http://mme.modares.ac.ir

مجله علمی پژوهشی

مهندسی مکانیک مدرس

آذر ۱۳۹۲، دوره ۱۳ شماره ۹ ص‌ص ۱۱۱-۱۲۵

مقاله پژوهشی کامل
تاریخ دریافت ۹۱/۹/۱۱
تاریخ پذیرش ۹۲/۲/۸
ارائه در سایت ۹۲/۶/۳۰

طراحی یک اُرتز لگنی غیرفعال نوین جهت توان‌بخشی راه رفتن با بهره‌گیری از مدل دینامیکی سه بعدی

علی مختاریان[۱]، عباس فتاح[۲*]، سونیل کومار آگراوال[۳]

۱- دانشجوی دکترای مهندسی مکانیک، دانشگاه صنعتی اصفهان، اصفهان
۲- استادیار مهندسی مکانیک، دانشگاه صنعتی اصفهان، اصفهان
۳- استاد مهندسی مکانیک، دانشگاه دلاور، نیووارک
* اصفهان، صندوق پستی ۸۴۱۵۶۸۳۱۱۱، fattah@cc.iut.ac.ir

چکیده- در این مقاله، طراحی یک اُرتز غیرفعال نوین توان‌بخشی راه رفتن برای بازتوانی افرادی که توانایی راه رفتن خود را به دلیل آسیب‌های دستگاه عصبی مانند آسیب ستون فقرات و یا عارضه سکته از دست داده‌اند، پیشنهاد شده است. همان طور که می‌دانیم، حرکت‌های لگن نقش مهمی در تعادل و پیش راندن ضمن راه رفتن در طی یک سیکل گامی ایفا می‌کند. در این تحقیق، یک اُرتز غیرفعال برای کمک به حرکت لگن بیماران ناتوان در راه رفتن با هدف بازیابی الگوی راه رفتن آنها، ارائه و شبیه‌سازی شده است. این اُرتز لگنی بهینه شده فاقد عملگر بوده و صرفاً دارای المان‌های انفعالی می‌باشد. شبیه‌سازی‌ها بر اساس ارائه یک مدل مناسب دینامیکی سه بعدی از بدن انسان با تمرکز بر حرکت اعضای پایین‌تنه در حین راه رفتن بر تردمیل می‌باشند. همچنین پارامترهای ساختاری اُرتز، در طی حل مسأله بهینه‌سازی تعریف شده بر اساس مدل دینامیکی مربوطه، استخراج شده است. نتایج شبیه‌سازی نشان می‌دهد که مسیر زمانی بهینه شده دوران‌های لگن به نمودارهای مطلوب متناظر نزدیک بوده و وسیله بهینهٔ غیرفعال قادر است که حرکت مطلوب لگن را بدون کوششی از طرف بیمار تأمین کند.

کلیدواژگان: دوران‌های لگنی، راه رفتن، اُرتز غیرفعال، مدل دینامیکی، بهینه‌سازی.

Design of a novel passive pelvic orthosis for gait rehabilitation using 3D dynamic model

A. Mokhtarian[1], A. Fattah[2*], S.K. Agrawal[3]

1- PhD Student, Mech. Eng., Isfahan Univ. of Tech., Isfahan, Iran
2- Assist. Prof., Mech. Eng., Isfahan Univ. of Tech., Isfahan, Iran
3- Prof. Mech. Eng., Univ. of Delaware, Newark, USA
* P.O.B. 8415683111 Isfahan, Iran fattah@cc.iut.ac.ir

Abstract- In this paper, the design of a novel gait rehabilitation passive orthosis to training the people who lost their walking ability due to neurological injuries, such as spinal cord injury and stroke is proposed. As known, the movements of pelvis play an important role in balance and propulsion during a gait cycle. In this research, a passive orthosis to assist the motion of pelvis of gait patients for regaining their initial walking pattern is presented and simulated. This optimized pelvic device is un-motorized and contains only passive elements. The simulations are based on presentation of a proper 3D dynamic model of human body by focusing on motions of lower legs during gait on treadmill. Also, structural parameters of orthosis are derived during solution of optimization problem defined on related dynamic model. The simulation results show optimized time trajectories of pelvic rotations are close to corresponding desired diagrams and optimum passive device can create the desired motion of pelvis without any effort from subject.

Keywords: Pelvic Rotations, Gait, Passive Orthosis, Dynamic Model, Optimization.

[Downloaded from mme.modares.ac.ir on 2024-10-12]

[DOR: 20.1001.1.10275940.1392.13.9.15.3]

۱- مقدمه

در حال حاضر، بسیاری هستند که از ناتوانی در حین راه رفتن به دلیل آسیب‌هایی از قبیل آسیب ستون فقرات و یا سکته رنج می‌برند. در توان‌بخشی[1]های سنتی این گونه بیماران بر روی تردمیل که با مهارکردن وزن فرد انجام می‌شود، یک گروه متشکل از چهار فیزیوتراپیست مورد نیاز است [۱]. دو نفر از آنها عهده‌دار هدایت حرکت پاها بوده و یک نفر حرکت لگن را جهت ایجاد تعادل و پایداری بیمار کنترل می‌کند که به موجب آن امکان حرکت پای آونگی[2] فراهم می‌شود. فرد چهارم نیز اُپراتور تردمیل و سیستم مهار کننده وزن بیمار می‌باشد. در طی اینچنین روش کمک‌رسانی درمانی، فشار شدیدی که بر فیزیوتراپیست‌ها اعمال می‌شود می‌تواند موجب کاهش تأثیر پروسه درمان و همچنین احتمالاً بروز آسیب‌هایی برای بیمار شود. این مشکلات، انگیزه طراحی وسایلی مناسب را که بتواند به بیماران حرکتی در حرکت صحیح آنها در طی راه رفتن یاری رساند، پدیدار می‌کند. در همین راستا با گسترش حیطه توانمندسازی رباتیکی حرکت، معضلات ناشی از روش‌های دستی سنتی کاهش یافته است.

لگن نقش مهمی در حین انجام فرایند راه رفتن ایفا می‌کند. لگن انتقال دهنده نیروها از اندام‌های پایینی به بالاتنه بوده و در ایجاد نیروی رانش در حین گام‌زدن مؤثر می‌باشد [۲]. همچنین لگن با قرار دادن مرکز جرم بالاتنه در بالای پای ایستا[3] امکان حرکت کامل پای آونگی را فراهم کرده و نیز حرکت قائم مرکز جرم بدن را در جهت کاهش انرژی مصرفی در حین راه رفتن تعدیل می‌کند [۴،۳]. بنابراین توجه به حرکت طبیعی لگن در موضوع توان‌بخشی راه رفتن بسیار ضروری است؛ به گونه‌ای که در حین توان‌بخشی راه رفتن بیماران، یک فیزیوتراپیست صرفاً برای کنترل حرکت لگن مورد نیاز می‌باشد. ایجاد حرکت‌های مطلوب لگن منجر به بهبود تدریجی الگوی راه رفتن برای بیماران با آسیب‌های مرتبط با راه رفتن می‌شود [۱].

