

Design, Analysis and Function Simulation of a Simple and Effective Driving Mechanism for Gait Trainer

M. Salehy Aminy¹, S. Kazemirad², S. Mohammady³, F. Farahmand⁴

¹ M.Sc, Biomechanic Group, Faculty of mechanic Engineering, Sharif University

² M.Sc, Biomechanic Group, Faculty of mechanic Engineering, Sharif University

³ Phd Student, Faculty of mechanic and mechatronic, Waterloo University ,Canada

⁴ Professor, Biomechanic Group, Faculty of mechanic Engineering, Sharif University
farahmand@sharif.edu

Abstract

The purpose of this study was to design, analyze and evaluate an effective low-cost driving mechanism for gait trainer. The crank-rocker mechanism was favored for reproducing the path of foot during gait cycle, considering the type of motion and design parameters such as adjustability for different anthropometries, providing sufficient space for interactions with physical therapist, and simplicity of execution. The dimensions of the mechanism were determined using optimization method while applying appropriate constraints so that the normal gait pattern, particularly of stance phase, was obtained. A 2-D model of the lower limb was developed to simulate the gait of a patient when using the mechanism. Results indicated that with appropriate positioning of the patient, the kinematic and kinetic patterns of the normal gait are reconstructed with no risk of injury. However, there is a high risk of injury of the knee articular surfaces and ligaments, if the patient is positioned only 3 cm higher than designed height.

Keywords: Microwave Irradiation, Hydroxyapatite, Betatricalcium Phosphate, Acid-Base Reaction

* Corresponding author

Address: Farzam Farahmand, Biomechanic Group, Faculty of mechanic Engineering, Sharif University, Tehran, Iran

Tel: +98 21 66165532

Fax: +98 21 66000021

E-mail farahmand@sharif.edu

طراحی، تحلیل و شبیه‌سازی عملکرد یک مکانیزم حرکتی ساده و مؤثر برای دستگاه تمرین راه رفتن

محمد صالحی امینی^۱، سیاوش کاظمی‌راد^۲، سامان محمدی^۳، رویا نریمانی^۴، فرزاد فرهمند^۵

^۱ دانشجوی کارشناسی ارشد، گروه بیومکانیک، دانشکده مهندسی مکانیک، دانشگاه صنعتی شریف

^۲ دانشجوی کارشناسی ارشد، گروه بیومکانیک، دانشکده مهندسی مکانیک، دانشگاه صنعتی شریف

^۳ دانشجوی دکترا، دانشکده مهندسی مکانیک و مکاترونیک، دانشگاه واترلو، کانادا

^۴ مدرس، گروه بیومکانیک، دانشکده مهندسی مکانیک، دانشگاه صنعتی شریف

^۵ استاد، گروه بیومکانیک، دانشکده مهندسی مکانیک، دانشگاه صنعتی شریف

farahmand@sharif.edu

چکیده

استفاده از تابش مایکروویو به عنوان یک روش کمکی برای کاهش زمان سنتز و رسیدن به ساختاری همگن‌تر، از رویکردهای جدید در سنتز پودرهای کلسیم‌فسفات دوفازی است. در این پژوهش مشخصه‌یابی نانوپودرهای کلسیم‌فسفات دوفازی سنتز شده به کمک مایکروویو انجام شد. تغییرات فازی، ترکیب شیمیایی، مورفولوژی و اندازه ذرات توسط تکنیک‌های پراش پرتو ایکس (XRD)، اسپکتروسکوپی مادون قرمز با انتقال فوریه (FTIR) و میکروسکوپ الکترونی روبشی (SEM) بررسی شدند. نتایج حاکی از آن بود که استفاده از مایکروویو به عنوان یک کمک سنتز منجر به بهبود میزان بلورینگی شده و اندازه بلورک‌ها در محدوده ۱۶ nm تا ۲۷ nm افزایش می‌یابد. میزان فاز هیدروکسی‌آپاتیت نیز در کلسیم‌فسفات‌های دوفازی در محدوده ۵٪ تا ۱۷٪ تغییر کرده است. نمونه تولید شده در محلول مایع شبیه‌سازی شده بدن (SBF) قرار گرفت. نتایج نشان داد که با حضور بتاتری کلسیم‌فسفات، pH محلول کاهش می‌یابد که خود گویای رفتار زیست‌تخریب‌پذیری آن است. همچنین جوانه‌زنی و رشد ذرات هیدروکسی‌آپاتیت بر روی نمونه‌های بتاتری کلسیم‌فسفات سنتز شده به کمک مایکروویو، پس از قرارگیری در محلول SBF به مورفولوژی میله‌ای شکل رسیدند.

کلیدواژگان: دستگاه تمرین راه رفتن، مکانیزم لنگ-لغزنده، بهینه‌سازی، مدل اندام تحتانی، شبیه‌سازی راه رفتن.

*عهده‌دار مکاتبات

نشانی: تهران، خیابان آزادی، دانشگاه صنعتی شریف، دانشکده مهندسی مکانیک

تلفن: ۶۶۱۶۵۳۲، دورنگار: ۶۶۰۰۰۲۱، پیام نگار: farahmand@sharif.edu

۱- مقدمه

بیماری‌ها و صدمات مختلفی می‌توانند باعث ایجاد عدم توانایی در حرکت، به خصوص راه‌رفتن شوند. از عمده‌ترین این عوامل می‌توان به صدمات ناشی از تصادف به نخاع [۱]، [۲]، سکت‌های مغزی [۳، ۴] و بیماری‌هایی همچون پارکینسون [۵] اشاره کرد. با فراهم شدن امکان ترمیم ضایعات نخاعی [۶]، برای بازگرداندن توان حرکتی به‌خصوص راه رفتن، به بیمارانی که به دلیل عدم تحرک طولانی‌مدت دچار ضعف عضلانی شدیدی هستند، انجام تمرینات فیزیوتراپی فشرده ضروریست. هرچه این تمرینات با راه رفتن طبیعی انطباق بیشتری داشته باشد (به‌خصوص از نظر تحمل وزن)، از اثر بخشی فیزیولوژیک و روانی بیشتری برخوردار خواهد بود. در روش‌های متداول فیزیوتراپی، تلاش می‌شود که دامنه حرکت مفاصل و توان ایجاد نیرو در عضلات بیماران دچار ناتوانی حرکتی بهبود نسبی یابد. اما در صورتی که این بهبود برای به حرکت درآوردن اندام‌های حرکتی و انجام فعالیت‌های روزمره، به‌خصوص راه رفتن، کافی نباشد بیماران به تدریج بر اثر عوامل روحی-روانی، همانند افراد فلج کامل رفتار خواهند کرد. به‌گونه‌ای که به دلیل عدم استفاده از توانایی عضلات با مرور زمان عضلاتشان تحلیل رفته و توانایی ایجاد نیرو را نیز از دست می‌دهند.

