

Optimization of Stimulation Patterns in Paraplegic Walker-Assisted Walking using Functional Electrical Stimulation

V. Nekoukar¹, A. Erfanian^{2*}

¹Ph.D Student, Biomedical Engineering Group, Electrical Engineering Department, Iran University of Science and Technology, Tehran, Iran, nekoukar@iust.ac.ir

²Associate professor, Biomedical Engineering Group, Electrical Engineering Department, Iran University of Science and Technology, Tehran, Iran

Abstract

One major limitation of walker-supported walking using functional electrical stimulation (FES) in paraplegic subjects is the high energy expenditure and the high upper body effort. Paraplegics should exert high amount of hand force to stabilize the body posture and to compensate lack of the sufficient torques at the lower extremity joints. In this paper, we introduce a 2-D musculoskeletal model of walker-assisted FES-supported walking of paraplegics. Using the developed model and an optimal controller, the stimulation patterns are determined such that the tracking errors of lower joint reference trajectories are minimized and the muscle activations and the handle reaction force (HRF) are reduced. Outputs of the optimal controller are stimulation patterns of the lower body muscles and torque acting on the upper body joints. The results show that the HRF and ground reaction force (GRF) generated by simulation are in agreement with the measured HRF and GRF. Moreover, the results indicate that the simulation-generated stimulation patterns of lower body muscles are in consist with the stimulation patterns reported in the literatures.

Key words: Functional electrical stimulation, optimal control, walking, paraplegic, model.

*Corresponding author

Address: Abbas Erfanian Biomedical Engineering Group, Electrical Engineering Department, Iran University of Science and Technology, postal code:16846-13144, Tehran, Iran
Tel: +982177240465
Fax: +982177240490
E-mail: Erfanian@iust.ac.ir

تعیین الگوهای بهینه تحریک در گام برداشتن با واکر و با استفاده از تحریک الکتریکی عملکردی در افراد دچار ضایعه نخاعی

وهاب نکوکار^۱، عباس عرفانیان^{۲*}

^۱دانشجوی دکتری، آزمایشگاه کنترل عصبی-عضلانی، مرکز فناوری عصبی ایران، دانشکده مهندسی برق، دانشگاه علم و صنعت ایران،

تهران nekoukar@iust.ac.ir

^۲دانشیار، آزمایشگاه کنترل عصبی-عضلانی، مرکز فناوری عصبی ایران، دانشکده مهندسی برق، دانشگاه علم و صنعت ایران،

تهران

چکیده

بالا بودن سطح مصرف انرژی متابولیک و نیروی زیاد وارد بر دست و واکر از عوامل محدودکننده در گام برداشتن افراد دچار ضایعه نخاعی با کمک تحریک الکتریکی عملکردی، محسوب می‌شود. فرد معلول در هنگام گام برداشتن برای حفظ تعادل و جبران کمبود گشتاورهای ایجاد شده در مفاصل‌های پایین‌تنه، نیروی زیادی به دست واکر وارد می‌کند. در این مقاله یک مدل گام برداشتن فرد دارای ضایعه نخاعی با واکر در صفحه دو بعدی ارائه شده است. با استفاده از این مدل و کنترل بهینه الگوی تحریک عضلات طوری تعیین شده‌اند که علاوه بر کمینه بودن خطای ردیابی مسیر مرجع مفاصل‌های پایین‌تنه، میزان تحریک الکتریکی عضلات پایین‌تنه و همچنین نیروی عکس‌العمل دست واکر کمینه باشد. گشتاور لازم برای بالانته و دست‌ها نیز بر اساس همین تابع هزینه تعیین می‌شوند؛ اما مسیر مرجعی برای مفاصل‌های آنها تعریف نشده است. نتایج نشان می‌دهد که نیروهای عکس‌العمل دست واکر و زمین با مقادیر اندازه‌گیری شده، شباهت زیادی دارد و الگوی تحریک عضلات تولید شده در شبیه‌سازی با الگوهای تحریک گام برداشتن در مطالعات گذشته، مطابقت دارد.

کلیدواژه‌ها: تحریک الکتریکی عملکردی، کنترل بهینه، گام برداشتن، پاراپلژیک، مدل.

*عهده‌دار مکاتبات

نشانی: تهران، میدان رسالت، خیابان هنگام، خیابان دانشگاه، دانشگاه علم و صنعت ایران، دانشکده مهندسی برق، کدپستی: ۱۳۱۴۴ - ۱۶۸۴۶

تلفن: ۰۲۱۷۷۲۴۰۴۶۵، دورنگار: ۰۲۱۷۷۲۴۰۲۵۳، پیام‌نگار: erfani@iust.ac.ir

۱- مقدمه

امروزه مطالعات فراوانی برای بهبود زندگی بیماران معلول ضایعه نخاعی انجام می‌شود. یکی از موضوعات تحقیقاتی مهم مرتبط با این بیماران، بازگرداندن عملکرد حرکتی در اندام فلج این افراد است. استفاده از تحریک الکتریکی عملکردی^۱ یکی از روش‌های بالقوه مؤثر برای ایجاد حرکت در اندام فلج افراد دچار ضایعه نخاعی و صدمه مغزی است. با این حال محدودیت‌های فراوانی در استفاده از تحریک الکتریکی عملکردی با الکترودهای سطحی^۲ و یا زیر پوستی^۳ وجود دارد. از این محدودیت‌ها می‌توان به نبودن راهکارهای کنترلی مناسب حرکت در عضو فلج، شناخت ناکافی از سیستم عصبی-عضلانی، مصرف زیاد انرژی متابولیک، خستگی عضلانی، ناتوانی عضلانی و لزوم تمرینات پی در پی برای بیمار اشاره کرد. با وجود این محدودیت‌ها و مشکلات نمی‌توان عملکرد حرکتی را به طور کامل به فرد دارای ضایعه نخاعی بازگرداند [۱].

محققان روش‌های گوناگونی را برای کنترل حرکت گام برداشتن با استفاده از تحریک الکتریکی عملکردی مطرح کرده‌اند. به طور مثال می‌توان به کنترل حلقه^۴ باز [۱]، کنترل گشتاور محاسبه شده^۵ [۲]، کنترل پیش‌بین [۳] و کنترل بهینه [۴]-[۷] اشاره کرد. در مرجع [۱] گام برداشتن با یک مدل ۹ درجه آزادی در فضا بیان شده است که بالاتنه را نیز شامل می‌شود. کنترل از دو قسمت تشکیل شده است. ابتدا الگوهای تحریک الکتریکی توسط یک کنترل بهینه ایجاد می‌شود و سپس کاربر تحریک بهینه به دست آمده را به صورت سعی و خطا تنظیم می‌کند. هدف کنترل ردیابی مسیر بهینه و کاهش میزان خستگی عضلانی است. در مرجع [۳] مدلی از گام برداشتن با ۷ درجه آزادی در صفحه سهمی ارائه شده؛ اما در این مدل، عضله‌ای در نظر گرفته نشده است به طوری که ورودی مدل گشتاور وارد بر مفصل‌ها است. در این تحقیق نیز از روش کنترل بهینه برای ردیابی مسیر مرجع مفصل‌های پایین تنه استفاده شده است. در مرجع [۴] مدل ساده‌ای از گام برداشتن فرد دارای ضایعه نخاعی مطرح شده است. در این مطالعه فرض شده که در هنگام گام برداشتن، ارتوز روی مفصل قوزک پا قرار گرفته است و این مفصل می‌تواند حدود ۵ درجه حرکت کند، اما کنترلی روی آن وجود ندارد. همچنین فرض شده که فرد با واکر گام