بسط و گسترش اُرتز[4]های لگنی یک موضوع جدید در حیطه توان‌بخشی رباتیکی در راستای تأمین شکل صحیح راه رفتن برای بیماران مربوطه می‌باشد. در سال ۲۰۰۵، اُیاجی و همکارانش یک وسیله رباتیکی که با اتصال به لگن به حرکت آن در طی بازتوانی بیمار در حال راه رفتن بر روی تردمیل کمک می‌کرد، ابداع کردند. این ربات حرکت مطلوب لگن را با استفاده از شش سیلندر پنیوماتیکی فعال[5] ایجاد می‌کند [۵]. استافر و همکارانش در سال ۲۰۰۵، یک وسیله جدید برای کمک به راه رفتن بیماران فلج پایین تنه، ارائه کردند. این دستگاه از اُرتزی برای پاها، اُرتز لگن و یک سیستم فعال مهار کننده وزن و همچنین سیستم مدار بستهٔ تحریک ماهیچه‌ای تشکیل می‌شود. برای هر بیمار ابتدا مسیرهای مطلوب حرکت لگن تعیین و بر روی دستگاه برنامه‌ریزی شده و سپس به وسیله اُرتز لگنی به بیمار اعمال می‌شود [۶]. پیتروسینکی و همکارانش نیز یک توان‌بخش رباتیکی راه رفتن در سال ۲۰۱۰ طراحی کردند که با اعمال نیروهای مناسب به لگن مبتنی بر عکس‌العمل بیمار و بر اساس میزان انحراف لگن از مسیر مطلوب آن، به بیمار در حین راه رفتن یاری می‌رساند. این وسیله از طریق یک کمربند لگنی و صرفاً در راستای قائم و در جهت ایجاد چرخش لگن در صفحه فرونتال[6] بدن می‌تواند اعمال نیرو کند. با استفاده از دو لغزنده خطی، حرکت لگن در صفحه عرضی[7] بدن آزاد نگه داشته می‌شود [۷]. در سال ۲۰۱۱، تریوفت لو و همکارانش یک دستگاه مهار کننده وزن بیمار ارائه کردند که حرکت مطلوب لگن را نیز ایجاد می‌کند. این مکانیزم در راستای کنترل حرکت لگن نسبت به مسیر مرجع طراحی شده برای آن و با قابلیت مهار فعال وزن بیمار ارائه شده است [۸].

تا به امروز تمام وسایل توان‌بخشی راه رفتن که با هدف کمک به حرکت لگن ارائه شده‌اند، فعال و مجهز به یک یا چند عملگر[8] می‌باشند. بر اساس آخرین اطلاعات نویسندگان این مقاله، تا به حال هیچ‌گونه اُرتز غیرفعالی[9] در جهت بهبود حرکت لگن در طی راه رفتن ابداع نشده است. وسایل کمک حرکتی غیرفعال صرفاً از اجزاء انفعالی (غیرفعال) مانند جرم و فنر و بدون بکارگیری هرگونه عملگری تشکیل شده‌اند. به علاوه، در مقایسه با اُرتزهای فعال، اُرتزهای غیرفعال ایمن‌تر و اقتصادی‌تر

1. Rehabilitation
2. Swing leg
3. Stance leg
4. Orthosis
5. Active
6. Frontal plane
7. Transverse plane
8. Actuator
9. Passive

[Downloaded from mme.modares.ac.ir on 2024-10-12]
[DOR: 20.1001.1.10275940.1392.13.9.15.3]

بوده و بیماران تمایل بیشتری به استفاده از آنان دارند. در این تحقیق، یک ترکیب بدیع از المان‌های انفعالی بهینه شده در طراحی یک وسیله کمک حرکتی لگن با هدف بهبود و بازیابی الگوی راه رفتن بیماران مربوطه ارائه شده است. این وسیله با اتصال به لگن و اعمال نیروها و گشتاورهای مناسب می‌تواند حرکت مطلوب آن را به شکل غیر فعال در یک سیکل کامل گام زدن فراهم سازد. در مقایسه با طراحی‌های اخیر ربات‌های توان‌بخش لگنی که همگی صرفاً مبنای سینماتیکی دارند، طراحی غیرفعال پیشنهادی مبتنی بر ارائه یک مدل دینامیکی سه بعدی از حرکت بدن در حین راه رفتن می‌باشد. البته در مدل ارائه شده تمرکز اصلی بر تحلیل حرکتی اعضای پایین‌تنه شامل پاها و لگن می‌باشد. در این تحقیق، سعی بر این است که با بهینه‌سازی پارامترهای هندسی و فیزیکیِ طرح همزمان با حل معادلات دینامیک مستقیم مدل، مسیر حرکت لگن به مسیر مطلوب آن یعنی آنچه که برای بیمار در حالت فرضی نرمال خود تخمین زده می‌شود در حین راه رفتن بر روی تردمیل به صورت کاملاً غیر فعال نزدیک شود. ایده کلی بکار رفته مشابه ایده بهینه‌سازی استفاده شده در طراحی اُرتز پوششی غیرفعال پاها که در [۹] ارائه شده، می‌باشد. البته در مقاله حاضر، با توجه به پیچیدگی‌های موجود، علاوه بر ارائه یک تابع هدف مؤثرتر و کامل‌تر، حل مسأله بهینه‌سازی مربوطه بر اساس ارائه یک ایده ابتکاری و نوین از جانب نویسندگان با هدف دستیابی به نتایج بهینه مطلوب و قابل قبول به انجام رسیده است. همچنین، در مقایسه با کار اولیهٔ تئوری ارائه شده توسط نویسندگان در [۱۰]، مدل دینامیکی حاضر با در نظر گرفتن حرکت کامل‌تر سه بعدی برای اعضای پایین‌تنه و مدل‌سازی کف پا[1] به شکل یک جسم صلب (و نه به صورت یک یک جرم نقطه‌ای در انتهای ساق پا) با ملاحظه حرکت فضایی آن و نیز لزوم تعیین موقعیت دقیق مفصل ران در لگن، بسیار کامل‌تر و نزدیک‌تر به واقعیت ارائه شده است. همچنین در تحقیق پیشین، مسیر مطلوب برای حرکت اعضای پایین تنه کاربر بیمار به شکل تخمین زده شده در نظر گرفته شده بود در حالی که در اینجا مسیرهای مطلوب طبیعی با استفاده از اطلاعات الگوی راه رفتن صحیح حالت نرمال که از آزمایشگاه آنالیز راه رفتن جمع‌آوری شده، با بکارگیری مبانی سینماتیک اجسام صلب استخراج می‌شود. علاوه بر آن در این تحقیق، با افزودن فاز ایستای دوگانه[2] سیکل راه رفتن به مدل، به مطالعه این بخش از فرایند گام زدن در جهت ارائه یک شبیه‌سازی منطبق بر واقعیت پرداخته شده است. همچنین با در نظرگرفتن کران‌های محدود کننده جدید بر روی پارامترهای طراحی، نکات و ملاحظات مربوط به ساخت و کارکرد دستگاه بیش از پیش مورد توجه قرار گرفته و مقادیر بهینه قابل‌قبول‌تری از نقطه نظر پیاده‌سازی طرح حاصل شده است.