بر این اساس توسعه روش‌ها و ابزارهای نوین توانبخشی برای افراد ناتوان حرکتی در سال‌های اخیر مورد توجه جدی محققین قرار گرفته است. نکته کلیدی در این زمینه، تکرار تمرینات مشابه فعالیت‌های روزمره است که از طریق سازمان‌دهی مجدد مغز^۱ به بهبود فعالیت و افزایش کارکرد عضلات بیماران منجر می‌شود [۷]. از جمله تاکنون تحقیقات متعددی در زمینه طراحی و ساخت دستگاه‌های تمرین راه رفتن انجام شده است. ورنیگ^۲ و همکاران [۱] با مطالعه روند درمان افراد دچار ضایعات نخاعی فلج دو پا، با استفاده از ترمیم^۳ و یک سازوکار^۴ تحمل وزن، تاثیر مثبت این تمرین‌ها را در بازتوانی حرکتی این بیماران نشان دادند [۷-۹]. باریبو^۵ و همکاران نیز با استفاده از ترمیم و سازوکار تحمل وزن و

اثبات تاثیر بازتوانی حرکتی بر بازتوانی عصبی [۱۰، ۱۱]، این روش را به‌عنوان یک روش کارآمد توانبخشی معرفی کردند. گروه هسه^۶ و همکاران در سال ۱۹۹۷ اولین نمونه از دستگاه تمرین راه رفتن خود را، با نام جی-تی-۱^۷ در دانشگاه برلین معرفی کرده [۱۲] و با مقایسه آن و ترمیم، تأثیر بیشتر جی-تی-۱ را در روند بهبود توان‌یابان سکت‌های مغزی اثبات نمودند [۱۳]. مطالعات بعدی آنان روی بیماران ضایعات نخاعی [۱۴] نشان داد که می‌توان روش آموزش و تمرین الگوی راه رفتن را برای تمامی بیماران، مستقل از علت ناتوانی به‌کار برد. همچنین دیتز^۸ و همکاران یک ربات^۹ ارتزی با قابلیت کنترل حرکت مفاصل لگن و زانو ارائه کردند و نشان دادند که این ربات می‌تواند علاوه بر کمک به روند آموزش الگوی راه رفتن، با اعمال نیروی مشخص به اندام‌ها، به بیمارانی که قادر به حرکت دادن اندام‌های خود نیستند نیز کمک کند [۱۵].

در کلیه دستگاه‌های تمرین راه رفتن از یک سازوکار تحمل وزن بدن برای تثبیت موقعیت تنه بیمار و یک سازوکار اعمال حرکت به منظور به حرکت درآوردن اندام‌های تحتانی مطابق الگوی راه رفتن استفاده می‌شود. در این میان، سازوکارهای تحمل وزن اغلب ساده و مشابه‌اند اما تنوع قابل ملاحظه‌ای در مکانیزم اعمال حرکت به اندام‌های تحتانی به چشم می‌خورد. از جمله، مکانیزم چرخ‌دنده خورشیدی در میله متحرک^{۱۰} [۱۶] و نیز ربات صفحه‌ای کارتیزین^{۱۱} [۱۷] برای اعمال الگوی حرکتی به پنجه پا پیشنهاد شده‌اند.

با توجه به نیاز کشور و سایر کشورهای در حال توسعه به استفاده از فناوری‌های نوین در فرایند توانبخشی بیماران دچار ناتوانی حرکتی، به‌خصوص بیماران دچار ضایعات نخاعی، هدف این مطالعه طراحی بهینه یک سازوکار حرکتی مؤثر و کم‌هزینه برای دستگاه تمرین راه رفتن بوده است. همچنین به منظور اطمینان از اثربخشی و ایمنی مکانیزم طراحی شده یک مدل تفصیلی از اندام تحتانی توسعه یافته و گام برداشتن آن بر روی دستگاه شبیه‌سازی شده است.

¹ Brain Reorganization
⁶ Hesse

² Wernig
⁷ JT-1

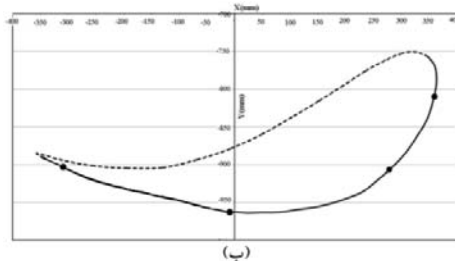
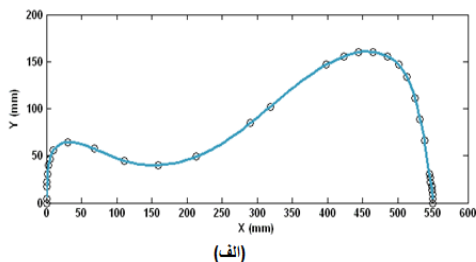
³ Treadmill
⁸ Dietz

⁴ Mechanism
⁹ Orthotic Robot

⁵ Barbeau

۲-روش

سکون^{۱۶}، که در شکل ۱-ب نشان داده شده است، در واقع مشابه مسیر حرکت پا در حین راه رفتن بر روی یک تریلد میل در شرایطی است که جابجایی عمودی لگن کنترل شده و صفر باشد.



شکل ۱- مسیر حرکت نقطه مرجع کف پا، الف) در سیستم مختصات ثابت آزمایشگاه؛ ب) پس از اصلاح با حذف حرکات انتقالی افقی و عمودی لگن. خط پر مربوط به مرحله سکون و خط چین مربوط به مرحله تاب خوردن چرخه راه رفتن هستند. همچنین نقاط مرجع چهارگانه به صورت دایره توپر نشان داده شده اند.

گذشته از ربات صفحه‌ای دو درجه آزادی که به دلیل هزینه‌های ساخت مورد توجه قرار نگرفت، سازوکارهای یک درجه آزادی متفاوتی می‌توانند مسیر شکل ا-ب را به وسیله منحنی کاپلر^{۱۷} خود ایجاد کنند. با بررسی گزینه‌های مختلف مکانیزم چهارمیله با پیکربندی باز، مکانیزم چهارمیله با پیکربندی متقاطع، مکانیزم لنگ و لغزنده، مکانیزم‌های چندمیله‌ای ساده و ترکیبی و مکانیزم دارای مسیر راهنما، سازوکار لنگ و لغزنده به‌عنوان مناسب‌ترین مکانیزم برای دستگاه تمرین راه رفتن انتخاب شد. عوامل مختلفی در این انتخاب نقش داشتند که از جمله می‌توان به قابلیت تنظیم برای قواره‌های مختلف بدنی و در نتیجه طول و مسیر گام، دارا بودن حداقل نیروهای عکس‌العملی در مفاصل مکانیزم، فراهم‌سازی فضای مناسب برای تعامل فیزیوتراپ با توان‌یاب،

۲-۱-طراحی مکانیزم

راه رفتن فرایند پیچیده‌ایست که مفاصل و اعضای متعدد بدن در آن مشارکت می‌کنند. اعمال الگوی حرکتی به اندام‌های تحتانی در یک دستگاه تمرین راه رفتن می‌تواند با اتصال سازوکار حرکتی به اندام‌های مختلف (ران، ساق و پا) با استفاده از یک ربات اُرتزی چند درجه آزادی [۱۸] و یا تنها به پا با استفاده از یک مکانیزم یک درجه آزادی [۱۶، ۱۹] و یا ربات صفحه‌ای دو درجه آزادی [۱۷] انجام شود. گزینه نخست با توجه به پیچیدگی، تعدد قطعات^{۱۸} و مفاصل و به‌خصوص تعدد درجات آزادی فعال که باید به‌صورت همزمان کنترل شوند مستلزم هزینه قابل توجه و نیز دشواری‌های متعددی در مراحل ساخت و کاربریست که بدین دلیل در مطالعه حاضر مورد توجه قرار نگرفت. در گزینه دوم، مسیر حرکت طبیعی پا طی چرخه راه رفتن توسط یک سازوکار نسبتاً ساده صفحه‌ای به پا اعمال می‌شود و با تنظیم مناسب ارتفاع و موقعیت تنه، حرکت طبیعی در سایر مفاصل و اعضای اندام تحتانی (مچ پا، زانو، لگن، ساق و ران) ایجاد می‌شود. با توجه به سادگی و هزینه‌های ساخت به مراتب کمتر و نیز امکان کاربری وسیع و آسان در مراکز بالینی؛ سازوکار یک درجه آزادی در مطالعه حاضر مورد استفاده قرار گرفته است.

