

کنترل بهینه گام برداشتن در افراد دچار ضایعه نخاعی با استفاده از تحریک الکتریکی عملکردی عصبی-عضلانی

وهاب نکوکار، عباس عرفانیان امیدوار

آزمایشگاه کنترل عصبی-عضلانی، مرکز فناوری عصبی ایران، گروه مهندسی پزشکی، دانشکده مهندسی برق، دانشگاه علم و صنعت ایران
erfanian@iust.ac.ir

چکیده - در این مقاله یک مدل گام برداشتن در انسان با سه درجه آزادی در صفحه دو بعدی برای تولید الگوهای تحریک عضلات در افراد دچار ضایعه نخاعی ارائه شده است. مدل شامل مفصل‌های ران، زانو و قوزک پا است. عضلات بازکننده و خم‌کننده در هر مفصل در نظر گرفته شده و مدل ریاضی آنها در سیستم وارد گردیده است. بر اساس معادلات دینامیکی سیستم، مدل فضای حالت سیستم به دست آمده و گسسته‌سازی شده است. یک تابع هزینه بر اساس ردیابی مسیر دلخواه برای هر سه مفصل، در نظر گرفته شده و با استفاده از مدل گسترش داده شده و برنامه‌ریزی پویا، یک کنترل بهینه بر اساس تابع هدف تعیین شده است. نتایج نشان می‌دهد که کنترل کننده قادر به جبران رفتار متغیر با زمان سیستم عصبی-عضلانی از جمله خستگی عضلانی و اغتشاشات خارجی می‌باشد و مسیر مطلوب در زوایای ران، زانو و قوزک پا دنبال شده است.

کلید واژه - تحریک الکتریکی عملکردی، کنترل بهینه، کنترل گام برداشتن، ضایعه نخاعی.

۱- مقدمه

امروزه مطالعات زیادی برای بهبود زندگی بیماران معلول ضایعه نخاعی انجام می‌پذیرد. یکی از موضوعات مهم تحقیقاتی در این افراد، بازگرداندن عملکرد حرکتی در اندام فلج این افراد است. استفاده از تحریک الکتریکی عملکردی^۱ یکی از روش‌های بالقوه موثر برای ایجاد حرکت در اندام فلج افراد دچار ضایعه نخاعی و صدمه مغزی مطرح است. با این حال محدودیت‌های فراوانی در استفاده از FES با الکترودهای روی پوستی^۲ و یا زیر پوستی^۳ وجود دارد و با وجود این محدودیت‌ها و مشکلات نمی‌توان عملکرد حرکتی را در فرد ضایعه نخاعی به صورت کامل برگرداند [۱].

یکی از مهمترین موانع بر سر راه گسترش کاربردهای FES، عدم وجود استراتژی‌های کنترل حرکت در عضو فلج می‌باشد. تا کنون روش‌های مختلفی برای کنترل حرکت گام برداشتن با استفاده از FES ارائه شده است. از این قبیل می‌توان به کنترل حلقه باز

[۲]، کنترل غیر تحلیلی^۴ [۳]، کنترل گشتاور محاسبه شده^۵ [۴]، کنترل پیش‌بین [۵] و کنترل بهینه [۱] و [۶] اشاره کرد. اما هنوز ارائه یک روش کنترل مقاوم که قادر به جبران رفتار متغیر با زمان سیستم‌های عصبی-عضلانی و اغتشاشات خارجی باشد، به صورت یک مساله باز مطرح است. اندام تحتانی گام برداشتن انسان بسیار پیچیده است و می‌توان آن را به صورت یک سیستم غیرخطی دینامیک، چند محرکه^۶ و افزونه^۷ در نظر گرفت. تا کنون مدل‌های فراوانی برای گام برداشتن انسان ارائه شده است. بعضی از آنها بسیار ساده و بعضی دیگر خیلی پیچیده می‌باشند. به طور مثال می‌توان راه رفتن را با یک مدل پاندول معکوس دو لینکی در صفحه [۷] و یا یک مدل ریاضی پیچیده با ۲۳ درجه آزادی در فضا مدل کرد [۸]. اما چیزی که مهم است بهینه بودن مدل ریاضی است. مدل نباید خیلی پیچیده باشد زیرا طراحی کنترل کننده با افزایش پیچیدگی، دشوار می‌گردد و همچنین نباید خیلی ساده باشد. در

⁴ Nonanalytical control

⁵ Computed torque control

⁶ Multi-actuator

⁷ Redundant

¹ Functional electrical stimulation (FES)