مطالب ارائه شده در ادامه مقاله به این شرح می‌باشد: در بخش دوم، ساختار و ترکیب کلی مکانیکی اُرتز پیشنهادی به اختصار بیان می‌شود. در بخش سوم، به توصیف مدل دینامیکی سه بعدی ارائه شده برای اعضای پایین‌تنه و همچنین بالاتنه پرداخته شده است. تحلیل سینماتیکی اعضا و نیز استخراج معادلات دیفرانسیل حاکم بر حرکت مدل با بکارگیری روش نیوتن- اویلر، در بخش چهارم صورت می‌پذیرد. سپس در بخش پنجم، جزئیات آنالیز سینماتیکی فرایند راه رفتن و همچنین طرح‌ریزی قالب بهینه‌سازی و نهایتاً نتایج شبیه‌سازی مدل در طی سه مرحله بهینه‌سازی ارائه شده است. در پایان نیز به بحث در مورد نتایج شبیه‌سازی و نتیجه‌گیری پرداخته خواهد شد.

۲- توصیف سیستم

هدف از این تحقیق ارائه یک وسیله غیرفعال برای ایجاد حرکت مطلوب لگن با اتصال به آن در حین راه رفتن بر روی تردمیل می‌باشد. البته همراه با اُرتز لگنی یک مجموعه مهار کننده وزن برای بی‌اثر کردن بخشی از وزن بیمار در حین راه رفتن در نظر گرفته شده است. مطابق شکل ۱، اُرتز پیشنهادی از یک مجموعه فنرهای خطی و همچنین جرم‌های نقطه‌ای واقع بر چند میله رابط که از طریق یک کمربند ترموپلاستیک لگنی به لگن متصل شده‌اند، تشکیل شده است. اتصال میله‌ها به کمربند لگنی تعبیه شده به صورت صلب در نظر گرفته شده است. هر فنر از یک طرف به یک میله رابط و از طرف دیگر به چارچوب متصل شده است. همان طور که در شکل ۱ قابل مشاهده است، یک دستگاه مختصات مرجع راستگرد XYZ بر روی چارچوب اینرسی تعبیه شده که در آن محور X در راستای حرکت تردمیل با جهت مثبت رو به جلو و محور Y در راستای قائم و

1. Foot

2. Double Supportphase

[Downloaded from mme.modares.ac.ir on 2024-10-12]

[DOR: 20.1001.1.10275940.1392.13.9.15.3]

رو به بالا در خلاف جهت گرانش تعریف شده است. مبدأ این دستگاه مختصات کلی نیز در نقطه برخورد پاشنه پای راست به تردمیل در ابتدای شروع سیکل گامی در نظر گرفته شده است. همچنین، یک دستگاه مختصات محلی در انطباق با محورهای آناتومی لگن که در بخش‌های بعدی توضیح داده می‌شوند، بر روی لگن بنا شده است.

در ساختار ارائه شده برای اُرتز لگنی، جزئیات پارامترهای طراحی برای $i=1\ldots n$ (که n تعداد هر یک از فنرها، میله‌ها و جرم‌های بکار رفته در ساختار اُرتز می‌باشد) به صورت زیر لیست می‌شوند:

β_i: زاویه محور z دستگاه آناتومی لگن با میله رابط i اُم متصل شده به کمربند لگنی.

k_i: ضریب سختی فنر iاُم.

δ_i: کشیدگی اولیه فنر i اُم.

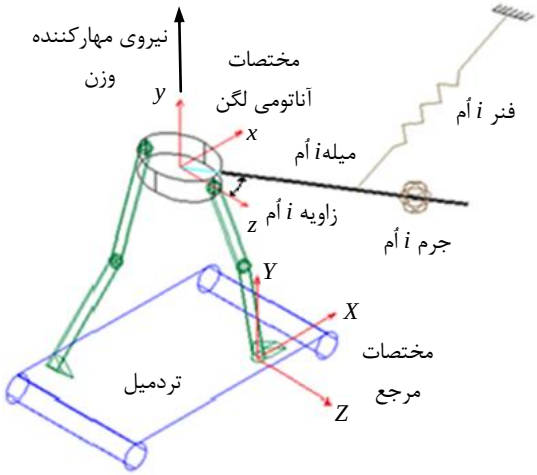
x_{o_i}، y_{o_i}، z_{o_i}: مختصات نقطه اتصال فنر i اُم به چارچوب در دستگاه مرجع.

m_i: جرم نقطه‌ای i اُم واقع بر میله رابط i اُم.

d_{m_i}: موقعیت جرم نقطه‌ای i اُم واقع بر میله رابط i اُم نسبت به مرکز لگن.

d_{s_i}: موقعیت نقطه اتصال فنر i اُم به میله رابط i اُم نسبت به مرکز لگن.

f_g : مقدار وزنه موردنیاز جهت مهارِ بخشی از وزن بیمار.