برمی‌دارد و روی بالاتنه خود کنترل ارادی دارد ولی آثار بالاتنه در حرکت پایین‌تنه لحاظ نشده است. در این مدل تنها یکی از پاها در نظر گرفته شده است. گام برداشتن با یک مدل پاندول معکوس^۶ ۲ رابطی با ۲ درجه آزادی در صفحه سهمی^۵ با مفصل‌های زانو و ران بیان شده و برای هر مفصل یک عضله بازکننده^۶ و یک عضله جمع‌کننده^۷ در نظر گرفته شده است. از کنترل بهینه و روش برنامه‌ریزی پویا برای ردیابی مسیر مرجع هر دو مفصل زانو و ران و همچنین کمینه‌سازی میزان تحریک الکتریکی استفاده شده است. در مرجع [۶] مدلی برای گام برداشتن فرد دارای ضایعه نخاعی شبیه به مدل [۴] مطرح شده است. در این مدل نیز آثار بالاتنه لحاظ نشده و گام برداشتن به صورت یک پاندول معکوس^۶ ۳ رابطی با ۳ درجه آزادی در صفحه سهمی برای یکی از پاها مدلسازی شده است. بعلاوه مفصل قوزک پا نیز لحاظ شده است، اما کنترل تنها روی مفصل‌های قوزک پا و زانو وجود دارد. از کنترل بهینه برای ردیابی مسیر بهینه و کاهش میزان تحریک الکتریکی استفاده شده است. در مطالعه [۷] مدل اسکلتی-عضلانی گام برداشتن با ۲۳ درجه آزادی در فضای سه بعدی و ۵۴ عضله بیان شده است. از کنترل بهینه برای کاهش میزان انرژی متابولیک استفاده شده؛ اما هدف طراحی، کنترل ردیابی مسیر بهینه برای مفصل‌های پا و بالاتنه نبوده است و تنها برای مفصل‌ها، قیودی در ابتدا و انتهای گام برداشتن در نظر گرفته شده است. در مرجع [۲] نیز بر اساس مدل اسکلتی-عضلانی مطالعه [۷]، مدلی با ۲۱ درجه آزادی در فضای سه بعدی، ۸ رابط صلب و ۹۲ عضله مطرح شده است که هدف این مقاله ردیابی مسیر بر اساس کنترل گشتاور محاسبه شده است.

از عوامل مهم محدودکننده در استفاده از تحریک الکتریکی عملکردی برای ایستادن و گام برداشتن افراد دچار ضایعه نخاعی، مصرف زیاد انرژی متابولیک و بالا بودن میزان نیروی وارد بر دست‌ها است [۸]. وجود واکر در گام برداشتن افراد دچار ضایعه نخاعی امری ضروری است؛ زیرا فرد با کمک واکر می‌تواند تعادل بالاتنه خود را حفظ کند و خود را به جلو براند.

در هیچ یک از مطالعات مرور شده در بالا، واکر در مدل در نظر گرفته نشده است. بنابراین این مدل‌ها نمی‌توانند نقش بالاتنه را در گام برداشتن افراد دارای ضایعه نخاعی به خوبی بیان کنند.

¹ Functional electrical stimulation (FES)² Surface electrode³ Percutaneous electrode⁴ Computed torque control⁵ Sagittal⁶ Extensor⁷ Flexor

سه مفصل یک گروه عضلانی بازکننده و یک گروه عضلانی جمع‌کننده در نظر گرفته شده است. گروه‌های عضلانی بازکننده و جمع‌کننده به صورت تک مفصلی در نظر گرفته شده؛ اما پارامترهای مدل عضلات طوری انتخاب شده‌اند که اثر عضلات دومفصلی جبران شود [۶]. بالاتنه و لگن به صورت یک رابط با یک درجه آزادی مدل شده است. هر دست شامل دو مفصل شانه و آرنج است و چون مدل در صفحه بوده؛ اتصالات دو دست، بالاتنه و واکر یک حلقه سینماتیکی بسته را تشکیل می‌دهند. تعداد درجات آزادی برای هر دو دست در مجموع تنها ۲ درجه است. برای مچ دست درجه آزادی در نظر گرفته نشده و فرض می‌شود که زاویه بین ساعد و واکر در صفحه همواره ثابت است. واکر تنها می‌تواند روی زمین حرکت کند و از سطح زمین بلند نمی‌شود، ولی اصطحاکاکی بین آن و سطح زمین وجود ندارد. همچنین اصطحاکاکی برای مفصل‌ها و بین پای فرد و زمین در نظر گرفته نمی‌شود.

تماس بین پا و زمین با دو فنر و دو میراکننده^۸ موازی مطابق مرجع [۱۲] مدل‌سازی می‌شود. یک فنر و یک میراکننده در پاشنه و فنر و میراکننده دیگری در زیر پنجه در نظر گرفته شده است. در این روش، مقدار نیروی عمودی عکس‌العمل زمین در دو نقطه ذکر شده؛ اندازه‌گیری می‌شود. داده‌های اندازه‌گیری شده را می‌توان با یک تابع نمایی برآورد کرد به طوری که ورودی تابع نمایی، فاصله کف پا (در همان نقطه) از سطح زمین است. این تابع غیرخطی را می‌توان به صورت یک فنر غیرخطی و یک میراکننده موازی در نظر گرفت. برای دست‌ها و بالاتنه عضله در نظر گرفته نشده و گشتاور به صورت مستقیم بر مفصل‌های دست‌ها اعمال می‌شود، زیرا در کنترل فرد دچار ضایعه نخاعی، هدف ایجاد الگوی تحریک الکتریکی مناسب برای کنترل اندام تحتانی است و بالاتنه به صورت اختیاری توسط فرد کنترل می‌شود. معادلات دینامیکی حرکت سیستم اسکلتی را می‌توان به شکل استاندارد نوشت:

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

که در آن $\theta(t)$ و $\dot{\theta}(t)$ به ترتیب جابجایی و سرعت لحظه‌ای مفصل‌ها هستند. $M: R^9 \rightarrow R^{9 \times 9}$ ماتریس ممان اینرسی، $C: R^9 \times R^9 \rightarrow R^{9 \times 9}$ ماتریس نیروی گریز از مرکز و

برای کاهش انرژی متابولیک و نیروی وارد بر دست، تلفیق تحریک الکتریکی عملکردی و بریس‌هایی که تعادل فرد را هنگام گام برداشتن بیشتر می‌کند؛ پیشنهاد شده است [۹، ۸]. هدف تحقیق حاضر، ارائه راهکار جدید برای کاهش انرژی متابولیک مصرفی کمینه کردن نیروی دست در حین گام برداشتن فرد دارای ضایعه نخاعی با استفاده از واکر است. تا کنون در هیچ یک از مطالعات قبلی، مدل گام برداشتن با واکر ارائه نشده است. لذا در این مقاله ابتدا یک مدل گام برداشتن با واکر ارائه شده؛ سپس از این مدل برای تعیین الگوهای تحریک استفاده می‌شود. این مدل شامل هر دو پا، بالاتنه، دست‌ها و واکر است و برای هر دو پا عضله‌های بازکننده و جمع‌کننده در نظر گرفته شده است.