² Surface electrode

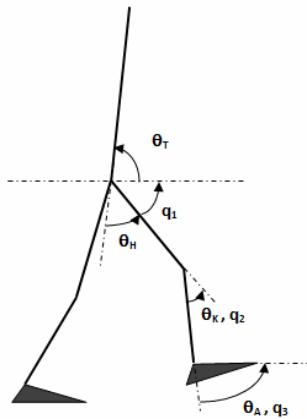
³ Percutaneous electrode

۲- مدل گام برداشتن

مدل راه رفتن انسان در این مقاله به صورت یک پای سه لینکی در صفحه سهمی مدل شده است (شکل ۱). لینکها و مفصلها، صلب در نظر گرفته شده‌اند. در این مدل فرض شده که فرد ضایعه نخاعی با عصا گام برمی‌دارد و کنترل ارادی روی بالاتنه خود دارد لذا بالاتنه وارد مدل نشده است. نیروهای عکس‌العمل زمین^{۱۱} نیز در مدل در نظر گرفته شده و به کف پا اعمال می‌شود. معادلات دینامیکی حرکت سیستم را می‌توان به فرم استاندارد نوشت:

$$M\ddot{q}(t) + C\dot{q}(t) + G + \tau_{fd} = \tau(t) \quad (1)$$

که در آن $q(t) = [q_1 \ q_2 \ q_3]^T$ و $\dot{q}(t) = [\dot{q}_1 \ \dot{q}_2 \ \dot{q}_3]^T$ به ترتیب جابجایی و سرعت لحظه‌ای مفصلها هستند. $M: R^3 \rightarrow R^{3 \times 3}$ ماتریس ممان اینرسی، $C: R^3 \times R^3 \rightarrow R^{3 \times 3}$ ماتریس نیروی گریز از مرکز و پیچشی^{۱۲}، $G: R^3 \rightarrow R^3$ ماتریس گشتاور به وجود آمده از نیروی گرانش زمین، $\tau_{fd} = [\tau_{fd1} \ \tau_{fd2} \ \tau_{fd3}]^T$ گشتاور اغتشاشی و گشتاور به‌وجود آمده از نیروی عکس‌العمل زمین به کف پا و $\tau(t) = [\tau_1 \ \tau_2 \ \tau_3]^T$ ماتریس گشتاور ایجاد شده توسط عضلات است.



شکل ۱: مدل استفاده شده برای گام برداشتن انسان

به هر مفصل یک عضله خم‌کننده و یک عضله بازکننده متصل هستند که نمادی از کلیه عضلات متصل به مفصل می‌باشند. برای مدل عضله از مدل ارائه شده در [۱] استفاده شده است.

صورت سادگی بیش از حد، طراحی کنترل‌کننده ساده است اما مدل، دینامیک سیستم واقعی را بیان نمی‌کند. در [۱] فرض شده که در هنگام راه رفتن ارتوز روی مفصل قوزک پا قرار گرفته و این مفصل می‌تواند حدود ۵ درجه حرکت کند اما کنترلی روی آن صورت نمی‌گیرد. همچنین فرض شده که فرد با عصا حرکت می‌کند و کنترل ارادی روی بالاتنه خود دارد. بنابراین گام برداشتن با یک مدل ۲ لینکی با دو درجه آزادی در صفحه سهمی^۸ برای مفاصل زانو و ران در نظر گرفته شده است. همچنین برای هر مفصل یک عضله بازکننده^۹ و یک عضله خم‌کننده^{۱۰} فرض شده است که این دو عضله نماینده عضلات تأثیرگذار بر روی مفصل می‌باشند. از کنترل بهینه به روش برنامه‌ریزی پویا برای تعقیب مسیر مطلوب برای دو مفصل زانو و ران استفاده شده است. در [۴] مدل اسکلتی-عضلانی [۸] با ۲۳ درجه آزادی در فضا و ۵۴ عضله آورده شده و کنترل مسیر بر اساس کنترل گشتاور محاسبه شده انجام گردیده است. این مدل گام برداشتن بسیار کامل بوده، اما پیچیده است. در [۶] هم مدل گام برداشتن با ۷ درجه آزادی در صفحه سهمی بیان شده است. اما در این مدل، عضله‌ای در نظر گرفته نشده است و ورودی مدل گشتاور می‌باشد. در این مقاله نیز از کنترل بهینه برای ردیابی مسیر مطلوب مفاصل استفاده شده است. در [۲] نیز گام برداشتن با یک مدل ۹ درجه آزادی در فضا مدل شده است که بالاتنه را نیز شامل می‌شود اما هدف کنترل گام برداشتن نبوده و نقش هر عضله در هنگام راه رفتن مورد بررسی قرار گرفته است. در این مقاله، ابتدا یک مدل جدید از گام برداشتن در افراد دچار ضایعه نخاعی ارائه شده است. سپس با استفاده از این مدل، یک کنترل بهینه برای کنترل حرکت گام برداشتن ارائه شده و کارایی کنترل‌کننده در شرایط مختلف از جمله خستگی عضلانی و اغتشاشات خارجی مورد بررسی قرار گرفته است. قابل ذکر است که در هیچ یک از مطالعات قبلی گام برداشتن، مقاوم بودن روش کنترل مورد تحلیل قرار نگرفته است که شامل تحلیل اثر اغتشاشات خارجی و خستگی عضلانی می‌باشد