شکل ۱ نمای معرف اجزای اُرتز غیرفعال متصل‌شونده به لگن کاربر

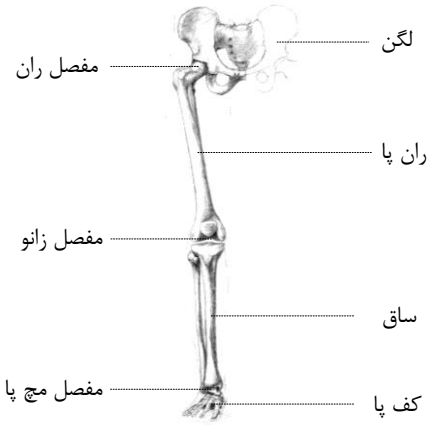
با توجه به پارامترهای مذکور، تعداد پارامترهای طراحی مسأله بهینه‌سازی مربوطه برابر $9n+1$ ($9n$ متناظر با ۹ دسته پارامتر اول و ۱ متناظر با تک پارامتر آخر) خواهد شد. محدودیت‌های پروسه ساخت دستگاه و مشکلات ارتباط فیزیکی[1] اُرتز با کاربر بیمار منجر به لزوم کران‌گذاری بر روی مقادیر پارامترهای طرح می‌شود. با وجود قیود مذکور بر روی این طراحی غیرفعال و همچنین معادلات دیفرانسیل حاکم بر مدل، یک سؤال منطقی در مورد چگونگی انتخاب تعداد فنرها، جرم‌های نقطه‌ای و میله‌های رابط موردنیاز در رسیدن به یک طراحی بهینه مطرح می‌شود. در این تحقیق، با استفاده از روش سعی‌وخطا[2] n برابر با ۶ به دست آمده است. مسأله بهینه‌سازی مربوطه با اعداد کوچکتر نیز برای n که تعداد کمتر پارامترها را به دنبال دارد، مورد بررسی و مطالعه قرار گرفته شد که البته در انتهای شبیه‌سازی مسأله، کارایی بهینه و مناسبی از وسیله در راستای نزدیک کردن مسیر دوران های لگنی به حالت مطلوب برای $n < 6$ مشاهده نشد. به این ترتیب، تعداد کل پارامترهای طراحی منتخب در مسأله بهینه‌سازی تعریف شده برابر عدد ۵۵ می‌باشد. بر اساس نتایج بهینه‌سازی و شبیه‌سازی مسأله، اُرتز لگنی شکل گرفته با پارامترهای انتخابی بهینه شده، قادر است حرکت مطلوب لگن را در مجاورت مسیر مطلوب لگن به صورت کاملاً غیرفعال در هنگام راه رفتن بر روی تردمیل ایجاد کند. البته، توضیح بیشتر در مورد مشخصات هندسی و فیزیکی اجزاء طرح مبتنی بر آگاهی از جزئیات نقشه مفروض جهت پیاده‌سازی طرح و ساخت وسیله در آینده است که در مرحله شبیه‌سازی نیازی به تعیین و تثبیت آنها نمی‌باشد. لکن این مسأله تأثیری در ساختار کلی در نظر گرفته شده و همچنین تعداد متغیرهای طراحی نخواهد داشت.

۳- مدل دینامیکی

در این مقاله، سعی بر ارائه یک مدل مناسب دینامیکی که دارای سازگاری قابل پذیرش با حرکت واقعی اعضای بدن و به ویژه اعضای پایین‌تنه در حین راه رفتن فرد است، می‌باشد. ساختار استخوانی اندام‌های پایین‌تنه که شامل لگن و پاها همراه با مفاصل ارتباطی آنها است در اسکلت نمونهٔ شکل ۲ نشان داده شده است.

1. Interface
2. Trial and Error

[Downloaded from mme.modares.ac.ir on 2024-10-12]
[DOR: 20.1001.1.10275940.1392.13.9.15.3]

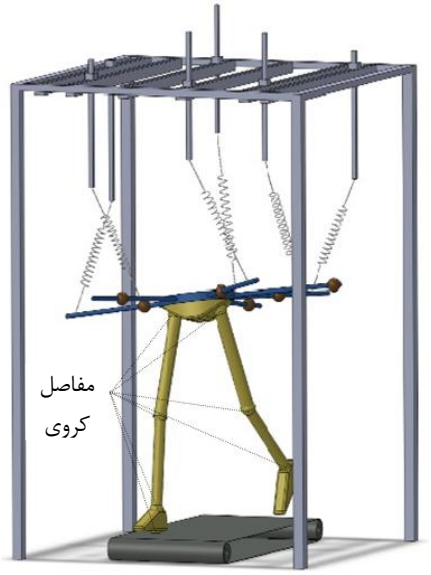


شکل ۲ نمای نمونه اسکلت اعضای پایین‌تنه بدن شامل لگن، ران، ساق و کف پا و مفاصل مربوطه

در این بخش به انتخاب یک مدل مناسب به لحاظ ویژگی‌های فیزیکی، هندسی و حرکتی برای اعضای پایین‌تنه پرداخته می‌شود. مشخصات جرمی و هندسی اعضای پایین‌تنه با توجه به جداول سنجش و اندازه‌گیری بدن انسان[1] که در مرجع معتبر [۱۱] ارائه شده است، برای کاربر انتخابی استخراج شده است. البته برخی مشخصات هندسی فرد با اندازه‌گیری‌های طولی روی هر یک از عضوها تعیین شده است.

در مدل مفروض، لگن و هر یک از دو ران ، دو ساق و دو کف پا به صورت اجسام صلبی که از طریق مفاصل کروی به یکدیگر لینک می‌شوند، مدل شده‌اند. لگن به عنوان یک جسم صلب با سه درجه آزادی دورانی حول محورهای سه‌گانه دستگاه مختصات و سه حرکت انتقالی در راستای سه محور دستگاه مختصات مرجع می‌باشد. همانطور که در شکل ۳ مشاهده می‌شود، در مدل دینامیکی ارائه شده همگی مفاصل ران، زانو و مچ هر دو پای آونگی و ایستا به شکل کروی در نظر گرفته شده‌اند. همچنین برای سازگاری سینماتیکی مدل با واقعیت، ضروری است که نقطه تماس پای ایستا با زمین یا تردمیل را نیز به صورت یک مفصل کروی در نظر گرفت. این مفصل به صورت یک مفصل متحرک در زیر کف پای ایستا و در انطباق با نقطه اثر اعمال برایند نیروی عکس‌العمل سطح بر کف پا در هر لحظه از فاز ایستا در نظر گرفته شده است. لازم به تأکید است که تنها با این فرضیات بر مدل می‌توان سینماتیک سه بعدی اعضای پایین‌تنه را در حین پروسه گام‌زدن توجیه کرده و به حرکت‌های واقعی آنها در حد امکان نزدیک شد.

1. Anthropometry



شکل ۳ نمای سه بعدی مدل دینامیکی پایین‌تنه کاربر بیمار همراه با اُرتز لگنی و چارچوب در حین راه رفتن بر تردمیل

در این تحقیق، اثر دینامیکی بالاتنه صرفاً به شکل یک نیروی متمرکز بر روی مرکز جرم لگن که حاصل از نیروی اینرسی در راستای قائم و همچنین وزن بالاتنه می‌باشد، مدل شده است.

اگر چه در حین راه رفتن بر روی تردمیل، حرکت بالاتنه ملایم بوده و بازه جابجایی آن بسیار کوچک است، لکن به دلیل جرم زیاد بالاتنه در مقایسه با جرم اعضای پایین‌تنه لازم است که اثر دینامیکی آن در مدل ارائه شده، در نظر گرفته شود. البته، با توجه به این که کاربر بیمار در حین استفاده از تردمیل دسته‌های آن را با دست‌های خود می‌گیرد هیچ گونه اثر دینامیکی برای دست‌ها بر روی مدل لحاظ نشده است.