از کنترل بهینه برای بدست آوردن الگوی تحریک مناسب استفاده می‌شود. برای این منظور یک تابع ارزشی در نظر گرفته شده که شامل سه قسمت است: اول خطای ردیابی مسیر مرجع برای پایین‌تنه تا حرکت گام برداشتن ایجاد شود؛ دوم مقدار نیروهای دست در هر لحظه که باعث کاهش میزان انرژی متابولیک مصرفی شود و سوم دامنه تحریک الکتریکی تا عضلات در جایی که لازم نیست تحریک نشوند. چون واکر در مدل‌های پیشنهادی قبلی در نظر گرفته نشده، کمینه کردن نیروهای دست و نه تخمین آن از گشتاورها و نیروهای شانه و روش‌های مشابه، به صورت یک کار جدید در این مطالعه مطرح شده است. کنترل بهینه با الگوریتم بهینه‌سازی گروه ذرات^{۱۰} [۱۰] اجرا شده است. برای تعیین مسیر مرجع برای کنترل ردیابی، از داده‌های اندازه‌گیری شده از یک فرد سالم که با واکر گام برداشته، استفاده می‌شود. میزان بیشینه گشتاور ایجاد شده در مفصل‌های پا بوسیله عضلات و الگوی تحریک الکتریکی عضلات با آنچه در تحقیقات قبلی ارائه شده، مطابقت دارد [۱۱]. برای تأیید مدل، نیروی عکس‌العمل دسته واکر و نیروی عکس‌العمل زمین^۹ که از مدل استخراج شده است - با مقدار اندازه‌گیری شده، مقایسه شده است.

۲- مدل گام برداشتن با واکر

مدل اسکلتی - عضلانی شامل ۹ درجه آزادی در صفحه سهمی، ۱۱ رابط صلب و ۱۲ عضله بر اساس مدل «هیل» و هر پا شامل ۳ مفصل قوزک، زانو و ران است (شکل ۱). برای هر یک از این

⁸ Particle swarm optimization (PSO)

⁹ Ground reaction force (GRF)

¹⁰ Damper

مدل عضله بر اساس مدل هیل همانند مطالعه [۶] انتخاب شده است. ورودی مدل عضله، دامنه سیگنال تحریک الکتریکی و خروجی آن گشتاوری است که عضله در مفصل ایجاد می‌کند. دینامیک تحریک^{۱۲}، رابطه طول-گشتاور و رابطه سرعت-گشتاور در این مدل در نظر گرفته می‌شود. گشتاور اعمال شده بر هر مفصل عبارت است از:

$$\tau_i = \tau_i^f - \tau_i^e - \tau_i^r \quad i = 1, \dots, 6 \quad (2)$$

که در آن τ_i^f گشتاور ایجاد شده در عضله جمع‌کننده مربوط به مفصل i ام، τ_i^e گشتاور خروجی عضله بازکننده و τ_i^r گشتاور مقاوم اعمال شده به مفصل به دلیل وجود بافت‌های منفعل است. در روابط (۳) تا (۸) مدل ریاضی عضله بیان می‌شود:

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

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

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

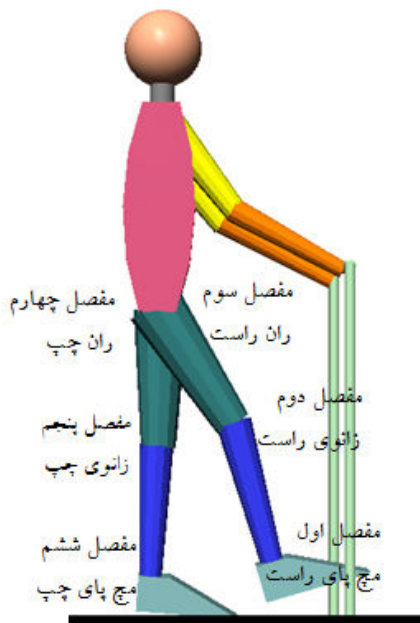
$$g_i^e(\dot{\theta}_i) = \begin{cases} 0 & \dot{\theta}_i < -1/c_{j3} \\ 1+c_{j3}\dot{\theta}_i & -1/c_{j3} \leq \dot{\theta}_i < (c_{j4}-1)/c_{j3} \\ c_{j4} & (c_{j4}-1)/c_{j3} \leq \dot{\theta}_i \end{cases} \quad (6)$$

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

$$\dot{a}_i(t) = \begin{cases} (u_i(t) - a_i(t))[u_i(t)/\tau_{act} + (1-u_i(t))/\tau_{deact}], & \text{if } u_i(t) \geq a_i(t) \\ (u_i(t) - a_i(t))/\tau_{deact}, & \text{if } u_i(t) < a_i(t) \end{cases} \quad (8)$$

زیرنویس‌های $i = 1, \dots, 6$ به مفصل‌های اول تا ششم و زیرنویس‌های $j = 1, \dots, 12$ به عضلات اول تا دوازدهم اشاره می‌کند. $u_i(t)$ سیگنال تحریک الکتریکی، $a_i(t)$ میزان فعال‌سازی عضله، τ_{act} و τ_{deact} به ترتیب ثابت زمانی فعال‌سازی و غیرفعال‌سازی و θ_{i0} موقعیت طبیعی مفصل i ام است. قسمت اول روابط (۳) و (۴)، $(c_{j2}\theta_i^2 + c_{j1}\theta_i + c_{j0})$ ، بیان‌کننده رابطه طول-گشتاور، روابط (۵) و (۶) بیان‌کننده رابطه سرعت-گشتاور و معادله (۸) مربوط به دینامیک فعال‌سازی است. در این مدل، عضلاتی از بدن فرد معلول در

پیشگی^{۱۱}، $R^9 \rightarrow R^9$: G : ماتریس گشتاور به وجود آمده از نیروی گرانش زمین، τ_{fd} گشتاور حاصل از نیروی عکس‌العمل زمین و نیروی عکس‌العمل دسته واکر و $\tau(t)$ ماتریس گشتاور ناشی از عضلات پایین‌تنه و گشتاور اعمالی به بالاتنه و دست‌ها است.