بر این اساس سازوکار حرکتی مورد نظر مکانیزمی صفحه‌ای با یک درجه آزادیست که قادر است مسیر پا در صفحه ساجیتال^{۱۹} را طی چرخه راه رفتن به‌صورت مناسبی بازسازی و به پای توان‌یاب اعمال کند. با استفاده از سیستم SMA^{۱۴} مسیر یک نقطه مرجع در کف پای یک فرد سالم نسبت به دستگاه مختصات ثابت آزمایشگاه به‌دست آمده است که در شکل ۱-الف نمایش داده شده است. از آنجا که حین گام برداشتن در دستگاه تمرین راه رفتن، تنه بیمار معلق و لگن او تقریباً ثابت است، ضروری است که مسیر مزبور با حذف حرکات انتقالی افقی و عمودی لگن، اصلاح شود. منحنی حاصل مشتمل بر دو مرحله تاب خوردن^{۱۵} و مرحله

¹² Crank Link
¹⁷ Swing phase

¹³ Cartesian Manipulator
¹⁸ Stance phase

¹⁴ Links
¹⁹ coupler curve

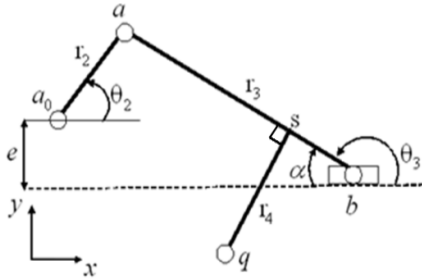
¹⁵ Sagittal plane

¹⁶ Sharif Motion Analyzer

$$\theta_{\min_j} \leq \theta_{3_j} \leq \theta_{\max_j} \quad j = 1, 2, 3, 4. \quad (5)$$

محدود کردن دامنه تغییرات زاویه عضو کاپلر امکان می‌دهد که زاویه کف پا با زمین که از زاویه کاپلر پیروی می‌کند، در دامنه طبیعی قرار داشته باشد.

حل مسئله بهینه‌سازی با توجه تابع هدف و قیود ذکر شده و پارامترهای هندسی معلوم (جدول ۱) با استفاده از دستور fmincon در نرم افزار MATLAB انجام پذیرفت.



شکل ۲- شکل شماتیک مکانیزم لنگ- لغزنده، a_0 ، a ، b ، s و q مختصات نقاط مکانیزم، θ ها زاویه لینک‌ها با جهت مثبت محور X طول لینک‌ها و e میزان خروج از مرکز است.

جدول ۱- پارامترهای معلوم مسئله بهینه‌سازی

r_3	e	l_1	l_2	θ_{\min_1}	θ_{\max_1}
70 cm	12 cm	35 cm	45 cm	3.14 rad	3.5 rad
θ_{\min_2}	θ_{\max_2}	θ_{\min_3}	θ_{\max_3}	θ_{\min_4}	θ_{\max_4}
2.5 rad	3.14 rad	2.5 rad	3.14 rad	3.14 rad	3.5 rad

۲-۲- شبیه‌سازی عملکرد

به منظور ارزیابی کارایی و ایمنی مکانیزم در فراهم‌سازی الگوی طبیعی راه رفتن برای توان‌یاب از یک مدل اندام تحتانی شامل سه قطعه ران، درشت‌نی، پنجه، و مفاصل و لیگامان‌های مفصلی استفاده شد (شکل ۳). از آنجا که راه رفتن عمدتاً در صفحه ساجیتال انجام می‌شود، مدل به صورت دو بعدی در نظر گرفته شد. سطح مفصلی ران به صورت یک بیضی با قطر بزرگ $57/2$ mm و نیم‌قطر کوچک 38 mm و سطح مفصلی درشت‌نی در زانو، به صورت یک سطح تخت که به محور طولی استخوان درشت‌نی زاویه 8° خلفی دارد در نظر گرفته شدند [۲۰]. مچ پا به صورت یک مفصل لولایی ساده فرض شد. وزن، محل مرکز جرم و طول هر یک از

و سادگی اجرا اشاره کرد. به خصوص قابل توجه است که با اجرای مکانیزم لنگ و لغزنده به گونه‌ای که طول لنگ و موقعیت کاپلر قابل تنظیم باشد؛ می‌توان منحنی‌های کاپلر بزرگ‌تر یا کوچک‌تری مشابه مسیر پا برای قواره‌های مختلف بدنی به دست آورد. در عین حال با توجه به اینکه منحنی کاپلر مکانیزم تنها مسیر نقطه مرجع پا را مشخص می‌کند و محدودیتی برای زاویه کف پا با زمین ایجاد نمی‌نماید؛ تصمیم گرفته شد که یک سازوکار ساده با پین راهنما به مکانیزم لنگ و لغزنده الحاق شود تا در طی مرحله سکون از چرخه راه رفتن ایجاد زاویه صفر درجه را در کف پا تضمین کند. با توجه به اینکه زاویه کف پا در مرحله تاب خوردن اهمیت چندانی ندارد، دامنه آن با اعمال قیود طراحی در مکانیزم اصلی در محدوده طبیعی نگاه داشته می‌شود.

به منظور تعیین پارامترهای طراحی مکانیزم لنگ و لغزنده (r_i ها در شکل ۲) از روش بهینه‌سازی استفاده شد. تابع هدف مسئله بهینه‌سازی به صورت مجموع مربعات فواصل نقاط مرجع بر روی منحنی مسیر با نقاط متناظر بر روی منحنی کاپلر حاصل از مکانیزم تعریف شد (رابطه ۱).

$$f(x) = \sum_{j=1}^4 (q_j - p_j)^T (q_j - p_j). \quad (1)$$

که در این رابطه، p_j مختصات نقاط مرجع طراحی و q_j مختصات نقاط روی منحنی مسیر کاپلر متناظر با آنهاست. نقاط مرجع به گونه‌ای بر روی منحنی مسیر حرکت انتخاب شدند که مرحله سکون چرخه راه رفتن دارای وزن بیشتری در بهینه‌سازی باشد (شکل ۱-ب).

قیود بهینه‌سازی شامل یک قید برابری و سه قید نابرابری در نظر گرفته شدند. شیب ثابت برای لغزنده به صورت یک قید برابری (رابطه ۲) اعمال شد.

$$b_{j_y} = b_{j_x}, \quad j = 2, 3, 4. \quad (2)$$

همچنین، دامنه مجاز تغییرات طول لینک‌ها و زاویه عضو کاپلر به صورت قیود نابرابری (روابط ۳ تا ۵) در نظر گرفته شدند.

$$(a_1 - a_0)^T (a_1 - a_0) \leq l_1^2, \quad (3)$$

$$(q_1 - s_1)^T (q_1 - s_1) \leq l_2^2, \quad (4)$$

$$\varepsilon = \frac{(L - L_0)}{L_0} \quad (7)$$

$$L_0 = \frac{L_r}{\varepsilon_r + 1}$$

که در رابطه فوق L طول لیگامان در هر لحظه، L_0 طول لیگامان در حالت شل (بدون نیرو)، ε_r کرنش مرجع (جدول ۴) و L_r طول لیگامان در کرنش مرجع (باز شدگی کامل زانو) است.