همان طور که ذکر شد، از یک مجموعه مهار کننده وزن با قابلیت تنظیم، برای غلبه بر بخشی بهینه شده از وزن فرد در سیستم توان‌بخش مفروض استفاده می‌شود. اثر مهار کننده وزن نیز می‌تواند به صورت یک نیروی رو به بالا بر لگن ناشی از وزن وزنه‌های انتخاب شده و نیروی اینرسی حاصل از شتاب عمودی آنها در حین راه رفتن بر روی تردمیل، مدل شود. در اینجا، شتاب وزنه‌های مهار برابر شتاب عمودی مرکز جرم لگن و در خلاف جهت آن در نظر گرفته شده است.

در یک سیکل کامل گامی فاز ایستای دوگانه که در آن دو کف پا به طور همزمان بر روی زمین قرار دارند، دو بار اتفاق می‌افتد که مجموعاً بیش از ۲۰ درصد کل سیکل را در بر

[Downloaded from mme.modares.ac.ir on 2024-10-12]
[DOR: 20.1001.1.10275940.1392.13.9.15.3]

می‌گیرد. بنابراین، عدم توجه لازم به این فاز از حرکت در تحلیل دینامیکی مدل موجب ایجاد خطا در شبیه‌سازی مسأله می‌شود. در اینجا ما از ارائه حالت واقعی مدل در فاز ایستای دوگانه که به صورت یک حلقه بسته ناشی از قرارگرفتن دو پا بر روی زمین است اجتناب کرده‌ایم. زیرا علاوه بر پیچیدگی معادلات حرکت مدل سه بعدی ارائه شده در این فاز، به طور کلی فضای پاسخ زمانی معادلات حرکت زنجیره‌های بسته دینامیکی دارای نقاط منفرد[1] بی‌شماری است که این مسأله روند بهینه‌سازی پارامترهای طراحی را با مشکل روبرو می‌سازد. در تحقیق حاضر، از همان شرایط فیزیکی مدل در فاز ایستای یگانه[2] با در نظر گرفتن وضعیت آونگی برای پای ایستای عقب‌تر و قراردادن نیروی متغیر عکس‌العمل سطح بر روی آن در حین فاز ایستای دوگانه، برای شبیه‌سازی این فاز استفاده شده است. با دقت بر دیاگرام کلی مؤلفه‌های نیروی عکس‌العمل سطحِ کف پای ایستا که در آزمایشگاه‌های بالینی آنالیز راه رفتن اندازه‌گیری می‌شود، می‌توان مشاهده کرد که این نیروها در هنگام ورود پا به فاز ایستای دوگانه به شکل تقریباً خطی افزایش و در هنگام خروج از این فاز به شکل تقریباً خطی کاهش می‌یابند. این نکته به ویژه در مورد مؤلفه قائم نیروی عکس‌العمل کف پا که سهم بیشتری از مقدار بردار نیرو را دارا می‌باشد، مشهودتر است. همچنین نقطه‌اثر برایند نیروهای عکس‌العمل برای هر پا از زیر پاشنه پا در هنگام برخورد اولیه به سطح زمین یا تردمیل شروع و در انگشت شست پا در هنگام جدایش از سطح به پایان می‌رسد [۱۲،۱۱]. بنابراین پیش از شروع فاز ایستای دوگانه در هنگام برخورد پای ایستای جلوتر به سطح، ابتدا نیروهای وارد بر پای ایستای عقب‌تر را در انتهای فاز آونگی پیشین محاسبه کرده و آنگاه با در نظر گرفتن وضعیت آونگی برای این پا در طی فاز ایستای دوگانه، تابع کاهنده خطی زمانی بردار نیروی عکس‌العمل را بر روی کف آن در نظر گرفته می‌شود. به این ترتیب در طی فاز ایستای دوگانه، با ساختار دینامیکی مشابه فاز ایستای یگانه که متناظر با یک زنجیره باز از اعضای پایین‌تنه می‌باشد، مواجه هستیم. اگرچه شرایط پیشنهادی برای مدل در این فاز در انطباق کامل دینامیکی با واقعیت نمی‌باشد، لکن می‌تواند منجر به سادگی تحلیل دینامیکی مدل در این فاز و همچنین تسهیل و امکان‌پذیر شدن روند بهینه‌سازی پیاده شده بر مسأله شود.

علاوه بر ملاحظات فوق، ذکر این نکته نیز ضروری است که با توجه به جابجایی نقش هر یک از پاهای آونگی و ایستا در طی فازهای مختلف یک سیکل کامل گامی، شکل معادلات دینامیکی هر پا با تعویض فاز مربوطه تغییر می‌کند.

۴- آنالیز دینامیکی

در کار تحقیقی انجام شده، تلاش بر این است که حرکت لگن هر چه بیشتر به مسیر طبیعی آن با استفاده از اُرتز غیر فعال پیشنهادی و بدون وجود کوششی از جانب بیمار نزدیک شود. بنابراین در هر مرحله تکرار پروسه بهینه‌سازی مربوطه، نیاز به حل عددی معادلات دینامیک مستقیم مدل ارائه شده برای اعضای بدن و وسیله لگنی غیرفعال می‌باشد. لازم به ذکر است که در تحقیق حاضر با توجه به اینکه نقش اُرتز صرفاً در جهت تأمین حرکت‌های لگن است بنابراین در رابطه با چگونگی ایجاد حرکت‌های مطلوب پاهای بیمار فرض بر استفاده از یک اُرتز کمکی پاها مانند لوکومت [۱۳] و یا یاری رساندن دو فیزیوتراپیست مرتبط، می‌باشد. بنابراین، جهت تحلیل دینامیکی مدل، حرکت از پیش تعیین شده‌ای را برای اعضای هر دو پا شامل ران، ساق و کف پا با اعمال مسیرهای مطلوب دورانی آنها در حین راه رفتن بر روی تردمیل با سرعت معین در نظر گرفته می‌شود. با وجود این قیود سینماتیکی بر روی مدل دینامیکی، سیستم تنها دارای سه درجه آزادی متناظر با دوران‌های سه‌گانه لگن خواهد بود. به این ترتیب، موقعیت‌های زاویه‌ای لگن را که شامل چرخش طولی[3] در صفحه طولی بدن (ϕ)، چرخش عرضی[4] در صفحه فرونتال (θ) و چرخش افقی[5] در صفحه عرضی بدن (ψ) می‌باشند، به عنوان مختصات تعمیم یافته مدل می‌توان در نظر گرفت. چرخش طولی، دوران لگن حول محور z دستگاه مختصات مرجع که عمود بر صفحه طولی بدن و در جهت چپ به راست بدن تعریف شده، می‌باشد؛ چرخش عرضی، دوران لگن حول محور x دستگاه مختصات جاری و چرخش افقی نیز، دوران لگن حول محور y دستگاه مختصات جاری تعریف می‌شود [۱۴].