^{۱۱} Ground reaction force

^{۱۲} Centrifugal and Coriolis Force

^۸ Sagittal

^۹ Extensor

^{۱۰} Flexor

$$\dot{x}_{2k+1} = x_{2k}$$

$$\dot{x}_{2k} = F_{2k}(x) + \sum_{i=1}^6 G_{2k,i}(x)u_i \quad k=1,2,3 \quad (8)$$

بردار متغیرهای حالت شامل $x = [x_1 \ x_2 \ x_3 \ x_4 \ x_5 \ x_6]^T$ موقعیت و سرعت لحظه‌ای مفصل‌ها، $F(x)$ و $G(x)$ توابع غیر خطی از متغیرهای حالت و u دامنه سیگنال تحریک عضله است که به عنوان ورودی سیستم شناخته می‌شود.

وظیفه کنترلی دنبال کردن مسیر مطلوب برای موقعیت لحظه‌ای مفاصل یا همان $x_1(t)$ ، $x_3(t)$ و $x_5(t)$ است. در این تحقیق از یک کنترلر بهینه استفاده شده که خروجی آن دامنه تحریک هر کدام از عضله‌های خم‌کننده و بازکننده را تعیین می‌کند. تابع هدف کنترل کننده به صورت (۹) تعریف می‌شود.

$$J = \int_0^T [\lambda_1(x_1 - x_{d1})^2 + \lambda_3(x_3 - x_{d3})^2 + \lambda_5(x_5 - x_{d5})^2] dt \quad (9)$$

که در آن $x_d = [x_{d1}(t) \ x_{d3}(t) \ x_{d5}(t)]^T$ بردار مسیر دلخواه برای موقعیت لحظه‌ای مفاصل می‌باشد. برای حل مسأله بهینه، ابتدا معادلات حالت سیستم و تابع هدف (۹) بر اساس تعریف مشتق گسسته می‌شود:

$$J[n] = \lambda_1(x_1[n] - x_{d1}[n])^2 + \lambda_3(x_3[n] - x_{d3}[n])^2 + \lambda_5(x_5[n] - x_{d5}[n])^2 \quad (10)$$

حال کافی است برای هر مرحله، تابع هدف (۱۰) کمینه شود. برای بهینه‌سازی از روش برنامه‌ریزی پویا^{۱۴} استفاده شده است.

۴- نتایج کنترل گام برداشتن

برای مدل‌سازی و کنترل از نیروهای کف پا و شتاب خطی مفصل ران در هنگام گام برداشتن یک فرد سالم استفاده شده است [۱] و [۵]. خروجی کنترل کننده دامنه سیگنال تحریک عضله است که بین صفر و یک نرمالیزه شده است. در شکل ۲ نتایج کنترل گام برداشتن نشان داده شده است. در این شکل‌ها، موقعیت مفصل‌های ران، زانو و قوزک پا، سیگنال تحریک عضلات خم‌کننده و بازکننده و گشتاورهای ایجاد شده توسط عضلات نشان داده شده است.

ورودی این مدل، دامنه سیگنال تحریک الکتریکی به عضله‌ها و خروجی آن گشتاور ایجاد شده توسط عضله‌ها می‌باشد. دینامیک تحریک^{۱۳}، رابطه طول-گشتاور و رابطه سرعت-گشتاور در این مدل در نظر گرفته شده است. گشتاور اعمال شده در هر مفصل عبارت است از:

$$\tau_i = \tau_i^f - \tau_i^e - \tau_i^r \quad i=1,2,3 \quad (2)$$

τ_i^f گشتاور ایجاد شده در عضله خم‌کننده مربوط به مفصل i ام، τ_i^e گشتاور خروجی عضله بازکننده مفصل i ام و τ_i^r گشتاور مقاوم اعمال شده به مفصل به سبب وجود بافت‌های منفعل می‌باشد. در روابط (۳) تا (۷) مدل ریاضی عضله بیان شده است. همان طور که مشاهده می‌شود معادلات (۳) و (۴) از قسمت تشکیل شده‌اند.