شکل (۱)- مدل ارائه شده برای گام برداشتن فرد دارای ضایعه نخاعی

ماتریس‌های ممان اینرسی، نیروی گریز از مرکز و پیشگی و همچنین ماتریس گشتاور به وجود آمده از نیروی گرانش توابعی از $\theta(t)$ و $\dot{\theta}(t)$ ، طول و جرم رابطه، ممان اینرسی و موقعیت مرکز جرم رابطه‌ها است. طول هر رابطه برای هر فرد مستقیماً قابل اندازه‌گیری است. جرم، ممان اینرسی و موقعیت مرکز جرم رابطه‌ها، با استفاده از روش استاندارد مطرح شده در مرجع [۱۳] برای هر فرد برآورد می‌شود. مقدار پارامترهای مدل ارائه شده در این مقاله در جدول (۱) آورده شده است.

به هر مفصل پایین‌تنه، یک عضله جمع‌کننده و یک عضله بازکننده متصل بوده که نمادی از کلیه عضلات تک مفصلی و دو مفصلی متصل به مفصل هستند. هدف از ارائه این مدل، به کارگیری آن در کنترل گام برداشتن فرد دارای ضایعه نخاعی با استفاده از تحریک الکتریکی عملکردی با تحریک روی پوستی است. در تحریک روی پوستی دسترسی به عضلات محدود است، به همین دلیل در مدل نیز این محدودیت در نظر گرفته شده و تنها برای هر مفصل دو گروه عضلانی مدلسازی می‌شود.

¹¹ Centrifugal and Coriolis Force

¹² Activation Dynamics

باعث شده است این روش جذاب باشد. همچنین سرعت همگرایی این روش از بعضی روش‌های آموزش اتفافی دیگر مانند الگوریتم ژنتیک بیشتر است.

در این روش برای بهینه کردن تابع $f(x)$ چندین ذره را در فضای n بعدی حرکت می‌دهیم. ابتدا جمعیت ذره‌ها به صورت اتفافی مقداردهی می‌شوند. جایگاه هر ذره در فضا با بردار مکان x_i مشخص می‌شود و هر ذره با سرعت v_i در فضا حرکت می‌کند. در هر مرحله به‌روز رسانی، تابع هزینه برای هر ذره محاسبه شده؛ ذره‌ای که در هر مرحله کمترین تابع هزینه را داشته باشد، با P_i و ذره‌ای که در کل مسیر آموزش تا هر مرحله بهترین هزینه را ایجاد کند با p_g نمایش داده می‌شود. ذرات p_g و P_i به عنوان سردسته، گروه را به سمت خود راهنمایی می‌کنند و هر کدام که وزن بیشتری داشته باشند، تأثیر مهمتری در این راهبری دارند. در هر مرحله از بهینه‌سازی بردار مکان ذرات به صورت زیر به‌روز می‌شود:

$$v_i(t+1) = \chi(\alpha v_i(t) + c_1 \phi(p_i(t) - x_i(t)) + c_2 \phi_2(p_g(t) - x_i(t))) \quad (10)$$

$$x_i(t+1) = x_i(t) + v_i(t+1) \quad (11)$$

χ و α اعداد حقیقی هستند که پارامتر χ تأثیر سرعت را در هر مرحله به‌روز رسانی مشخص می‌کند. α وزن تأثیر سرعت هر ذره در مرحله قبلی بوده؛ c_1 و c_2 اعداد حقیقی و ϕ_1 و ϕ_2 اعداد اتفافی با توزیع یکسان هستند.

جدول (۱) - پارامترهای بیومکانیکی مدل

رابط	جرم (kg)	طول (cm)	ممان اینرسی (kgm^2)
ران	۸/۲۱	۴۷	۰/۲۰
ساق پا	۲/۵۱	۴۹	۰/۰۵
کف پا	۰/۷۹	۳۱	۰/۰۲
تنه و سر	۲۹/۲۳	۸۱	۲/۶۵
پازو	۱/۵۷	۳۵	۰/۰۲
ساعد	۰/۹۳	۲۶	۰/۰۱

۴- نحوه اندازه‌گیری داده‌ها

مسیر بهینه برای مفصل‌های پایین‌تنه بر اساس داده‌های اندازه‌گیری شده از گام برداشتن فرد سالم با واکر، انتخاب شده است. در گام برداشتن فرد معلول با واکر حالت ایده‌آل آن است

نظر گرفته شده که از فرد سالم ضعیف‌ترند. پارامترهای عضلات فلج پایین تنه از مراجع [۴-۶] استخراج شده است. این پارامترها با روش‌های استاندارد و تکرارپذیر برای هر فرد سالم و یا معلول قابل اندازه‌گیری است [۱۵، ۱۴].

۳- کنترل بهینه گام برداشتن

در این مقاله از کنترل بهینه برای ردیابی مسیر مرجع مفصل‌های قوزک، زانو و ران هر دو پا استفاده می‌شود. کنترل بهینه ترکیبی از برنامه‌ریزی پویا و الگوریتم بهینه‌سازی گروه ذرات است. تابع هزینه به صورت زیر تعریف می‌شود:

$$J = \int_0^T (\sum_{i=1}^6 [\lambda_{i1} (\theta_i - \theta_{id})^2 + \lambda_{i2} (u_i)^2] + \text{HRF}_y) dt \quad (9)$$

که در آن θ_{id} مسیر مرجع مفصل i ام، λ_{i1} و λ_{i2} وزن‌های تابع هزینه و HRF_y نیروی عکس‌العمل دسته واکر به دست‌ها در راستای عمود به سطح زمین است. هدف از انتخاب تابع هزینه (۹)، کمینه کردن خطای ردیابی، بهینه کردن دامنه سیگنال تحریک الکتریکی و کمینه کردن نیروی وارد شده به دست از طرف واکر است. با وارد کردن دامنه سیگنال تحریک به تابع هزینه، مقدار فعال‌سازی همزمان^{۱۳} کاهش می‌یابد. مسیر مرجع تنها برای مفصل‌های پایین‌تنه در نظر گرفته شده و مسیر مرجعی برای بالاتنه و دست‌ها در نظر گرفته نشده است. موقعیت بالاتنه و دست‌ها بر اساس گشتاور حاصل از کنترل‌کننده تعیین می‌شود. در واقع، موقعیت بالاتنه و دست‌ها بر اساس تابع هزینه (۹) بهینه است.

کنترل‌کننده بالاتنه نقش سیستم عصبی مرکزی را ایفا می‌کند و برای مدل کردن حرکات ارادی فرد بیمار هنگام گام برداشتن در نظر گرفته شده است. عملکرد این سیستم به گونه‌ای است که نیروی عکس‌العمل دسته واکر کمینه شود. بعلاوه در مدل، دست‌ها (مفاصل شانه و آرنج) می‌توانند آزادانه حرکت کنند و فاصله فرد تا واکر را تغییر دهند.