جدول ۳- محل اتصال لیگامان‌ها در دستگاه درشت‌نی و رانی

[۲۰]

Ligament	Ligament Bundle	u(mm)	v(mm)	t(mm)	s(mm)
Anterior Cruciate	A	29	-5	-5	184
	P	28	5	7	184
Posterior Cruciate	A	11.5	14	18	179.5
	P	0.5	-0.5	30	170.5
Lateral Collateral	A	-0.8	5.9	36.4	166.5
	S	4.5	11.1	39.5	166.8
	P	9.8	8.3	40.9	118.9
Medial Collateral	A	5	5.7	0	143.5
	I	16.4	5.5	2.1	123.1
Medial Capsule	P	16.4	5.5	1.4	108.7
	A	-4.9	-2.6	-3.7	161.8
	P	14.9	-0.1	4.9	158.1

جدول ۴- کرنش مرجع و ثابت الاستیک لیگامان‌ها [۲۰]

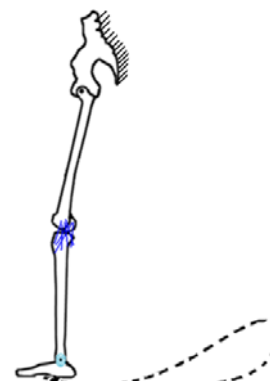
Ligament	Ligament Bundle	Stiffness(N)	Initial Strain
Anterior Cruciate	A	1500	0.08
	P	1500	0.12
Posterior Cruciate	A	2750	-0.24
	P	2750	-0.04
Lateral Collateral	A	2000	-0.07
	S	2000	-0.05
Medial Collateral	P	2000	0.02
	A	2250	0.004
Medial Capsule	I	2750	0.05
	P	2750	0.04
Medial Capsule	A	800	0.04
	P	800	0.0

اثر لیگامان‌ها و سایر بافت‌های نرم در مفصل میچ با استفاده از یک فنریچشی با سفتی $105(N \cdot mm/rad)$ [۲۲] مدل شد که وقتی زاویه کف پا و محور طولی استخوان درشت‌نی 90° درجه است، در حالت آزاد قرار دارد و گشتاوری اعمال نمی‌کند.

برای در نظر گرفتن انعطاف‌پذیری سطوح مفصلی در اثر

قطعات مدل در جدول ۲ آمده است. فاصله میچ و نقطه مرجع در کف پا به عنوان طول پنجه در نظر گرفته شده است.

دوازده لیگامان در مفصل زانو در نظر گرفته شدند که عبارت‌اند از: دو بانده^{۲۰} خلفی و قدامی برای لیگامان‌های ضربدری^{۲۱} خلفی و قدامی؛ سه بانده قدامی، خلفی و بالایی برای لیگامان طرفی خارجی؛ سه بانده قدامی، خلفی و پایینی برای لیگامان طرفی داخلی و دو بانده خلفی و قدامی برای کپسول میانی. محل اتصال لیگامان‌ها بر روی ران (در دستگاه مختصات $u-v$) و درشت‌نی (در دستگاه مختصات $t-s$) که با استفاده از داده‌های مرجع [۲۰] به دست آمده اند در جدول ۳ آمده است.



شکل ۳: طرحواره اندام تحتانی

جدول ۲- وزن، محل مرکز جرم و طول هر یک از قطعات

قطعه	وزن (N)	محل مرکز جرم	طول (mm)
بالاتنه	۳۸۵	مفصل لگن	-
ران	۶۰/۸۲	۲۷۵ میلی‌متر از انتهای دیستال	۴۶۶
ساق	۲۶/۱۵	۲۶۵ میلی‌متر از انتهای دیستال	۴۰۷
پا	۸/۵۲	۶۱/۵ میلی‌متر از انتهای دیستال	۱۱۶

لیگامان‌ها به صورت فنرهای غیرخطی در نظر گرفته شدند [۲۱] که نیروی آنها در کرنش‌های پایین با توان دوم و در کرنش‌های بالا با توان اول کرنش متناسب است (رابطه ۶).

$$f(\varepsilon) = k \frac{\varepsilon^2}{4\varepsilon_1} \quad \text{If } 0 < \varepsilon < 2\varepsilon_1 \quad (6)$$

$$f(\varepsilon) = k(\varepsilon - \varepsilon_1) \quad \text{If } \varepsilon > 2\varepsilon_1$$

در رابطه فوق k ثابت الاستیک (جدول ۴) و $\varepsilon_1 = 0.3$

است. مقدار ε از رابطه ۷ محاسبه می‌گردد:

²⁰ Bundle

²¹ Cruciate Ligament

گرفته شد.

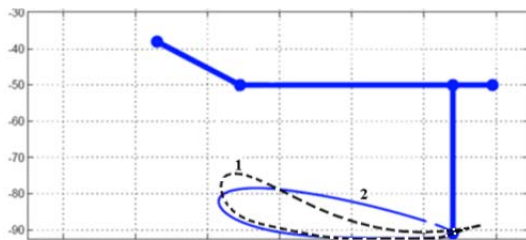
برای حل معادلات از نرم‌افزار MATLAB و روش تکراری نیوتن-رافسون^{۲۴} استفاده شد. برای ارزیابی قابل قبول بودن جواب به دست آمده، دو شرط لحاظ شده است: اول اینکه جذر مجموع مربعات معادلات کوچک‌تر از ۰/۱ باشد و دوم اینکه اختلاف بین دو جواب متوالی برای یک کمیت، کمتر از ۰/۰۰۱ واحد باشد. برای شبیه‌سازی گام برداشتن در دستگاه تمرین راه رفتن، مسیر تولید شده به وسیله سازوکار، به نقطه مرجع کف پا اعمال و زاویه کف پا با زمین در مرحله سکون صفر قرار داده شده است. شبیه‌سازی برای سه حالت مختلف انجام شده است: ۱. توسط سیستم تعلیق توان‌یاب در موقعیت مناسبی نگه داشته شده است (حالت مرجع). ۲. بیمار ۳cm پایین‌تر از موقعیت مرجع قرار دارد. ۳. بیمار ۳cm بالاتر از موقعیت مرجع قرار گرفته است.

نتایج

مکانیزم لنگ و لغزنده حاصل از بهینه‌سازی و منحنی کاپلر آن در شکل ۶ نشان داده شده و ابعاد قطعات سازوکار در جدول ۵ آمده است. منحنی کاپلر سازوکار طی مرحله سکون انطباق نسبتاً کاملی با مسیر پا در الگوی راه رفتن دارد اما طی فاز تاب خوردن انحراف نسبت به مسیر پا مشاهده می‌شود که مقدار آن در ابتدا و انتهای فاز تاب خوردن (نقاط ۱ و ۲ در شکل ۶) به ترتیب ۴۵mm و ۶۲mm است.