$$\tau_i^f = (c_{j2}\theta_i^2 + c_{j1}\theta_i + c_{j0})g_i^f(\dot{\theta}_i)u_j \quad (3)$$

$$\tau_i^e = (c_{j2}\theta_i^2 + c_{j1}\theta_i + c_{j0})g_i^e(\dot{\theta}_i)u_j \quad (4)$$

$$g_i^f(\dot{\theta}_i) = \begin{cases} c_{j4} & \dot{\theta}_i < (1-c_{j4})/c_{j3} \\ 1-c_{j3}\dot{\theta}_i & (1-c_{j4})/c_{j3} \leq \dot{\theta}_i < 1/c_{j3} \\ 0 & 1/c_{j3} \leq \dot{\theta}_i \end{cases} \quad (5)$$

$$g_i^e(\dot{\theta}_i) = \begin{cases} 0 & \dot{\theta}_i < -1/c_{j3} \\ 1+c_{j3}\dot{\theta}_i & -1/c_{j3} \leq \dot{\theta}_i < (c_{j4}-1)/c_{j3} \\ c_{j4} & (c_{j4}-1)/c_{j3} \leq \dot{\theta}_i \end{cases} \quad (6)$$

$$\tau_i^r = d_{i1}(\theta_i - \theta_{i0}) + d_{i2}\dot{\theta}_i + d_{i3}\exp(d_{i4}\theta_i) - d_{i5}\exp(d_{i6}\theta_i) \quad (7)$$

اندیس‌های $i=1,2,3$ اشاره به مفصل‌های اول تا سوم و $j=1,\dots,6$ به عضلات اول تا ششم می‌کند. قسمت اول (۵) و (۶) بیان کننده رابطه سرعت-گشتاور و قسمت باقیمانده معادلات (۳) و (۴) مربوط به دینامیک تحریک می‌باشد. مقادیر پارامترهای c و d از [۱] استخراج شده است. θ_{i0} موقعیت طبیعی مفصل i ام است. همان‌طور که در معادلات (۳) تا (۷) مشاهده می‌شود. بر خلاف آنچه در رباتیک وجود دارد، مدل عضله از یک معادله غیر خطی تبعیت می‌کند.

۳- کنترل بهینه

با استفاده از معادلات (۱) تا (۷) می‌توان معادلات فضای حالت سیستم را به صورت کانونیکال به دست آورد:

¹⁴ Dynamic programming

¹³ Activation Dynamics

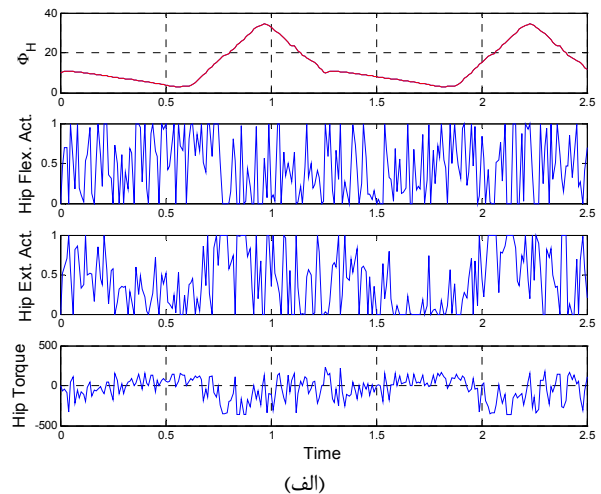
مشاهده می‌شود موقعیت مفصل‌ها به خوبی کنترل شده است. همچنین سیگنال کنترلی و گشتاور ایجاد شده توسط عضلات در حد معقول می‌باشد. عضله خم‌کننده، گشتاور مثبت و عضله بازکننده گشتاور منفی به مفصل مربوطه اعمال می‌کنند. هنگامی که مفصل باید بسته شود، عضله خم‌کننده آن توسط کنترل‌کننده تحریک می‌شود بنابراین دامنه سیگنال تحریک عضله خم‌کننده، افزایش و دامنه سیگنال تحریک عضله بازکننده، کاهش می‌یابد. برعکس این پدیده نیز صادق است. وزن ساق و کف پا نیز باعث باز شدن مفصل زانو می‌شود. بنابراین در مواقعی که لازم است مفصل زانو باز شود، به جای عضله بازکننده، عضله خم‌کننده مفصل زانو توسط کنترل‌کننده تحریک می‌شود تا اثر وزن پا مهار شود و ردیابی مسیر به صورت صحیح انجام شود.