۳-۱ روش بهینه‌سازی گروه ذرات

بهینه‌سازی گروه ذرات یکی از روش‌های بهینه‌سازی اتفافی است. این روش را اولین بار کندی و ایبره‌ارت مطرح کردند که بر اساس حرکت گروهی از ماهی‌های کوچک در اقیانوس یا پرندگان مهاجر در آسمان طراحی شده است [۱۰]. شاید راحتی اجرا و نیازنداشتن آن به استفاده از روش‌های مبتنی بر گرادیان

شبه‌سازی شده است به طوری که ۵۰ درصد اول داده‌های اندازه‌گیری شده برای پای راست و ۵۰ درصد بعدی برای پای چپ در نظر گرفته شده است. لذا نقطه شروع پای راست باید نقطه پایان پای چپ و نقطه پایان پای راست باید نقطه شروع پای چپ باشد. این فرض محدودیتی در مدل و یا در کنترل ایجاد نمی‌کند؛ زیرا در این روش امکان کنترل گام برداشتن با دو مسیر متفاوت و یا با پارامترهای مختلف مکانیکی و عضلانی برای پای چپ و راست همچنان وجود دارد. دامنه سیگنال تحریک الکتریکی بین صفر و یک بهنجار شده است. ضرایب الگوریتم PSO به صورت سعی و خطا به شکل زیر انتخاب شده است:

$$\lambda_{i1} = 1, \lambda_{i2} = 0.001, i = 1, \dots, 6$$

$$\chi = 1, \alpha = 0.7, c_1 = c_2 = 2$$

۵-۱ نتایج کنترل ردیابی مسیر

نتایج کنترل ردیابی مسیر، دامنه سیگنال تحریک عضلات، گشتاور تولید شده در مفصل و نیروی عکس‌العمل زمین برای پای راست در شکل (۲) نشان داده شده است. گشتاور تولید شده در هر مفصل مجموع گشتاور فعال و گشتاور مقاوم به دلیل وجود بافت‌های منفعل است. مشاهده شد که مسیر مرجع به خوبی ردیابی شده است. مقدار ریشه میانگین مجذور خطا^{۱۴} در شش گام متوالی برای مفاصل ران، زانو و مچ پای راست در جدول (۲) ارائه شده است.

الگوی گشتاوری که عضلات و بافت‌های منفعل در مفصل‌ها تولید کرده‌اند، با الگوی حرکت مفصل‌ها همخوانی دارد. به طور مثال، در زمان بین ۴۰ درصد تا ۶۰ درصد دوره گام، مفصل زانو با سرعت بسته شده است. در همین زمان گشتاور مثبتی به مفصل زانو اعمال شده تا باعث بسته شدن مفصل شود. برای نمونه دیگر، می‌توان به مفصل قوزک در مدت زمان ۵۵ درصد تا ۶۳ درصد دوره گام اشاره کرد. گشتاور اعمال شده به مفصل از یک مقدار مثبت به یک مقدار منفی تغییر کرده که باعث باز شدن مفصل شده است.

مقدار بیشینه گشتاورهای بهنجار تولید شده در مفصل‌های ران، زانو و قوزک به ترتیب ۱/۵۴ Nm/kg، ۱/۱۴ Nm/kg و

که فرد هیچ نیرویی را به واکر اعمال نکند و تمام وزن او بر پاهای واکر شود و صرفاً از واکر برای حفظ تعادل و جلوگیری از افتادن استفاده کند. به همین جهت در این تحقیق از الگوی گام برداشتن فرد سالم با واکر استفاده شده است. فرد سالم واکر را با کمترین نیرو به جلو رانده، اما وزن او کاملاً بر پاهایش است. شایان ذکر است که الگوی گام برداشتن فرد سالم در دو حالت گام برداشتن با واکر و بدون آن متفاوت است. فرد سالمی که مورد آزمایش قرار گرفته، مذکر و با وزن ۵۸ کیلوگرم و قد ۱۷۶ سانتی‌متر بوده؛ آزمایش‌ها نیز در مرکز فناوری عصبی ایران انجام شده است. لازم است ذکر شود که می‌توان هر نوع الگوی مورد نظر دیگری را به جای ورودی کنترل‌کننده بهینه به کار گرفت. در این آزمایش‌ها، فرد تنها می‌توانسته واکر را به جلو هل دهد و اجازه بلند کردن آن را نداشته است. بعلاوه از فرد خواسته شده تا کمترین نیرو را به واکر اعمال کند، مچ دست خود را تکان ندهد و گام‌هایی طبیعی داشته باشد. با این حال، فرد آزمایش‌شونده می‌توانست با تغییر موقعیت مفاصل شانه، آرنج و بالاتنه، فاصله واکر تا بدن خود را تغییر دهد. برای عادت کردن فرد به شرایط آزمایش، از او خواسته شد با رعایت نکات فوق چندین بار با واکر گام بردارد. زاویه مفصل‌ها با سیستم ردیابی حرکت MTx^{۱۴} اندازه‌گیری شده است. MTx یک سیستم کوچک و دقیق با سه درجه آزادی است که در آن سه حسگر روی پای راست و یک حسگر بر بالاتنه قرار داده شده است. نیروی دست با حسگر نیروی سه جهته^{۱۵} که در سمت راست واکر قرار گرفته - اندازه‌گیری شده است. نیروی اندازه‌گیری شده طرف راست واکر، برای سمت چپ نیز در نظر گرفته شده است. نیروی عکس‌العمل زمین که به پای فرد وارد می‌شود، با سیستم pedar-x^{۱۶} اندازه‌گیری شده که توزیع فشار بین پا و کفش را ثبت می‌کند. این سنسور درون کفش فرد قرار داده شده است. آهنگ ثبت داده‌ها، ۱۰۰ هرتز بوده و شبه‌سازی‌ها در محیط MATLAB/Simulink اجرا شده است.

۵- نتایج

در شبه‌سازی فرض شده که گام برداشتن فرد برای پای راست و چپ قرینه است. بنابراین تنها ۵۰ درصد گام برداشتن

^{۱۴} MTx Motion Tracker, Xsens Technologies, Netherlands

^{۱۵} 3-component piezoelectric force sensor with integrated electronics (9602, Kistler, Switzerland)

^{۱۶} Novel, Germany^{۱۷}Root mean square error (RMSE)

^{۱۷}Root mean square error (RMSE)

عکس‌العمل دسته‌ واکر در نتایج شبیه‌سازی در مقایسه با مقادیر اندازه‌گیری شده کمتر است.

لازم است ذکر شود که از فرد خواسته شده در هنگام گام برداشتن تا حد امکان کمترین نیرو را به واکر وارد کند. بیشینه نیروی دست در راستای قدامی- خلفی برای نتایج شبیه‌سازی و داده‌های اندازه‌گیری به ترتیب $130/8 N$ و $177/9 N$ ، میانگین نیروی دست در راستای قدامی- خلفی به ترتیب $59/2 N$ و $99/0 N$ است. بیشینه نیروی دست در راستای عمود بر زمین برای نتایج شبیه‌سازی و داده‌های اندازه‌گیری به ترتیب $74/1 N$ و $91/7 N$ ، میانگین نیروی دست در راستای عمود بر زمین به ترتیب $53/4 N$ و $54/5 N$ به دست آمد.