جدول ۵- ابعاد بهینه مکانیزم

r_2	e	r_3	r_4
26 cm	12 cm	70 cm	71 cm



شکل ۶- مکانیزم طراحی شده به روش بهینه‌سازی و منحنی کاپلر حاصله در مقایسه با مسیر پا در الگوی راه رفتن.

عملکرد غضروف، ۲۰ ستون فنری فشاری با عمق ۵۰mm و ارتفاع ۳/۵mm [۲۳] به فاصله ۱۰mm از یکدیگر بر روی سطح مفصلی استخوان درشت نی در نظر گرفته شدند. برای محاسبه ثابت فنرها از روش RBSM^{۲۴} استفاده شد (رابطه ۸).

$$K = \frac{(1-\nu)EA}{(1-2\nu)(1+\nu)h} \quad (8)$$

که در رابطه فوق K سفتی فنر، h ارتفاع ستون فنر، A سطح مقطع عرضی ستون فنر و E و ν به ترتیب مدول الاستیک (IMpa) و ضریب پواسان (۰/۲) غضروف مفصلی هستند [۲۵]. برای شبیه‌سازی بهتر رفتار غضروف مفصلی فنرها به صورت غیرخطی در نظر گرفته شدند به گونه‌ای که تا رسیدن به تغییر طول ۳mm، ثابت فنر ۱۵۳N/mm [۲۵] است و پس از آن به ازای هر ۰/۱mm افزایش طول، ۱۰ برابر می‌شود.

با توجه به پیچیدگی حاصل از مدلسازی تماس انعطاف‌پذیر و نیز اثرات اندک اینرسی، فرمولاسیون مدل با فرض شرایط شبه استاتیکی و با استفاده از معادلات تعادل انجام شد. برای قطعه ران تنها معادله تعادل گشتاور حول مفصل هیپ^{۲۳} شامل گشتاورهای حاصل از وزن بالا تنه، وزن استخوان ران، نیروی لیگامان‌ها و نیروی تماسی مفصل زانو در نظر گرفته شد. نیروی تماسی مفصل زانو معادل برابند نیروهای ستون‌های فنر نماینده غضروف مفصلی فرض شد. برای قطعه درشت نی، دو معادله تعادل نیرو و یک معادله تعادل گشتاور مورد استفاده قرار گرفتند. نیروهای وارده شامل نیروی وزن استخوان درشت‌نی، دو مولفه نیروی کف پا، نیروی ستون‌های فنر و نیروی لیگامان‌ها در نظر گرفته شدند. معادله تعادل گشتاور، حول مرکز مچ پا نوشته شد تا با حذف گشتاور ناشی از نیروهای کف پا، از پیچیدگی معادلات کاسته شود. در این معادله، علاوه بر گشتاورهای ناشی از وزن استخوان درشت‌نی، نیروی لیگامان‌ها و نیروی ستون‌های فنر، گشتاور حاصل از فنر پیچشی قرار داده شده در مفصل مچ پا حضور داشتند. برای قطعه پنجه تنها معادله تعادل گشتاور حول مرکز مچ پا، شامل گشتاورهای ناشی از وزن پا، نیروهای کف پا و عملکرد فنر پیچشی قرار گرفته در مفصل مچ در نظر

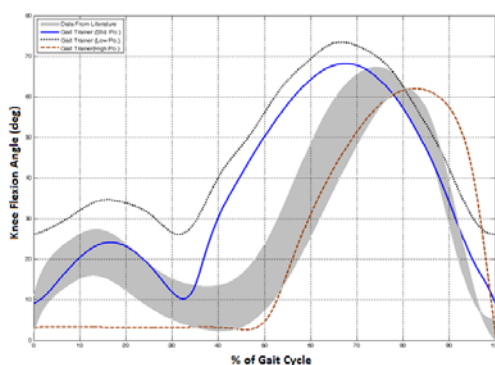
²² Rigid Body Spring Modeling

²³ Hip joint

²⁴ Newton-Raphson method

فازهای موجود و مورفولوژی‌های به دست آمده از آنالیزهای XRD، FTIR، STA و SEM استفاده شد. الگوهای به دست آمده ۵۷٪ چرخه، با شیب تندى به ۰/۸۵٪ وزن بدن رسید و در اواخر فاز تاب خوردن مجدداً به صفر بازگشت.

نیروهای وارد شده به باندهای قدامی و خلفی لیگامان-های ضربدری قدامی و خلفی طی چرخه راه رفتن بر روی دستگاه در شکل‌های ۹ و ۱۰ نشان داده شده اند. در کلیه شرایط قرارگیری توان یاب، نیروی حداکثر در اغلب باندها در زوایای نزدیک به بازشدگی کامل زانو مشاهده شد. تنها مورد استثنا، باندهای لیگامان ضربدری خلفی زانو بود که حداکثر نیروی آن در شرایط قرارگیری توان یاب در موقعیت مناسب مرجع و نیز ۳cm پایینتر از آن در زاویه خم شدگی حدود ۶۰° زانو رخ داد. حداکثر نیروها در شرایط قرارگیری توان یاب در موقعیت مرجع به ترتیب ۸۳، ۱۳۰، ۵۵ و ۱۶۰ نیوتن برای باندهای قدامی و خلفی لیگامان‌های ضربدری قدامی و خلفی بودند که در حالت قرارگیری در موقعیت پایینتر از مرجع با کاهش نسبی مواجه شدند (جدول ۶). اما در حالت قرارگیری در موقعیت بالاتر از مرجع، افزایش قابل ملاحظه‌ای در نیروها مشاهده شد که به‌خصوص در ابتدای مرحله سکون بسیار شدید بود.

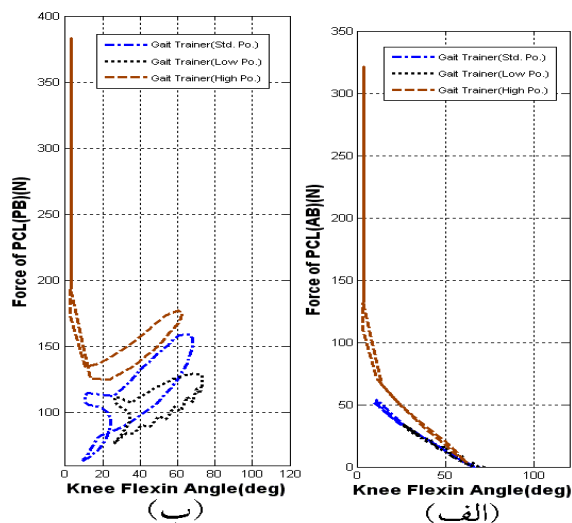


شکل ۷- تغییرات زاویه خم شدن زانو در طی چرخه راه رفتن.