نکته قابل توجه دیگر این که در برخی از فواصل زمانی، عضلات بازکننده و خم‌کننده بطور همزمان فعال شده‌اند. به این پدیده فعال‌سازی هم‌زمان^{۱۵} گفته می‌شود. فعال‌سازی هم‌زمان در هنگام حرکات عادی وجود دارد و میزان سختی^{۱۶} مفاصل تنظیم و فشار را در سطح مفصل توزیع می‌کند و عامل پایداری و محافظت مفصل در حال حرکت و عامل نکه‌دارنده در سرعت‌های بالای حرکت است [۱۰]. همچنین فعال‌سازی هم‌زمان در جبران اثر اغتشاشات نیز تأثیرگذار است [۱۱]. میزان فعال‌سازی هم‌زمان در انسان به شدت تحریک، نوع عملکرد عضله، میزان مهارت فرد در حرکت و میزان خستگی وابسته است و توسط مرکز سیستم عصبی و نخاع کنترل می‌شود [۱۲].

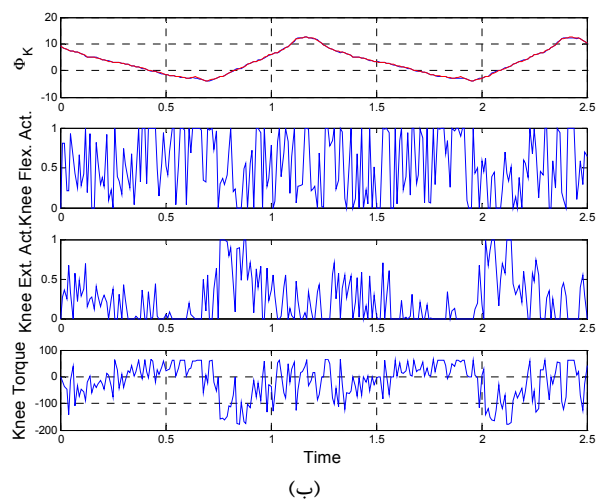
با توجه به اهمیت فعال‌سازی هم‌زمان، در تحریک الکتریکی عملکردی این فرآیند به وسیله نگاشت‌های از پیش تعریف شده در نظر گرفته می‌شده است [۱۰]. اما نتایج تحقیق حاضر نشان می‌دهد که روش کنترلی قادر به ایجاد فعال‌سازی هم‌زمان بوده، بدون اینکه نیازی به تعریف نگاشتی از قبل باشد.

اغتشاشات خارجی

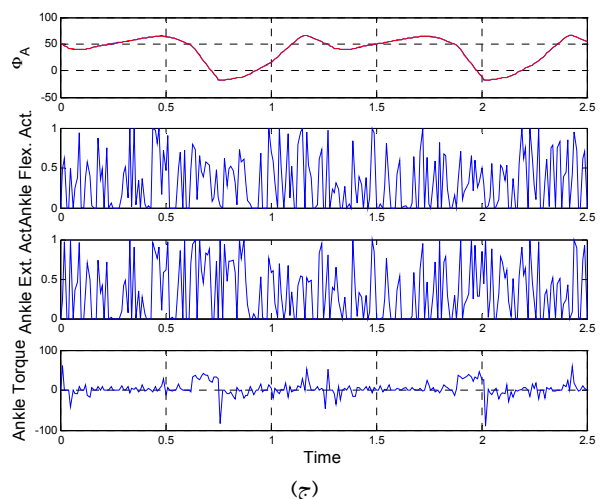
برای تحلیل اثر اغتشاشات خارجی در ثانیه ۱/۵، یک اغتشاش ۱۰۰ نیوتن متر در جهت خم‌شدن مفصل ران و در ثانیه ۳ نیز، یک اغتشاش ۲۰۰ نیوتن متر در همان جهت به مفصل ران وارد



(الف)



(ب)

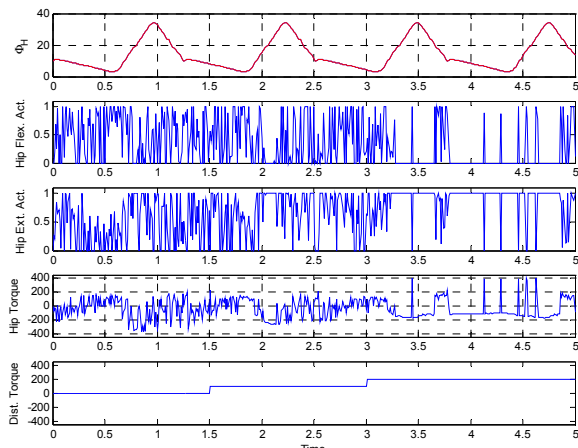


(ج)