در ابتدای گام، تفاوتی در نیروی دست در راستای سطح زمین، به چشم می‌خورد. در مدل، واکر ابتدا به سمت فرد کشیده شده و سپس به جلو هل داده شده است، اما هنگام گام برداشتن فرد سالم در واقعیت، واکر همواره به سمت جلو هل داده شده است. کنترل‌کننده بهینه الگوی حرکت بالاتنه و واکر را بر اساس تابع ارزشی (۹) تعیین می‌کند. الگوی حرکت برای اندام بالاتنه بر اساس این تابع ارزشی، به دست آمده است. در مورد نیروی دست در راستای عمود بر زمین نیز تفاوت ظاهری وجود دارد. فرد سالم هنگامی که پای راستش به تنهایی روی زمین است، در راستای عمود به سطح زمین، نیروی بیشتری را به واکر وارد کرده است.

۵-۴ الگوی تحریک الکتریکی

الگوی تحریک الکتریکی تولید شده توسط کنترل‌کننده در شکل (۲) نشان داده شده است. همچنین برای مقایسه، سیگنال الکترومایوگرافی^{۱۸} ثبت شده هنگام گام برداشتن در مطالعات قبلی [۱۵،۱] آورده شده است.

در مرحلهٔ پاسخ به بارگذاری^{۱۹} گام برداشتن، نیاز به باز شدن مفصل ران است (شکل ۲). بنابراین عضلهٔ بازکنندهٔ مفصل ران تحریک شده و پس از باز شدن مفصل زانو در مرحله، بارگذاری، باید بسته شود. ملاحظه می‌شود که کنترل‌کننده یک الگوی مناسب تحریک برای عضلات بازکننده و جمع‌کنندهٔ مفصل زانو ایجاد کرده است. الگوی حرکت مفصل قوزک نیز مانند مفصل زانو است. بعلاوه الگوی تحریک عضلات مفصل قوزک نیز مانند الگوی تحریک عضلات زانو است.

$1/18 Nm/kg$ است، در حالی که طبق مطالعات قبلی [۱۵] - که در آن گشتاورهای برآورد شده در گام برداشتن فرد سالم گزارش شده است- این مقادیر به ترتیب $1/8 Nm/kg$ ، $1/9 Nm/kg$ و $2 Nm/kg$ بوده است.

جدول (۲)- مقدار ریشه میانگین مجذور خطا در واحد درجه برای شش گام متوالی برای مفاصل ران، زانو و مچ پای راست در کنترل

ردیابی مسیر مرجع

میانگین کل	گام ششم	گام پنجم	گام چهارم	گام سوم	گام دوم	گام اول	
ران	۰/۰۱	۰/۰۱	۰/۰۱	۰/۰۱	۰/۰۱	۰/۰۱	۰/۰۱
زانو	۰/۰۱۳	۰/۰۱	۰/۰۱	۰/۰۲	۰/۰۱	۰/۰۲	۰/۰۱
مچ	۰/۰۲۳	۰/۰۳	۰/۰۲	۰/۰۲	۰/۰۳	۰/۰۲	۰/۰۲

۵-۲ نیروی عکس‌العمل زمین

یکی از عوامل مهم در نیروی عکس‌العمل زمین، شکل ظاهری آن است. نیروی عکس‌العمل زمین در گام برداشتن طبیعی انسان، الگوی «دو کوهان» دارد. معمولاً کوهان اول، هنگام بلند شدن پنجه پای مخالف و کوهان دوم هم‌زمان با تماس پاشنه پای مخالف اتفاق می‌افتد [۷]. در شکل (۳) نیروی عکس‌العمل زمین- که از شبیه‌سازی حاصل شده است- با نیروی اندازه‌گیری شده از گام برداشتن انسان سالم، مقایسه شده است.

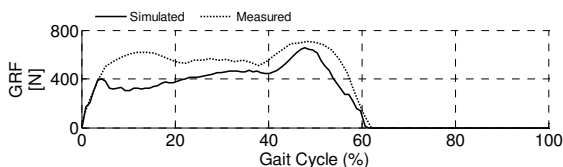
همانطور که مشخص است، داده‌های اندازه‌گیری شده با نتیجهٔ شبیه‌سازی تا حدود زیادی مطابقت دارد. کوهان اول در شبیه‌سازی کمی زودتر اتفاق افتاده است و به دلیل اینکه پای مخالف (پای چپ) هوز از زمین جدا نشده، مقدار آن از مقدار مورد انتظار کمتر است. اما زمان کوهان دوم تقریباً هنگام تماس پاشنه پای مخالف اتفاق افتاده و مقدار بیشینهٔ آن با داده‌های اندازه‌گیری شده مطابقت بیشتری دارد. در کل مقدار نیروی عکس‌العمل زمین در شبیه‌سازی، از مقدار اندازه‌گیری شده کمتر است که قسمتی از این تفاوت به دلیل میزان نیروی عکس‌العمل دسته واکر است.

۵-۳ نیروی عکس‌العمل دسته واکر

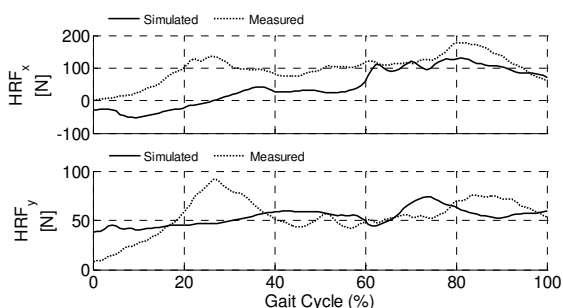
نتایج شبیه‌سازی و داده‌های اندازه‌گیری شدهٔ نیروی عکس‌العمل دسته واکر، در شکل (۴) نشان داده شده است. با توجه به انتخاب تابع هزینه (۹)، یکی از اهداف کنترل، کمینه کردن مقدار نیروی عکس‌العمل دسته واکر است. ملاحظه می‌شود که نیروی

¹⁸ Electromyography (EMG)