نتایج حاصل از شبیه‌سازی عملکرد مکانیزم در ایجاد الگوی راه رفتن در زانوی توان یاب در شکل‌های ۷ تا ۱۰ نمایش داده شده است. زاویه خم شدن زانو طی چرخه راه رفتن (شکل ۷) در موقعیت استاندارد قرارگیری توان یاب بر روی دستگاه، در بخش عمده مرحله سکون (۰٪ تا ۳۵٪ چرخه راه رفتن) در دامنه طبیعی قرار داشت ولی در انتهای مرحله سکون (۴۰٪ چرخه) تا ۳۰° افزایش یافت. حداکثر زاویه خم شدن زانو در فاز تاب خوردن رخ داد و ۶۸° بود. در شرایط قرارگیری توان یاب در موقعیت ۳cm بالاتر از حالت مناسب مرجع، زاویه خم شدن زانو در مرحله سکون بین ۲۶°-۳۵° و در فاز تاب خوردن، تا حداکثر ۷۳° تغییر کرد. در حالت سوم که توان یاب ۳cm پایینتر از موقعیت مرجع قرار داشت، در تمام مرحله سکون زانو به‌طور کامل باز شده و زاویه‌ای حدود ۳° داشت. حداکثر خم شدن زانو در فاز تاب خوردن و برابر ۶۲° بود.

شکل ۸ نیروی تماسی بین سطوح مفصلی زانو را طی چرخه راه رفتن بر روی دستگاه نشان می‌دهد. در حالت قرارگیری توان یاب در موقعیت مناسب مرجع، نیروی تماسی به‌تدریج از ۰/۴ برابر وزن بدن در ابتدای مرحله سکون افزایش یافت تا به حداکثر آن معادل ۱/۴۳ برابر وزن بدن در ۳۵٪ چرخه راه رفتن رسید. پس از آن طی فاز تاب خوردن نیروی تماسی کاهش یافت اما مقدار آن بین ۱ تا ۰/۴ برابر وزن بدن همچنان قابل ملاحظه بود. در شرایط قرارگیری توان یاب در موقعیت پایینتر از وضعیت مرجع، تغییرات محدودی طی چرخه راه رفتن در نیروی تماسی مشاهده شد به‌گونه‌ای که مقدار آن بین ۱ تا ۱/۵ برابر وزن بدن تغییر یافت. در شرایط قرارگیری توان یاب در موقعیت بالاتر از مرجع، نیروی تماسی در مرحله سکون، صفر بود و بعد از

به منظور مشخصه‌یابی پودرها، نمونه‌های سنتز شده در دمای ۹۰۰°C به مدت یک ساعت کلسینه شده و برای بررسی

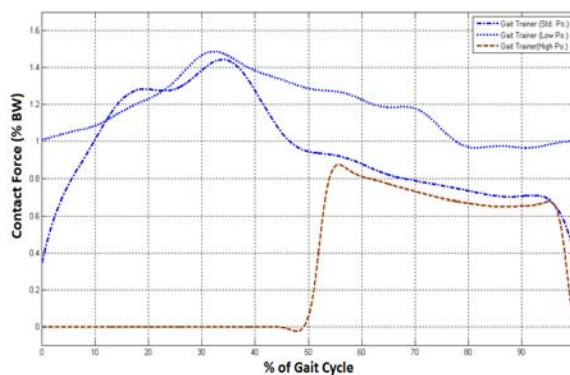


شکل ۸: نیروی وارده به الف) باندل قدامی، ب) باندل خلفی لیگامان ضربدری خلفی بر حسب زاویه خم شدن زانو.

بحث

با توجه به ضعف شدید عضلانی در بیماران کم توان حرکتی، ایجاد یک فرایند فیزیوتراپی که قابلیت تکرارپذیری تمرینات مشابه فعالیت‌های روزمره، با حداقل خستگی برای بیمار و فیزیوتراپ را داشته باشد، امری ضروری است. در این مطالعه با استفاده از روش بهینه‌سازی و اعمال قیودی همچون زاویه کف پا با زمین، طول قطعات و دادن وزن بیشتر به مرحله سکون، سازوکار لنگ-لغزنده‌ای طراحی شده است که می‌تواند الگوی طبیعی راه رفتن را با انطباق نسبی تولید کند. سپس برای ارزیابی دقیق کارایی و ایمنی مکانیزم، مدلی از اندام تحتانی ارائه شده و با استفاده از آن تمرین راه رفتن با مکانیزم شبیه‌سازی شده است.

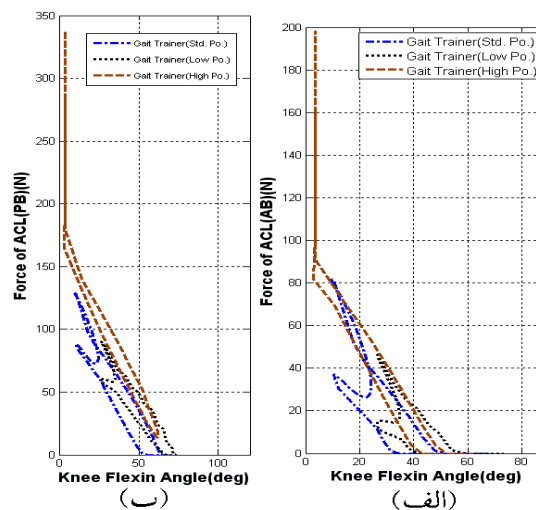
مدل ارائه شده در این مطالعه حایز نوآوری‌های نسبت به مدل‌های پیشین است [۲۷]. در همه مدل‌های پیشین برای شبیه‌سازی راه رفتن، سطوح تماسی مفصلی صلب در نظر گرفته شده و نیروی کف پا به صورت یک داده معلوم، برای موقعیت خاصی که زاویه ران و ساق مشخص‌اند، به مدل اعمال شده است. در مدل شلبرن^{۲۵} و همکاران برای شبیه‌سازی راه رفتن طبیعی [۲۸، ۲۹]، ابتدا نیروی عضلات و نیروهای مفصلی با استفاده از بهینه‌سازی دینامیکی و حل معادلات دینامیک معکوس برای یک مدل کامل بدن به دست آمده و سپس به مدل سه‌بعدی اندام تحتانی تنه اعمال شده



شکل ۹: تغییرات نیروی تماسی بین سطوح مفصلی زانو در طی چرخه راه رفتن

جدول ۶- حداکثر نیروی وارده به لیگامان‌ها

شرایط طبیعی [۲۶]	موقعیت بالاتر	موقعیت پایین تر	موقعیت مرجع	نام لیگامان
۱۳۵(N)	۱۹۸(N)	۴۶(N)	۸۳(N)	ACL(AB)
۱۴۵(N)	۳۳۵(N)	۸۶(N)	۱۳۰(N)	ACL(PB)
۱۸۰(N)	۳۲۰(N)	۳۵(N)	۵۵(N)	PCL(AB)
۱۹۵(N)	۳۸۵(N)	۱۳۰(N)	۱۶۰(N)	PCL(PB)



شکل ۹: نیروی وارده به الف) باندل قدامی، ب) باندل خلفی لیگامان ضربدری قدامی بر حسب زاویه خم شدن زانو.

²⁵ Shelburne

پایین تر بودن محل لگن، زانو به میزان بیشتری خم می‌شود. در موقعیت بالاتر از موقعیت مرجع، تقریباً در تمامی مرحله سکون، پا در حالت کشیدگی و زانو در حالت بازشدگی کامل قرار دارد و با ادامه مسیر و در فاز تاب خوردن، زانو خم می‌شود.