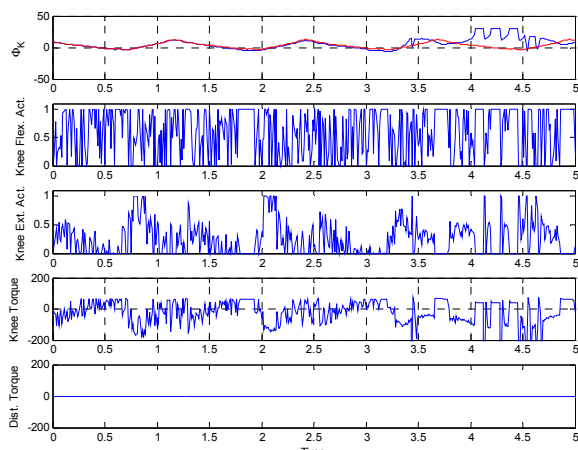
شکل ۲: کنترل گام برداشتن و تعقیب مسیر مطلوب مفصل ران (الف)، مفصل زانو (ب) و مفصل قوزک (ج). شکل‌ها از بالا به پایین عبارتند از: زاویه مفصل، سیگنال تحریک مفصل خم‌کننده، سیگنال تحریک مفصل بازکننده و گشتاور اعمال شده به مفصل توسط عضلات.

¹⁵ Coactivation

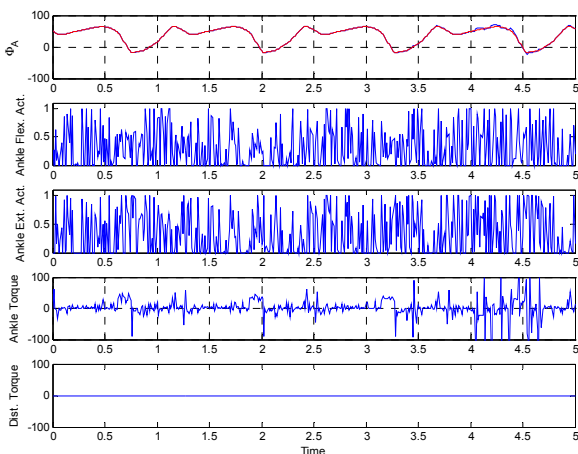
¹⁶ Stiffness



(الف)



(ب)



(ج)

شکل ۳: کنترل گام برداشتن در حضور اغتشاش بر مفصل ران و اثر آن روی مفصل ران (الف)، مفصل زانو (ب) و مفصل قوزک (ج). شکل‌ها از بالا به پایین عبارتند از: زاویه مفصل، سیگنال تحریک مفصل خم‌کننده، سیگنال تحریک مفصل بازکننده، گشتاور اعمال شده به مفصل توسط عضلات و گشتاور اغتشاشی وارد شده به مفصل.

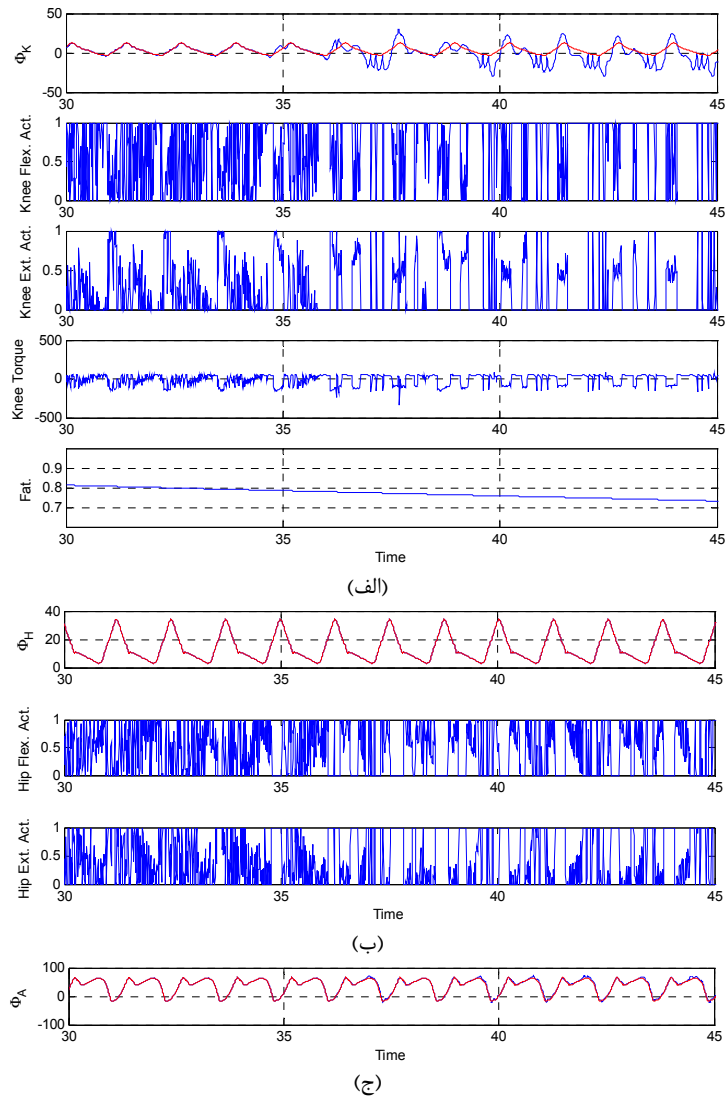
شده است. نتایج در شکل ۳ نشان داده شده است. چون اغتشاش خارجی در جهت خم‌شدن مفصل بوده، بعد از اعمال اغتشاش، دامنه سیگنال تحریک عضله خم‌کننده کاهش و دامنه سیگنال تحریک عضله بازکننده افزایش یافته است تا اثر اغتشاش جبران شود. همچنین به دلیل برهمکنش^{۱۷} بین مفصل ران و زانو سیگنال تحریک عضلات زانو نیز در جهت جبران اثر اغتشاش تغییر کرده‌اند اما تغییر چندانی در سیگنال تحریک عضلات مفصل قوزک دیده نمی‌شود زیرا اثر برهمکنشی بین مفصل ران و قوزک کم است. با وارد شدن اغتشاش ۱۰۰ نیوتن متر، کنترل‌کننده توانسته اثر اغتشاش را جبران کند اما وقتی در ثانیه ۳ میزان اغتشاش خارجی افزایش می‌یابد، دیگر کنترل‌کننده توانایی جبران اثر اغتشاش را ندارد زیرا سیگنال تحریک عضله بازکننده مفصل ران به اشباع رفته است بنابراین خطای ردیابی در مفصل زانو افزایش یافته است.