¹⁹ Loading response



شکل (۳) - نیروی عمودی عکس‌العمل زمین وارد شده به پای راست

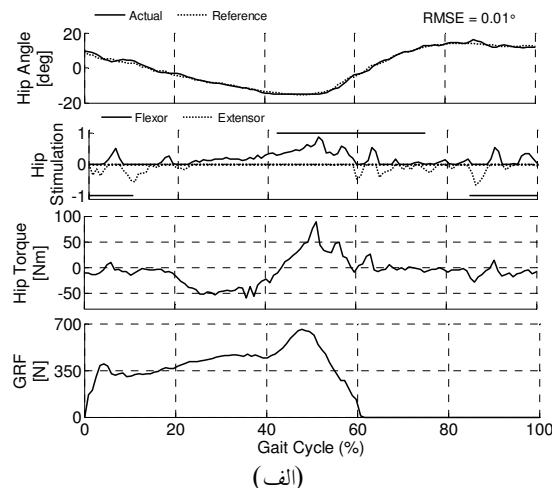


شکل (۴) - نیروی عکس‌العمل دسته واکر وارد شده به دست راست

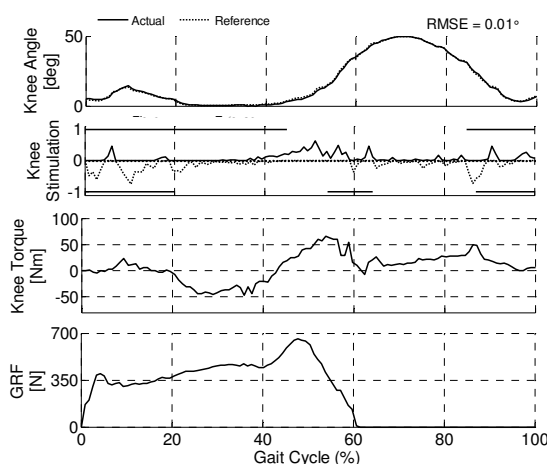
در مراحل ایستادن میانی^{۲۰} و ایستادن انتهایی^{۲۱} باید مفصل ران به باز شدن ادامه دهد (شکل ۲). ولی در نتایج شبیه‌سازی دیده می‌شود که عضله جمع‌کننده این مفصل فعال شده است. گشتاوری که در مفصل زانو ایجاد شده، یک گشتاور جمع‌کننده بوده؛ که باعث باز شدن مفصل ران شده است. از آنجایی که مقدار این گشتاور زیاد است، عضله جمع‌کننده مفصل ران تحریک شده تا از باز شدن بیش از حد مفصل ران جلوگیری کند. همچنین با توجه به اینکه مفصل قوزک نیز باید جمع شود؛ بنابراین عضله جمع‌کننده آن هم تحریک شده است. در پایان مرحله ایستادن انتهایی، عضله جمع‌کننده مفصل زانو تحریک شده‌اند که باعث جمع شدن مفصل زانو شده است.

در مرحله قبل از تاب خوردن^{۲۲}، مفصل‌های ران و زانو باید جمع شوند. به همین دلیل عضله جمع‌کننده این مفصل‌ها تحریک شده است. مفصل قوزک باید در ابتدا جمع شده و سپس باز شود. الگوی تحریک عضلات این مفصل با الگوی حرکتی آن مطابقت دارد.

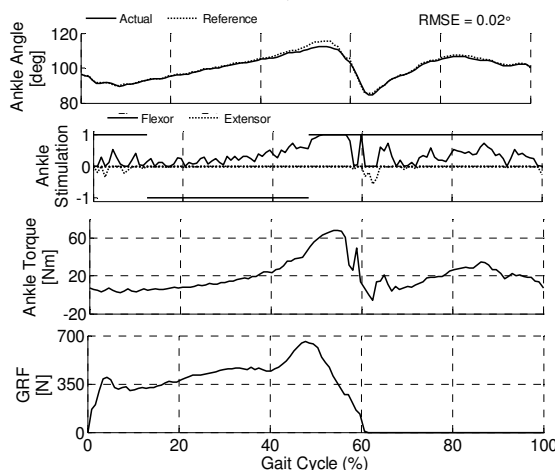
در مرحله تاب خوردن ابتدایی^{۲۳} تحریک عضله جمع‌کننده مفصل ران باعث جمع شدن آن شده است. بعلاوه ابتدا عضله جمع‌کننده زانو و سپس عضله بازکننده آن تحریک شده و بنابراین مفصل زانو ابتدا جمع شده و سپس باز شده است. الگوی تحریک مفصل قوزک نیز برعکس الگوی تحریک مفصل زانو است.



(الف)



(ب)



(ج)

شکل (۲) - نتایج کنترل ردیابی مسیر مرجع برای پای راست، (الف) مفصل ران، (ب) مفصل زانو و (ج) مفصل قوزک. در نمودار مربوط به الگوی تحریک الکتریکی، بارهای افقی مربوط به سیگنال الکترومایوگرافی ثبت شده در مطالعات قبلی [۱۵، ۱] است.

²⁰ Mid stance

²¹ Terminal stance

²² Pre swing

²³ Initial swing

دسته واکر، استفاده شده است. نتایج شبیه‌سازی نشان می‌دهد عضلات قدرت لازم را برای ردیابی مسیر بهینه دارند. بیشینه گشتاوری که عضلات در مفصل‌ها ایجاد کرده‌اند، با مقدار گزارش شده در مطالعات قبلی [۱۵] مطابقت دارد. الگوی تحریک عضلات با داده‌های گزارش شده در [۱۵،۱] تا حد قابل قبولی یکسان است و علت اصلی تفاوت ممکن است به دلیل انتخاب تابع هزینه (۹) باشد، زیرا کنترل‌کننده علاوه بر ردیابی مسیر مرجع و بهینه کردن نیروی دست، سعی می‌کند تا دامنه سیگنال تحریک را کمینه کند.

نیروی عکس‌العمل زمین حاصل از شبیه‌سازی با داده‌های اندازه‌گیری شده مطابقت دارد. شکل نیروی عکس‌العمل زمین دو کوهان است ولی کوهان اول آن کمی کوچک‌تر است. کوچک بودن کوهان اول به این دلیل است که زودتر اتفاق افتاده است.

یکی از عوامل زیاد شدن مصرف انرژی متابولیک هنگام گام برداشتن یک فرد دچار ضایعه نخاعی، بالا بودن مقدار نیروی عکس‌العمل دسته واکر است. در این مقاله روشی برای کمینه کردن این نیرو پیشنهاد شده است. از مقایسه نیروی عکس‌العمل دسته واکر عمود بر سطح زمین با مقادیر اندازه‌گیری شده، مشخص است که کنترل‌کننده توانسته تا حد قابل قبولی نیروهای دست را کاهش دهد. زیرا هنگام انجام آزمایش‌های اندازه‌گیری، از فرد خواسته شده تا به صورت طبیعی حرکت کند و کمترین نیرو را به واکر وارد کند.

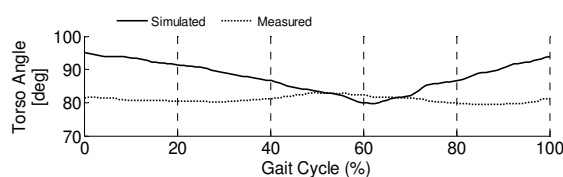
نتایج شبیه‌سازی نشان می‌دهد این مدل توانسته به خوبی دینامیک گام برداشتن فرد دچار ضایعه نخاعی را که به کمک واکر گام بر می‌دارد، تحت شرایط خاصی - که معادل با یک سری فرض‌های ساده‌کننده است - توصیف کند. از این مدل می‌توان در شناسایی و تحلیل پارامترهای مختلف مؤثر بر نیروی عکس‌العمل دسته واکر، مطالعه تأثیر مسیر مرجع پایین‌تنه بر نیروی عکس‌العمل دسته واکر، نحوه پیدا کردن مسیری که به کمترین نیروی عکس‌العمل دسته واکر بیانجامد، طراحی و ارزیابی روش‌های مختلف کنترل گام برداشتن فرد دارای ضایعه نخاعی با استفاده از تحریک الکتریکی عملکردی استفاده کرد. مشاهده می‌شود که برخی تغییرات ظاهری بین داده‌های اندازه‌گیری شده و نتایج شبیه‌سازی در الگوهای نیروهای

در مرحله تاب خوردن میانی^{۲۴} مفصل ران باید تقریباً در یک حالت ثابت بماند و مفصل زانو باید باز شود. مفصل قوزک نیز ابتدا جمع و سپس کمی باز شده است. در مرحله تاب خوردن انتهایی^{۲۵} موقعیت مفصل‌های ران و قوزک تقریباً ثابت است؛ اما مفصل زانو باز شده و در پایان گام کمی جمع شده است.