نتایج حاصل از مدل برای نیروهای تماسی و نیروهای لیگامانی زانو (شکل‌های ۸ تا ۱۰) حاکی از آن است که در موقعیت مناسب توان‌یاب، نیروهای مزبور در دامنه نیروهای فیزیولوژیک قرار دارند. برای مثال حداکثر نیروی تماسی زانو در حین راه رفتن معادل $1/6$ برابر وزن بدن گزارش شده است [۳۲]. در عین حال وجود نیروهای تماسی قابل توجه در فاز تاب خوردن از چرخه راه رفتن برخلاف الگوی راه رفتن طبیعی و ناشی از شرایط خاص راه رفتن توان‌یاب روی دستگاه تمرین راه رفتن است که به دلیل ضعف عضلانی قادر نیست با اعمال نیرو پا را بلند کند.

در حالت قرارگیری توان‌یاب در موقعیت پایین‌تر از موقعیت مرجع، نیروهای تماسی افزایش جزئی و نیروهای لیگامانی (جدول ۶) کاهش جزئی می‌یابند که هر چند از الگوی طبیعی فاصله می‌گیرد اما خطری متوجه توان‌یاب نمی‌شود. درحالی‌که در وضعیت بالاتر از موقعیت مرجع، تغییرات ایجاد شده در نیروهای تماسی و لیگامانی می‌تواند برای توان‌یاب آسیب‌رسان و خطر آفرین باشد. در این وضعیت در بخش عمده‌ای از مرحله سکون و انتهای فاز تاب خوردن، سطوح مفصلی کاملاً از هم جدا بوده و مقدار نیروی تماسی صفر است، اما در حوالی 50% چرخه راه رفتن که زانو خم می‌شود و سطوح مفصلی با یکدیگر تماس می‌یابند، یک نیروی تماسی با نرخ افزایش بالا بین سطوح مفصلی به وجود می‌آید که به‌رغم مقدار نه چندان بزرگ به دلیل ماهیت ضربه‌ای آن ممکن است سبب آسیب دیدن غضروف مفصلی شود. به‌علاوه نیروهای لیگامانی به مراتب بزرگ‌تری از نیروهای طبیعی در این وضعیت پدید می‌آیند (جدول ۶) که می‌توانند آسیب‌های جدی به توان‌یاب وارد نمایند.

اند. همچنین در مدل لیو^{۲۶} و همکاران [۳۰] معادلات استاتیکی با مشخص بودن نیروی وارده به کف پا، در حالتی که حداکثر نیرو به پا اعمال می‌شود، حل شده‌اند. در مطالعه حاضر برخلاف مدل‌های پیشین، سطح تماسی مفصل زانو به‌صورت انعطاف‌پذیر در نظر گرفته شده است که شبیه‌سازی بهتری را از عملکرد غضروف مفصلی و نیروهای تماسی فراهم می‌کند. به‌علاوه این امر امکان می‌دهد که با توجه به تغییر آرایش مدل تحت نیروهای وارده، امکان محاسبه نیروهای خارجی (کف پا) فراهم آید. بدین ترتیب مدل ارائه شده قادر است برخلاف مدل‌های پیشین، علاوه بر نیروی لیگامان‌ها و نیروی تماسی، زاویه خم شدن زانو و نیروهایی اعمال شده به کف پا را نیز به صورت همزمان، در یک چرخه راه رفتن پیش‌بینی کند.

متأسفانه تاکنون نتایج تجربی از راه رفتن بر روی دستگاه تمرین راه رفتن ارائه نشده‌اند تا بتوان نتایج مدل را با آنها مقایسه کرد. در مقایسه با نتایج تجربی ارائه شده برای راه رفتن با تردمیل [۳۱] با توجه به تفاوت‌های رفتاری (ثابت بودن بالاته در مدل، عدم جابه‌جایی وزن از پنجه به پاشنه به دلیل اعمال شدن مسیر به نقطه مرجع کف پا در طول مرحله سکون، اجبار پا برای حرکت در مسیر مشخص در طول فاز تاب خوردن)، نتایج حاصل از مدل از انطباق نسبی برخوردار است. با وجود این محدودیت‌های متعدد مدل نظیر فرض دوبعدی، عدم مدل‌سازی عضلات و فرض ثبات کامل برای لگن از جمله مواردی هستند که باید در مطالعات بعدی مورد اصلاح قرار گیرند.

نتایج حاصل از مدل برای زاویه خم شدن زانو (شکل ۷) نشان می‌دهد که در موقعیت مرجع توان‌یاب، زاویه زانو در محدوده الگوی طبیعی راه رفتن قرار دارد اما در زمان زودتری وارد فاز تاب خوردن می‌شود. به‌نظر می‌رسد این تفاوت زمان‌بندی با استفاده از کنترل مناسب سرعت موتور سازوکار قابل اصلاح باشد. البته عدم جابه‌جایی محل تماس کف پا، بین پاشنه و پنجه نیز بر اندازه این افت اثر می‌گذارد. در شرایط قرارگیری در موقعیت پایین‌تر از موقعیت مرجع، الگوی تغییرات مشابه حالت اول است، جز اینکه به دلیل

²⁶ Liu

- Vol. 83, p.p. 1370-1373, 2002
- [6] <http://publicrelations.tums.ac.ir/news/detail.asp?newsID=1435>, March 2009.
- [7] Sinikka H. Peurala, MSc, PT; Ina M. Tarkka, PhD; Kauko Pitkänen, MD, PhD; Juhani Sivenius, MD, PhD: "The Effectiveness of Body Weight-Supported Gait Training and Floor Walking in Patients With Chronic Stroke". *Arch Phys Med Rehabilitation*, Vol. 86, p.p. 1557-1564, 2005.
- [8] Wernig A; Müller S : "Treadmill Locomotion with Body Weight Support in Persons with Severe Spinal Cord Injuries". *Paraplegia*, Vol. 30, p.p 229-38, 1992.
- [9] Wernig A.; Nanassy A.; Muller S.: "Maintenance of Locomotor Abilities Following Laufband (Treadmill) Therapy in Para- and Tetraplegic Persons: Follow-up Studies". *Journal of Spinal Cord*, Vol. 36, No. 11, p.p. 744-749, 1998.
- [10] Barbeau H.; Norman K.; Fung J.; Visintin M.; Ladouceur M.: "Does Neuro-Rehabilitation Play a Role in the Recovery of Walking in Neurological Populations?". *Annals of the New York Academy of Sciences*, Vol. 860, p.p. 377-392, 1998.
- [11] Barbeau H.; Wainberg M.; Finch L.: "Description and Application of A System for Locomotor Rehabilitation". *Med Biol Eng Comput.*, Vol. 25, p.p. 341-345, 1987.
- [12] Uhlenbrock D.; Sarkodie-Gyan T.; Reiter F.; Konrad M.; Hesse S.: "Development of a servo-controlled gait trainer for the rehabilitation of non-ambulatory patients". *Biomed Tech*, Vol. 42, p.p. 196-202, 1997.
- [13] Hesse S.; Uhlenbrock D.; Sarkodie-Gyan T.: "Gait Pattern of Severely Disabled Hemiparetic Subjects on a New Controlled Gait Trainer as Compared to Assisted Treadmill Walking With Partial body Weight Support". *Clin Rehabil*, Vol. 13, p.p 401-410, 1999.
- [14] Hesse S.; Werner C.; Bardeleben A.: "Electromechanical Gait Training with Functional Electrical Stimulation: Case Studies in Spinal Cord Injury". *Spinal Cord*, Vol. 42, No. 6, p.p. 346-352, 2004.
- [15] Colombo G.; Joerg M.; Schreier R.; Dietz V.: "Treadmill Training of Paraplegic Patients Using A Robotic Orthosis". *Journal of Rehabilitation Research and Development*, Vol. 37, p.p. 693-700, 2000.
- [16] Artobolevsky I.: "Mechanisms in Modern Engineering Design", Vol 3. MIR Publishers, Moscow. English Translation, 1979.
- [17] Schmidt H.; Werner C.; Bernhardt R.; Hesse S.; Krüger J.: "Gait rehabilitation machines based on programmable footplates". *Journal of Neuro Engineering and Rehabilitation*, Vol. 4, No. 2, DOI 10.1186/1743-0003-4-2, 2007.
- [18] Colombo G.; Wirz M.; Dietz V.: "Driven Gait Orthosis for Improvement of Locomotor Training in Paraplegic Patients". *Spinal Cord*, Vol. 39, No. 5, p.p. 252-255, 2001.
- [19] <http://www.lokoHELP.com>, November 2007.
- [20] Liu W.; Maitland M.E.: "The Effect of Hamstring Muscle Compensation for Anterior Laxity in the ACL-deficient Knee During Gait". *Journal of Biomechanics*, Vol. 33, p.p. 871-879, 2000.
- [21] Akbar M.; Farahmand F.; Jafari A.; Foumani M.S.: "A Detailed and Validated Three Dimensional Dynamic Model of the Patellofemoral Joint". *Journal*