خستگی عضلانی

یکی از عوامل مهم محدود کننده کارایی روش‌های کنترل حرکت سیستم‌های عصبی-عضلانی، پدیده خستگی عضلانی است. در هنگام تحریک طولانی مدت، عضله قادر به تولید نیروی لازم نیست. برای جبران کاهش نیرو، لازم است که سیگنال تحریک افزایش یابد. در این بخش، قابلیت عملکرد کنترل‌کننده در هنگام خستگی عضلانی مورد بررسی قرار گرفته است. برای مدل‌سازی فرآیند خستگی عضلانی، خروجی عضله در یک تابع نمایی ضرب می‌شود. این تابع بطور نمایی در طول ۱۰۰ ثانیه به نصف مقدار اولیه می‌رسد.

در شکل ۴، نتایج کنترل حرکت در هنگام خستگی عضلانی نشان داده شده است. ملاحظه می‌شود که تا حدود زمان ۳۵ ثانیه کنترل‌کننده قادر به جبران خستگی عضلانی بوده است و در نتیجه دقت دنبال کردن مسیر مطلوب کاهش نیافته است. اما بعد از زمان ۳۵ ثانیه، زاویه مفصل زانو مسیر مطلوب را دنبال نکرده است. علت این امر این است که سیگنال کنترل به مقدار ماکزیمم خود رسیده است. همچنین ملاحظه می‌شود که کنترل زوایای ران و قوزک پا بخوبی در هنگام خستگی انجام شده است زیرا در این مفاصل هنوز سیگنال کنترلی به اشباع نرفته است.

¹⁷ Interaction



شکل ۴: کنترل گام برداشتن و اثر خستگی عضلانی زانو (الف)، ران (ب) و قوزک (ج). شکل‌ها از بالا به پایین عبارتند از: زاویه مفصل، سیگنال تحریک مفصل خم‌کننده، سیگنال تحریک مفصل بازکننده، گشتاور اعمال شده به مفصل توسط عضلات و ضریب خستگی عضلانی.

۵- جمع‌بندی

در این مقاله، گام برداشتن انسان با یک مدل ۳ لینکی در صفحه سهمی مدل شده است. فرض شده که فرد ضایعه نخاعی اراده روی بالاتنه خود دارد بنابراین بالاتنه در مدل در نظر گرفته نشده و پا با سه درجه آزادی مربوط به مفاصل ران، زانو و قوزک مدل شده است. همچنین برای هر مفصل دو عضله بازکننده و خم‌کننده فرض شده است. برای کنترل مسیر از کنترل بهینه استفاده شده است. نتایج نشان می‌دهد که کنترل بهینه در شرایط عادی توانسته مسیر

دلخواه موقعیت مفاصل‌ها را به خوبی دنبال کند. گشتاور اعمال شده به مفاصل توسط عضلات در رنج قابل قبولی است. در عضلات بازکننده و خم‌کننده هر یک از مفاصل فعال‌سازی هم‌زمان دیده می‌شود که در گام برداشتن انسان نیز این پدیده وجود دارد. کنترل‌کننده می‌تواند اثر اغتشاشات خارجی را تا حدودی جبران کند اما با زیاد شدن اغتشاشات خارجی، عملکرد کنترل‌کننده دچار مشکل می‌شود زیرا سیگنال‌های تحریک عضلات به سطح اشباع خود می‌رسند.