براساس استانداردهای بین‌المللی، دستگاه مختصات آناتومی

1. Singular points
2. Single support phase
3. Tilt
4. Obliquity
5. Rotation

[Downloaded from mme.modares.ac.ir on 2024-10-12]
[DOR: 20.1001.1.10275940.1392.13.9.15.3]

لگن مطابق شکل ۴ بر روی لگن گماشته می‌شود. مبدأ این دستگاه مختصات روی نقطه میانی دو برجستگی استخوانی جلوی لگن[1] قرار دارد. محور z در راستای خط واصل دو برجستگی استخوانی جلوی لگن و با جهت مثبت از طرف چپ به راست بدن تعریف می‌شود. محور x واقع بر صفحه عرضی لگن (که با دو برجستگی استخوانی جلوی لگن و نقطه میانی دو برجستگی استخوانی پشت لگن[2] معین می‌شود) و عمود بر محور z بوده و با جهت مثبت رو به جلو معرفی می‌شود. بنابراین، محور y نیز عمود بر دو محور x و z و با جهت مثبت رو به بالا تعیین می‌شود [۱۵].

ماتریس دوران دستگاه مختصات آناتومی لگن نسبت به دستگاه مختصات مرجع با ضرب ماتریس‌های دوران متناظر با زوایای متوالی اویلر حول محورهای به ترتیب z، x و y مبتنی بر ترتیب تعریف زوایای دورانی لگن، به شکل رابطه (۱) قابل بیان است.

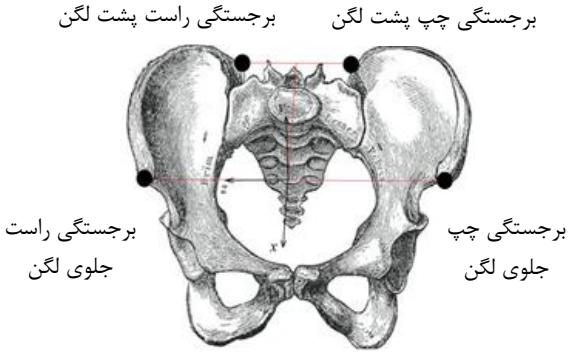
$$\mathrm{R} = \mathrm{R}_{z(\phi)}\mathrm{R}_{x(\theta)}\mathrm{R}_{y(\psi)} \qquad (۱)$$

رابطه بین مؤلفه‌های یک بردار دلخواه در دستگاه مختصات آناتومی لگن xyz و دستگاه مختصات کلی XYZ با استفاده از ماتریس دوران لگن به فرم رابطه (۲) بیان می‌شود.

$$[X, Y, Z]^{\mathrm{T}} = \mathrm{R}[x, y, z]^{\mathrm{T}} \qquad (۲)$$

همچنین با استفاده از ترانهاده ماتریس دوران و مشتق زمانی آن، بردار سرعت‌زاویه‌ای لگن با بیان در دستگاه مختصات لگنی به صورت رابطه (۳) قابل ارائه است.

$$\vec{\omega} = \mathrm{vect}(\mathrm{R}^{\mathrm{T}}\dot{\mathrm{R}}) \qquad (۳)$$



شکل ۴ نمای نمونه اسکلت لگن همراه با معرفی دستگاه مختصات آناتومی آن

با استفاده از مشتق زمانی معادله (۳) بردار شتاب‌زاویه‌ای لگن را نیز می‌توان به دست آورد.

در آنالیز سینماتیکی راه رفتن، با استفاده از مسیر زمانی نشانگرهای نوری چسبیده شده بر نقاط برجسته استخوانی اعضای بدنِ کاربر در آزمایشگاه مربوطه، می‌توان ماتریس دوران، زوایای اویلر، سرعت زاویه‌ای و شتاب زاویه‌ای هر یک از عضوهای پایین‌تنه وی را بر حسب زمان در حین گام زدن بر روی تردمیل به دست آورد.

همان طور که انتظار می‌رود، به لحاظ سینماتیکی حرکت‌های انتقالی لگن در راستای محورها به وضعیت پای ایستا و زوایای لگن در هر لحظه وابسته بوده و جزء درجات آزادی محسوب نمی‌شوند. در همین راستا و در جهت دسترسی به معادلات دینامیکی مدل، در ابتدا با استفاده از روابط سینماتیکی حاکم بر مدل، موقعیت، سرعت و شتاب مرکز جرم لگن به صورت تابعی از زوایای اویلرِ حرکت فضایی ران، ساق و کف پای ایستا و مشتقات آنها و نیز مختصات تعمیم یافته سیستم یعنی ψ، θ، ϕ و مشتقات آنها و با در نظر گرفتن سرعت ثابت تردمیل، محاسبه شده است.

بدیهی است که در مدل ارائه شده جهت ایجاد حرکت از پیش تعیین شده برای ران، ساق و کف پاها نیاز به گُماردن تعداد کافی عملگر بر روی مدل است. در اینجا، اثر نیرویی هر گونه محرکی بر روی پاهای بیمار به صورت گشتاورهایی در مفاصل کروی ران، زانو و مچ پای آونگی و همچنین زانو، مچ و مفصل کروی متناظر نقطه اثر متحرک نیروی عکس‌العمل سطح تردمیل بر کف پای ایستا و با منظور تأمین زوایای سه‌گانه اویلر هر عضو پایین تنه به جز لگن در نظر گرفته شده است. گشتاورهای مفروض در مدل دینامیکی، جایگزین نیروی اعمالی از طرف دست‌های فیزیوتراپیست‌های احتمالی بر هر یک از پاها و یا اُرتز فعال کمکی متصل شونده به پاهای بیمار در حین پروسه توان‌بخشی راه رفتن می‌باشند. البته، برای یک کاربر سالم نیز (که در مراحل اولیه اعتبارسنجی و امکان‌سنجی آزمایشگاهی وسیله انتخاب خواهد شد) به دلیل کوچک بودن بازوی اهرم اغلب ماهیچه‌های مؤثر در گام زدن در مقایسه با طول عضو متصل مربوطه، اثرات نیرویی ماهیچه‌ها بر لگن و پاهای آونگی و ایستا می‌تواند با گشتاورهایی فرضی در مفاصل متناظر جانشین شود [۱۲].