نتایج فوق، نشان می‌دهد که موقعیت قرارگیری توان‌یاب در دستگاه تمرین راه رفتن از اهمیت بسیاری برخوردار است. در صورت قرار گرفتن فرد توان‌یاب در موقعیت مناسب، می‌توان انتظار داشت که وی شرایط سینماتیک و سینتیک طبیعی راه رفتن را بدون بروز آسیب در لیگامان‌ها و سطوح مفصلی به‌خوبی تجربه و تمرین کند. زمانی که توان‌یاب پایین‌تر از موقعیت مناسب قرار گرفته است، خطری برای توان‌یاب وجود نخواهد داشت، ولی الگوی طبیعی راه رفتن به‌صورت کامل بازسازی نخواهد شد. اما در وضعیتی که بیمار بالاتر از موقعیت مناسب قرار می‌گیرد، نه تنها الگوی تغییرات زاویه مفصل زانو روندی طبیعی ندارد، بلکه نیروهای وارده به سطوح مفصلی و لیگامان‌ها می‌توانند سبب بروز آسیب‌های جدی شوند. با توجه به اینکه چنین شرایطی می‌تواند تنها با ۳cm انحراف نسبت به موقعیت مناسب رخ دهد، ضروری است که فیزیوتراپ ضمن دقت کامل در تنظیم موقعیت توان‌یاب در دستگاه با قرار دادن وی در موقعیت اندکی پایین‌تر؛ از حاشیه اطمینان مناسب استفاده نماید. به‌علاوه توصیه می‌شود که شرایط توان‌یاب حین استفاده از دستگاه تمرین راه رفتن با استفاده از حسگرهای جابه‌جایی و نیرو به دقت پایش شود.

مراجع

- [1] Wernig A.; Muller S.; Nanassy A.; Cagol E.: "Laufband Therapy Based on 'Rules of Spinal Locomotion' Is Effective in Spinal Cord Injured Persons". *European Journal of Neuroscience*, Vol. 7, p.p. 823-829, 1995.
- [2] Wernig A; Nanassy A; Muller S.: "Laufband (LB) Therapy in Spinal Cord lesioned Persons". *Prog Brain Res*, Vol. 128, p.p. 89-97, 2000.
- [3] Hesse S.; Bertelt C.; Jahnke M.T.; Schaffrin A.; Baake P.; Malezic M.; Mauritz K.H.: "Treadmill Training with Partial Body Weight Support Compared with Physiotherapy in Nonambulatory Nemiparetic Patients". *Journal of Stroke*, Vol. 26, p.p. 976-981, 1995.
- [4] Visintin M.; Barbeau H.; Korner-Bitensky N.; Mayo NE.: "A New Approach to Retrain Rait in Stroke Patients through Body Weight Support and Treadmill Stimulation". *Journal of Stroke*, Vol. 29, p.p. 1122-1130, 1998.
- [5] Miyai I.; Fujimoto Y.; Yamamoto H.; et al: "Long-term Effect of Body Weight-Supported Treadmill Training in Parkinson's Disease: a Randomized Controlled Trial". *Arch Phys Med Rehabilitation*,

- Force in Normal Walking". *Journal of Biomechanics*, No. 37, p.p. 797-805, 2004.
- [29] Shelburne K.B.; Pandy M.G.; Torrya M.: "Comparision of Shear Force and Ligament Loading in the Healthy and ACL-deficient Knee During Walking". *Journal of Biomechanics*, No. 37, p.p. 313-319, 2004
- [30] Liu W.; Maitland M.E.: "The Effect of Hamstring Muscle Compensation for Anterior Laxity in the ACL-deficient Knee During Gait". *Journal of Biomechanics*, Vol. 33, p.p. 871-879, 2000
- [31] Mills P.M.; Morrison S.; Lloyd D.G.; Barrett R.S.: "Repeatability of 3D Gait Kinematics obtained from an Electro Magnetic Tracking System During Treadmill Locomotion". *Journal of Biomechanics*, Vol. 40, p.p. 1504-1511, 2007.
- [32] Valmassy R. L.: "Clinical Biomechanics of the Lower Extremities". Mosby, 1996.
- of Biomechanical Engineering, Vol. 134, No. 4, Art. 041005, 2012.
- [22] Akbari Shandiz M.; Farahmand F.; Noor Azuan Abu Osman N.A.; Zohoor H.: "A Robotic Model of Transfemoral Amputee Locomotion for Design Optimization of Knee Controllers". *International Journal of Advanced Robotic Systems*, Vol. 10, DOI: 10.5772/528552013, 2013.
- [23] Adaml C.; Eckstein F.; Milzi S.; Schulte E.; Becker C.; Putzl R.: "The Distribution of Cartilage Thickness in the Knee Joints of Old-Aged Individuals Measurement by A-Mode Ultrasound". *Journal of Clinical Biomechanics*, Vol. 13, No. 1, p.p. 1-10, 1998.
- [24] Li G.; Sakamoto M.; Chao E.Y.S.: "A Comparision of Different Methods in Predicting Static Pressure Distribution in Articular Cartilage". *Journal of Biomechanics*, Vol. 30, No. 6, p.p. 635-638, 1997.
- [25] Jafari A.; Farahmand F.; Meghdari A.: "The Effects of Trochlear Groove Geometry on Patellofemoral Joint Stability- A Computer Model Study". *Journal of Engineering in Medicine*, VOL. 221, 2008
- [26] Hucuk H.: "The effect of modeling cartilage on predicted ligament and contact forces at the knee". *Journal of Computer and Biology in Medicine*, Vol. 36, p.p. 363-375, 2006.
- [27] Rahemi H.; Farahmand F.; Rezaeian T.; Parnianpour M.: "Computer Simulation of Knee Arthrometry to Study the Effects of Partial ACL Injury and Tibiofemoral Contact". *Proceedings of the 30th Annual International Conference of the IEEE EMBS*, p.p. 895-898, 2008.
- [28] Shelburne K.B.; Pandy M.G.; Andersonc F.C.; Torrya M.: "Pattern of Anterior Cruciate Ligament