنترل کننده در شکل 3-د نشان داده شده است. نتایج نشان می‌دهد که کنترل کننده نسبت به تغییرات سیستم، مقاوم بوده و توانسته مسیر مطلوب را دنبال کند. در شکل 3-ه، عملکرد کنترل کننده را در هنگام تغییر وزن ساقها نشان می‌دهد. در نمودار 3-و مشاهده می‌شود که کنترل کننده توانسته اثر خستگی را با گذشت زمان با افزایش ورودی کنترلی جبران کند.



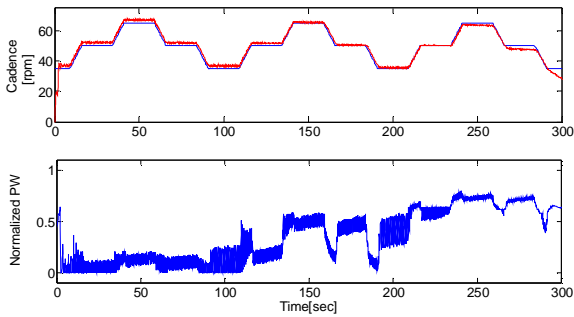
(د)



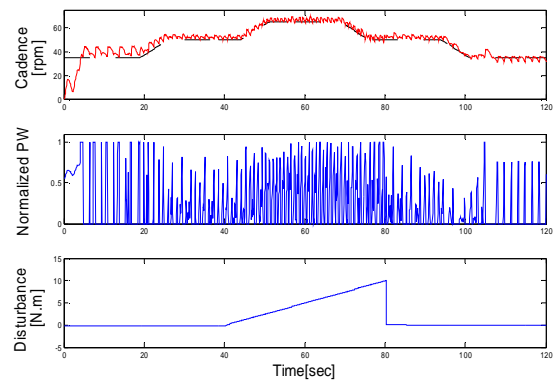
(ه)



(الف)

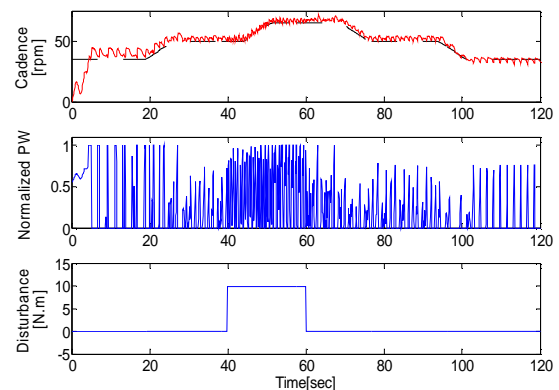


(و)



(ب)

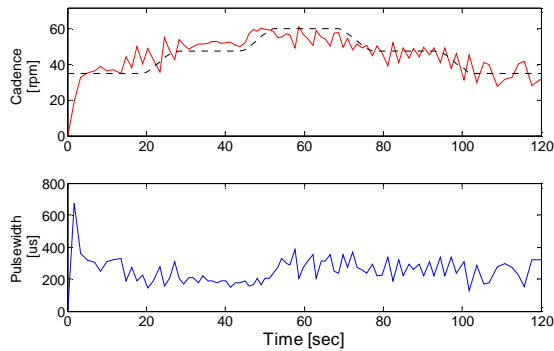
شکل 3: (الف) کنترل عصبی-لغزشی سرعت رکابزنی، (ب) کنترل در حضور بار اغتشاشی شیب با حداکثر دامنه 10 نیوتن-متر که در ثانیه 40 اعمال گردیده و 20 ثانیه ادامه یافته است، (ج) کنترل در حضور بار اغتشاشی پالسی با دامنه 10 نیوتن-متر شکل که در ثانیه 40 اعمال شده و 20 ثانیه ادامه یافته است، (د) کنترل برای زمانی که پارامترهای جرم ران راست و ران چپ بیمار مجازی به ترتیب به طور همزمان 50% افزایش و 50% کاهش یافته است. (ه) کنترل برای زمانی که پارامترهای جرم ساق راست و ساق چپ بیمار مجازی به ترتیب به طور همزمان 50% افزایش و 50% کاهش یافته است. (و) کنترل با لحاظ کردن اثر خستگی.



(ج)

4- آزمایشات انسانی

روش کنترلی حاضر سیگنال کنترلی را به نحوی تنظیم کرده تا خستگی در طول آزمایش جبران شود. ملاحظه می‌شود از ثانیه 80 به بعد، اگر چه سرعت رکاب زدن کاهش یافته، اما شدت سیگنال تحریک کم نشده است. این مساله بدلیل خستگی عضلانی است.



شکل 4: کنترل عصبی-لغزشی سرعت رکابزنی بیمار ضایعه نخاعی.

آزمایشات انسانی بر روی یک بیمار ضایعه نخاعی سطح T7 مذكر انجام گرفته است. برای این منظور، دوچرخه ثابتی آماده و تنظیم شده است. زاویه رکاب در حین آزمایش توسط یک انکودر 360 پالسی اندازه‌گیری شده و سرعت رکاب نیز از مشتق‌گیری بر خط همین زاویه بدست آمده است. برای تثبیت پا بر روی رکاب و محدود کردن حرکت به صفحه سهمی ساجیتال، دو ارتز ثابت کننده مچ پا طراحی و بر روی رکابها نصب شده است. سرعت رکاب زدن با فرکانس 2 کیلوهرتز توسط یک کارت مبدل آنالوگ به دیجیتال اخذ شده است. سیستم حلقه بسته تحریک الکتریکی عملکردی بکار رفته که کامپیوتری می‌باشد و از سیمولینک و Windows2000/XP برای اخذ برخط داده، پردازش و کنترل، بهره می‌گرفته‌است. در شکل 4 نتیجه آزمایش بر روی فرد ضایعه نخاعی دیده می‌شود. نکته جالب و قابل توجه که در شکل 4 کاملاً مشهود می‌باشد، این است که