1. Anterior Superior Iliac Spines (ASISs)
2. Posterior Superior Iliac Spines (PSISs)

[Downloaded from mme.modares.ac.ir on 2024-10-12]
[DOR: 20.1001.1.10275940.1392.13.9.15.3]

در مدل ارائه شده، با توجه به معین بودن حرکت پای ایستا، زوایای مفصل کروی ران پای ایستا متناظر با زوایای دوران‌های لگن در حین راه رفتن در نظر گرفته می‌شود. برای یک فرد سالم، ماهیچه‌هایی که لگن را به پای ایستا مرتبط می‌سازد ماهیچه‌های اصلی ایجاد کننده حرکت لگن در حین راه رفتن می‌باشند [۱۲]. در اینجا، انتظار است که اُرتز غیر فعال پیشنهادی حرکت طبیعی لگن را برای بیماری که فلج پایین‌تنه است در حین راه رفتن بر روی تردمیل ایجاد کند. این حمایت، در راستای توان‌بخشی راه رفتن این گونه افراد می‌تواند مؤثر واقع شود. بنابراین، در مدل مفروض، مفصل ران پای ایستا به صورت آزاد و بدون حضور هرگونه گشتاور محرکی بر آن در نظر گرفته شده است. هدف این مقاله نیز ارائه ترکیب بهینه‌ای از المان‌های انفعالی که جبران کننده کمبود عملگر ماهیچه‌ای در مفصل ران پای ایستای بیمار و در جهت کنترل حرکت لگن با اعمال نیروهای مناسب است، می‌باشد.

مدل دینامیکی شامل لگن همراه با اُرتز غیر فعال متصل به آن و همچنین دو ران، دو ساق و دو کف پاهای ایستا و آونگی در قالب اجسام صلب می باشد. در اینجا، از روش نیوتن- اویلر برای استخراج معادلات حرکت سیستم استفاده شده است. در روش نیوتن- اویلر، اجسام صلب زنجیره دینامیکی را از یکدیگر جدا کرده و دیاگرام نیرویی متناظر را بر هریک از آنها در نظر گرفته می‌شود. معادله برداری نیوتن را برای هر جسم صلب در دستگاه مختصات مرجع مطابق معادله (۴) بیان می‌کنیم.

$$\sum \vec{F} = m\vec{a}_C = m(\ddot{X}_C\hat{I} + \ddot{Y}_C\hat{J} + \ddot{Z}_C\hat{K}) \qquad (۴)$$

که در آن، $\hat{I}$، $\hat{J}$ و $\hat{K}$ بردارهای یکه دستگاه مختصات مرجع می‌باشند. همچنین، $\vec{a}_C$ بردار شتاب و X_C، Y_C و Z_C مختصات مرکز جرم جسم صلب مربوطه در دستگاه مختصات مرجع می‌باشند. $\sum F$ نیز مجموع نیروهای خارجی وارد بر جسم صلب است.

با توجه به اینکه مومنتم زاویه‌ای هر جسم صلب غالباً در دستگاه مختصات محلی متصل به آن نوشته می‌شود، ترجیح داده شد برای هر عضو مدل و همچنین برای اُرتز، معادله اویلر حول مرکز جرم آنها، در دستگاه مختصات آناتومی متناظر به شکل رابطه (۵) بیان شود.

$$\sum \vec{M}_C = \dot{\vec{H}}_C = (\dot{H}_x - H_y\omega_z + H_z\omega_y)\hat{i} + (\dot{H}_y - H_z\omega_x + H_x\omega_z)\hat{j} + (\dot{H}_z - H_x\omega_y + H_y\omega_x)\hat{k} \qquad (۵)$$

که در آن $\sum \vec{M}_C$ بیانگر مجموع ممان‌های نیروهای خارجی اعمال شده بر جسم صلب حول مرکز جرم آن به همراه گشتاورهای مفصلی وارد بر آن است. همچنین، $\vec{H}_C$ بردار مومنتم زاویه‌ای جسم صلب حول مرکز جرم آن و ω_x، ω_y و ω_z مؤلفه‌های بردار سرعت‌زاویه‌ای جسم صلب در دستگاه مختصات محلی است. درایه‌های بردار $\vec{H}_C$ در دستگاه مختصات محلی به صورت روابط (۶) تا (۸) قابل بیان است.

$$H_x = I_{xx}\omega_x + I_{xy}\omega_y + I_{xz}\omega_z \qquad (۶)$$

$$H_y = I_{xy}\omega_x + I_{yy}\omega_y + I_{yz}\omega_z \qquad (۷)$$

$$H_z = I_{xz}\omega_x + I_{zy}\omega_y + I_{zz}\omega_z \qquad (۸)$$

با ترکیب معادلات نیوتن- اویلر به دست آمده برای کلیه اعضای زنجیره مدل دینامیکی و حذف نیروها و گشتاورهای مفصلی از بین آنها، سه معادله دینامیکی حرکت سه بعدی مدل متناظر با سه درجه آزادی مفروض مدل استخراج می‌شود. بنابراین معادلات دیفرانسیل حرکت برحسب مختصات تعمیم یافته و زوایای اویلر از پیش تعیین شده اعضای پایین‌تنه و همچنین مشتقات زمانی آنها ارائه می‌شود. البته، همگی متغیرهای طراحی نیز که شامل پارامترهای فیزیکی و هندسی اجزاء دستگاه به همراه فنرهای متصل شونده به آن است، در معادلات حرکت جهت بهینه‌سازی ظاهر می‌شوند.

۵- بهینه‌سازی و نتایج شبیه‌سازی

برای بهینه‌سازی مسأله، از الگوی راه رفتن یک فرد سالم ۲۰ ساله با وزن ۷۴/۸۴ کیلوگرم و قد ۱/۸۵ متر، که با تحلیل سینماتیکی مسیر نشانگرهای نوری قرار گرفته بر برجستگی‌های استخوانی اعضای پایین‌تنه او در حین راه رفتن بر روی تردمیل و بر اساس مدل «هلن هایز اصلاح شده[1]» به دست آمده، در مدل‌سازی و شبیه‌سازی مسأله استفاده شده است [۱۲]. جمع‌آوری داده‌های حرکتی فرد مورد نظر در آزمایشگاه بیومکانیک عصبی- عضلانی دانشکده مهندسی مکانیک دانشگاه دلاور به انجام رسیده است.

برای هر عضو، با استفاده از نمودارهای زمانی سه نشانگر چسبیده شده به آن که بر روی یک خط راست واقع نیستند، دنبال کردن حرکت و نیز استخراج زوایای اویلر بر حسب زمان بر اساس مبانی سینماتیک اجسام صلب امکان‌پذیر می‌باشد.