در مقایسه با الگوهای گزارش شده در مطالعات گذشته، میزان تحریک الکتریکی در نتایج شبیه‌سازی کمتر است (شکل ۲). این اختلاف می‌تواند به علت کمینه شدن سیگنال تحریک در تابع ارزشی (۹) و همچنین تأثیر حمل درصدی از وزن توسط دست‌ها باشد. کنترل‌کننده در حالی که مسیر مرجع مفصل‌های پایین‌تنه را دنبال می‌کند، سعی در کمینه کردن دامنه سیگنال تحریک نیز دارد.

۵-۵ موقعیت بالاتنه

در شکل (۵) زاویه مفصل بالاتنه در دو حالت شبیه‌سازی و واقعی نشان داده شده است. همانطور که شکل نشان می‌دهد، میزان تغییرات مفصل در شبیه‌سازی، بیشتر از واقعیت است. در واقع از آنجایی که مدل مجبور بوده طوری حرکت کند تا هم مسیر مرجع پایین‌تنه دنبال شود و هم نیروی عکس‌العمل دسته واکر کمینه شود، تغییرات بالاتنه بیشتر شده است و کنترل‌کننده با ایجاد این موقعیت در بالاتنه هدف کنترلی را برآورده کرده است.



شکل (۵) - موقعیت مفصل بالاتنه

۶- جمع‌بندی

در این مقاله مدلی برای گام برداشتن فرد دچار ضایعه نخاعی ارائه شده است. برای پایین‌تنه دو گروه عضلانی بازکننده و جمع‌کننده در نظر گرفته شده ولی برای بالاتنه عضله‌ای در نظر گرفته نشده است. از کنترل بهینه برای ردیابی مسیر مرجع پایین‌تنه، کمینه کردن دامنه سیگنال تحریک عضلات پایین‌تنه و بهینه کردن نیروی عکس‌العمل وارد شده به دست فرد از طرف

²⁴ Mid swing

²⁵ Terminal swing

- [5]. Popović, D.B. Control of walking in disabled humans; Journal of Automatic Control, University of Belgrade, 2003; 13: 5-33.
- [6]. Došen S., Popović D.B., Moving-window dynamic optimization: design of stimulation profiles for walking; IEEE Trans. Biomed. Eng., 2009; 56(5): 1298-1309.
- [7]. Anderson F.C., Pandy M.G., Dynamic optimization of human walking; Transactions of the ASME, 2001; 123: 381-390.
- [8]. Popović, D.B., Tomović R., Schwirtlich L., Hybrid assistive system-the motor neuroprosthesis; IEEE Trans. Biomed. Eng., 1989; 36: 729-737.
- [9]. Spadone R., Merati G., Bertocchi E., and et al, Energy consumption of locomotion with orthosis versus Parastep-assisted gait: a single case study; Spinal Cord, 2003; 71: 97-104.
- [10]. Eberhart R.C., Hu X., Human tremor analysis using particle swarm optimization; Proc. Cong. Evolutionary Computation, 1999: 1927-1930.
- [11]. Winter D.A., Biomechanics and Motor Control of Human Movement. 3rd Ed., NY: Wiley, 2004.
- [12]. Anderson F.C., Pandy M.G., A dynamic optimization solution for vertical jumping in three dimensions; Comput. Meth. Biomech. Biomed. Eng., 1999; 2: 201-231.
- [13]. Leva P., Adjustments to Zatsiorsky-Seluyanov's segment inertia parameters; J. Biomech., 1996; 29: 1223-1230.
- [14]. Winters J.M., Hill-based Muscle Models: A Systems Engineering Perspective. In Multiple Muscle Systems-Biomechanics and Movement Organization, NY: Springer-Verlag, 1990.
- [15]. Zahalak G.I., an Overview of Muscle Modeling. In Neural Prostheses: Replacing Function after Disease or Disability, NY: Oxford University Press, 1992.

عکس‌العمل زمین و دستۀ واکر وجود دارد. این اختلاف می‌تواند به علت دینامیک‌های مدل‌سازی نشده؛ باشد.

هدف این تحقیق، تعیین الگوهای بهینه تحریک‌الکتریکی در گام برداشتن با واکر برای افراد دچار ضایعه نخاعی بوده است. با توجه به این که مدل‌های پیچیده‌تری برای گام برداشتن فرد سالم مطرح شده است؛ اما این مدل با پیچیده‌گی‌های کمتر و فرض‌های ساده‌سازی مانند دو بعدی بودن مدل، در نظر نگرفتن حرکت مچ دست، در نظر گرفتن عضلات به صورت تک مفصلی و ... توانسته مدل مناسبی برای تأمین هدف مقاله باشد. با کامل کردن مدل و حذف این فرض‌ها، انتظار می‌رود نتایج شبیه‌سازی نزدیکی بیشتری با واقعیت داشته باشند که می‌تواند زمینه مطالعات بعدی را فراهم کند.

در این تحقیق، با استفاده از یک مدل اسکلتی-عضلانی با ۱۱ رابط و ۹ درجه آزادی سعی شد تا الگوهای تحریک عضلات طوری بدست آید که نیروی دست کاهش یابد. مرحله بعد استفاده از این الگوهای تحریک برای بازیابی گام برداشتن در افراد پاراپلژیک است که هم‌اکنون در مرکز فناوری عصبی ایران در حال انجام است.

سپاسگزاری

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

مراجع

- [1]. Yamaguchi G.T., Zajac F.E., Restoring unassisted natural gait to paraplegics via functional neuromuscular stimulation: a computer stimulation; IEEE Transactions on Biomedical Engineering, 1990; 37(9): 886-902.
- [2]. Thelen D.G., Anderson F.C., Using computed muscle control to generate forward dynamic simulations of human walking from experimental data; Journal of Biomechanics, 2006; 39: 1107-1115.
- [3]. Ren L., Jones R.K., Howard D., Predictive modelling of human walking over a complete gait cycle; Journal of Biomechanics, 2006; 40: 1567-1574.
- [4]. Popović D.B., Stein R.B., Oguztoreli M.N., Lebedowska M., Jonic S., Optimal control of walking with functional electrical stimulation: a computer stimulation study; IEEE Transactions on Rehabilitation Engineering, 1999; 7(1): 69-79.