- [۳] R. P. Jaime, Z. Matjačić, R. Murray-Smith, and K. J. Hunt, "Paraplegic Standing Supported by FES-Controlled Ankle Stiffness," IEEE Trans. Neural. Sys. Rehab. Eng, vol. 10, no. 4, pp. 239-248, 2002.
- [۴] M. M. Mirbagheri, M. Ladouceur, H. Barbeau, R. E. Kearney, "The effects of long-term FES-assisted walking on intrinsic and reflex dynamic stiffness in spastic spinal-cord-injured subjects," IEEE Trans. Neural. Sys. Rehab. Eng, vol. 10, no. 4, pp. 280-289, 2002.
- [۵] G.M. Lyons, T. Sinkjaer, J.H. Burridge, D.J. Wilcox, "A review of portable FES-based neural

مراجع

- [۱] E. B. Ringelstein, D. W. Droste, V. L. Babikian, D. H. Evans, D. G. Grosset, M. Kaps, H. S. Markus, D. Russell, and M. Siebler, "Consensus on Microembolus Detection by TCD," Stroke, vol. 29, pp. 725-729, 1998.
- [۲] R. Kamnik, J. Q. Shi, R. Murray-Smith, and T. Bajd, "Nonlinear Modeling of FES-Supported Standing-Up in Paraplegia for Selection of Feedback Sensors," IEEE Trans. Neural. Sys. Rehab. Eng, vol. 13, no. 1, pp. 40-52, 2005.

- C. Chang, "Applying fuzzy logic to control cycling movement induced by functional electrical stimulation," *IEEE Trans. Rehab. Eng.* vol. 5, no. 2, 1997.
- [۱۷] 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.*
- [۱۸] W. D. Chang, R. C. Hwang, and J. G. Hsieh, "Application of an auto-tuning neuron to sliding mode control," *IEEE Trans. On systems, man and cybernetics - Part C: applications and reviews*, vol 32, pp. 517-522, 2002.
- [۱۹] E. S. Idsø, "Development of a mathematical model of a rider-tricycle system," Technical report, Dept. of Engineering Cybernetics, NTNU, 2002.
- [۲۰] 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.
- orthoses for the correction of drop foot," *IEEE Trans. Neural. Sys. Rehab. Eng.* vol. 10, no. 4, pp. 260-279, 2002.
- [۲] S. Nemati and A. Erfanian, "Fuzzy Logic Control of Hand Grasp in Quadriplegics Using Functional Neuromuscular Stimulation," *Proceedings of the 11th Annual Conference of the International FES Society (IFESS), Japan, 2006.*
- [۳] S. F. Pollack, K. Axen, N. Spielholz, N. Levin, F. Haas, and K. T. Ragnarsson, "Aerobic training effects of electrically induced lower extremity exercises in spinal cord injured people," *Arch. Phys. Med. Rehab.*, vol. 70, pp. 214-219, 1989.
- [۴] D. L. Mutton, A. M. E. Scremin, T. J. Barstow, M. D. Scott, C. F. Kunkel, and T. G. Cagle, "Physiologic responses during functional electrical stimulation leg cycling and hybrid exercise in spinal cord injured subjects," *Arch. Phys. Med. Rehab.*, vol. 78, pp. 712-718, 1997.
- [۵] K. J. Hunt, C. Ferrario, S. Grant, B. Stone, A. N. McLean, M. H. Fraser, D. B. Allan, "Comparison of stimulation patterns for FES-cycling using measures of oxygen cost and stimulation cost," *Medical Engineering & Physics*, vol. 28, pp. 710-718, 2006.
- [۶] J. R. Harvey and M. B. Bradley, "Staff perceptions of the psychological benefits of FES training: A grounded theory approach," *SCI Psychosoc. Process*, pp. 92-98, 1992.
- [۷] T. W. J. Janssen, R. M. Glaser, and D. B. Shuster, "Clinical efficacy of electrical stimulation exercise training: Effects on health, fitness, and function," *Top. Spinal Cord Inj. Rehab.*, pp. 33-49, 1998.
- [۸] F. Angela, C. Sylvie, P. Claudio, T. H. Kakebeeke, K. J. Hunt, N. Donaldson, P. Eser, "High-volume FES-cycling partially reverses bone loss in people with chronic spinal cord injury," *Bone*, 2008.
- [۹] A. Stefanovska, L. Vodovnik, N. Gros, S. Rebersek, R. Acimovic-Janezic, "FES and Spasticity," *IEEE Trans. Rehab. Eng.*, Vol. 36, No. 7, 1989.
- [۱۰] K. J. Hunt, B. Stone, N-O. Negard, T. Schauer, M. H. Fraser, A. J. Cathcart, et al, "Control strategies for integration of electric motor assist and functional electrical stimulation in paraplegic cycling utility for exercise testing and mobile cycling," *IEEE Trans. Neural. Sys. Rehab. Eng.* pp. 89-101, 2004.
- [۱۱] M. Gföhler, T. Angeli, T. Eberharter, P. Lugner, W. Mayr, C. Hofern, "Test bed with force measuring crank for static and dynamic investigations on cycling by means of functional electrical stimulation," *IEEE Trans. Neural. Syst. Rehab. Eng.* vol. 9, no. 5, 2001.
- [۱۲] J-J. Chen, N-Y. Yu, D-G. Huang, B-T. Ann, G-