- Transactions on Biomedical Engineering*, vol. 42, no. 11, pp.1117-1127, 1995.
- [4]. D. G. Thelen and F. C. Anderson, "Using computed muscle control to generate forward dynamic simulations of human walking from experimental data," *Journal of Biomechanics*, vol. 39, pp. 1107-1115, 2006.
- [5]. L. Ren, R. K. Jones and D. Howard, "Predictive modelling of human walking over a complete gait cycle," *Journal of Biomechanics*, vol. 40, pp. 1567-1574, 2006.
- [6]. D. B. Popovic, "Control of walking in disabled humans," *Journal of Automatic Control*, University of Belgrade, vol. 13, pp. 5-33, 2003.
- [7]. M. G. Pandy, "Simple and complex models for studying muscle function in walking," *The Royal Society*, pp. 1501-1509, 2003.
- [8]. F. C. Anderson and M. G. Pandy, "Dynamic optimization of human walking," *Transactions of the ASME*, vol. 123, pp. 381-390, 2001.
- [9]. F. C. Anderson and M. G. Pandy, "A dynamic optimization solution for vertical jumping in three dimensions," *Computer Methods in Biomechanics and Biomedical Engineering*, vol. 2, pp. 201-231, 1999.
- [10]. B. Zhou, S. R. Katz, R. V. Baratta, M. Solomonow and R. D. D'Ambrosia, "Evaluation of antagonist coactivation strategies elicited from electrically stimulated muscles under load-moving conditions," *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, vol. 44, no. 7, pp. 620-633, 1997.
- [11]. P. L. Gribble, L. I. Mullin, N. Cothros and A. Mattar, "Role of cocontraction in arm movement accuracy," *Journal of Neurophysiol*, vol. 89, pp. 2396-2405, 2003.
- [12]. M. Lévénez, Ch. Kotzamanidis, A. Carpentier and J. Duchateau, "Spinal reflexes and coactivation of ankle muscles during a submaximal fatiguing contraction," *Journal of Applied Physiology*, vol. 99, pp. 1182-1188, 2005.

اثر خستگی در مفاصل به خوبی در ۳۵ ثانیه اول کنترل شده است. اما بعد از این زمان به دلیل اشباع رفتن سیگنال کنترلی ردیابی مسیر در مفصل زانو کیفیت خود را از دست داده است. نتایج نشان می‌دهد که مفصل زانو بیشتر از دو مفصل دیگر یعنی مفصل ران و قوزک، تحت تأثیر اغتشاشات خارجی و خستگی عضلانی بوده است. این پدیده به این علت است که اثر برهمکنشی روی مفصل زانو بیشتر از دو مفصل دیگر است. یعنی حساسیت به نامعینی در ردیابی مسیر مطلوب مفصل زانو نسبت به مفاصل ران و قوزک بیشتر است. به همین خاطر کنترل‌کننده باید سیگنال تحریکی با دامنه بیشتر برای عضلات مفصل زانو مخصوصاً عضله خم‌کننده ایجاد کند تا بتوان اثر برهمکنشی بین مفصل زانو و دو مفصل دیگر را تا حد ممکن جبران کرد و هنگامی که سیگنال تحریک به اشباع می‌رود، ردیابی مسیر کیفیت خود را از دست می‌دهد.

این تحقیق گام ابتدایی برای کنترل روی خط گام برداشتن برای افراد ضایعه نخاعی به روش FES می‌باشد. عضلاتی که برای هر یک از مفاصل‌ها به عنوان عضله بازکننده و خم‌کننده در نظر گرفته شده است، برای استفاده از الکترودهای روی پوستی قابل دسترسی است لذا می‌توان با محدودیت‌های موجود FES همچنان از این مدل در کنترل روی خط استفاده کرد.

سپاسگزاری

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

مرجع

- [1]. D. B. Popovic, R. B. Stein, M. N. Oguztoreli, M. Lebedowska and S. Jonic, "Optimal control of walking with functional electrical stimulation: a computer stimulation study," *IEEE Transactions on Rehabilitation Engineering*, vol. 7, no. 1, pp. 69-79, 1999.
- [2]. G. T. Yamaguchi and F. E. Zajac, "Restoring unassisted natural gait to paraplegics via functional neuromuscular stimulation: a computer stimulation," *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, vol. 37, no. 9, pp. 886-902, 1990.
- [3]. J. J. Abbas and H. J. Chizeck, "Neural network control of FNS systems computer simulation studies," *IEEE*