1. Modified Helen Hayes (MHH) Model

[Downloaded from mme.modares.ac.ir on 2024-10-12]

[DOR: 20.1001.1.10275940.1392.13.9.15.3]

ابتدا با استفاده از این سه نشانگر یک دستگاه مختصات محلی بر روی هر عضو به شکل جداگانه تعریف می‌شود. سپس با استفاده از نتایج کالیبراسیون انجام شده در وضعیت ایستادن طبیعی فرد در مقابل دوربین‌های ثبت کننده حرکت نشانگرها در آزمایشگاه، ماتریس دوران ثابت بین دستگاه مختصات نشانگرها و دستگاه مختصات آناتومی هر عضو محاسبه و تعیین می‌شود. البته، جهت تعیین دستگاه مختصات آناتومی هر عضو نیاز به استفاده از نشانگرهای اضافی بر روی عضو، صرفاً در زمان کالیبراسیون می‌باشد. همچنین با در اختیار داشتن نمودار زمانی نشانگرها در هر لحظه، ماتریس دوران بین دستگاه مختصات مرجع بنا شده در آزمایشگاه و دستگاه مختصات نشانگرها به سادگی قابل استخراج است. با ضرب دو ماتریس دوران مذکور در هر لحظه می‌توان ماتریس دوران بین دستگاه‌های مختصات مرجع و آناتومی هر عضو را به دست آورد [۱۱]. البته، با توجه به این نکته که تعداد برجستگی‌های استخوانی قابل دسترسی ران پا کمتر از حد نیاز می‌باشد، تعیین ماتریس دوران این عضو دچار خطا و مشکل می‌شود. در مدل «هلن هایز اصلاح شده» این مسأله منوط به تعیین دقیق موقعیت مرکز مفصل کروی ران[1] در لگن است که خود هنوز به عنوان یک چالش مهم در آنالیز راه رفتن مطرح بوده و تحقیقات متعددی جهت تعیین دقیق‌تر موقعیت مرکز این مفصل به انجام رسیده است. این در حالی است که تعیین نقطه مرکزی مفصل ران در لگن، در ارائه یک مدل دینامیکی مطلوب‌تر از اعضای پایین‌تنه از اهمیت ویژه‌ای در تحقیق حاضر برخوردار است. در اینجا، روش ارائه شده توسط بِل و همکارانش جهت تعیین موقعیت مرکز مفصل ران در لگن به کار برده شده است [۱۶]. در این روش، موقعیت مفصل ران با استفاده از روابطی که از طریق کالبد شکافی چندین جسد و بر اساس موقعیت چهار برجستگی‌های استخوانی قابل دسترسی جلو و پشت لگن تعیین شده‌اند، مطابق رابطه (۹) تخمین زده می‌شود.

$$x_h = -0.19\,pw,\ y_h = -0.30\,pw,\ z_h = 0.36\,pw \qquad (۹)$$

که در آن x_h، y_h و z_h مختصه‌های مرکز مفصل ران پای راست در دستگاه مختصات آناتومی تعریف شده در شکل ۴ می‌باشند. همچنین، pw فاصله بین دو برجستگی‌های استخوانی جلوی لگن می‌باشد. به همین ترتیب، موقعیت مرکز مفصل ران پای چپ نیز در تقارن مرکز مفصل ران پای راست نسبت به صفحه x-y دستگاه آناتومی لگن تعیین می‌شود. مشخصات جرمی و هندسی اعضای پایین‌تنه کاربرِ انتخاب شده بر اساس جداول سنجش و اندازه‌گیری بدن انسان که در مرجع [۱۱] آورده شده، تعیین شده است. البته، برخی مشخصات هندسی عضوها را با اندازه‌گیری مستقیم ابعاد عضوها و یا محاسبه فاصله بین نشانگرهای چسبیده به اعضای پایین‌تنه کاربر استخراج می‌شود. همچنین، سرعت تردمیل ثابت و برابر ۰/۶ متر بر ثانیه در نظر گرفته شده است.

مسأله بهینه‌سازی در نظرگرفته شده برای طراحی اُرتز لگنی با اجزاء انفعالی، با هدف دستیابی به مقادیر بهینه پارامترهای وسیله به گونه‌ای که حرکت واقعی لگن را به حرکت مطلوب آن در یک سیکل کامل گامی نزدیک کند، تعریف شده است. در همین راستا، پس از هر بار تخمین پارامترهای طراحی در هر مرحله از فرایند بهینه‌سازی، معادلات دینامیک مستقیم سیستم حل عددی شده و اختلاف دوران‌های به دست آمده برای لگن با حالت طبیعی و مطلوب متناظر آنها در طی راه رفتن، به کمک یک تابع هدف مناسب تعیین و ارزیابی می‌شود. در اینجا، تابع بهینه‌سازی مربوطه مطابق رابطه (۱۰) انتخاب شده است.

$$f = \int_0^T \Big(\left|((\psi(t)-\psi_d(t))/d_\psi)^{n_\psi}\right| + \left|((\theta(t)-\theta_d(t))/d_\theta)^{n_\theta}\right| + \left|((\phi(t)-\phi_d(t))/d_\phi)^{n_\phi}\right| \Big) dt \qquad (۱۰)$$

که در آن، T دوره زمانی تکرار سیکل گامی است. همچنین، ψ، θ و ϕ توابع زمانی مختصات تعمیم یافته سیستم دینامیکی و بیانگر دوران‌های لگن یعنی، چرخش افقی، چرخش عرضی و چرخش طولی که از حل دینامیک مستقیم مسأله به دست آمده، می‌باشند. همچنین ψ_d، θ_d و ϕ_d توابع زمانی دوران‌های مطلوب لگن می‌باشند که برای کاربر سالم با آنالیز سینماتیکی راه رفتن او بر روی تردمیل در حالت طبیعی و بدون استفاده از دستگاه، به صورت دقیق قابل تعیین می‌باشد. البته، در مورد بیمار نیز روش‌هایی جهت تخمین و ارزیابی مسیر مطلوب حرکت اعضای پایین‌تنه و از جمله لگن در هنگام راه رفتن وجود دارد [۶]. بکارگیری چنین تابع هدفی در بهینه‌سازی مسأله منجر به قرار گرفتن مسیرهای دوران‌های شبیه‌سازی شده لگن در محدوده تونل‌هایی فرضی حول مسیرهای مطلوب متناظر، می‌شود [۱۷]. پارامترهای n_ψ، n_θ

1. Hip Joint Center (HJC)

[Downloaded from mme.modares.ac.ir on 2024-10-12]

[DOR: 20.1001.1.10275940.1392.13.9.15.3]

و n_ϕ در تابع هدف به ترتیب تعیین کننده شیب دیواره‌های این تونل‌های فرضی متناظر مسیرهای مطلوب ψ_d، θ_d و ϕ_d و پارامترهای d_ψ، d_θ و d_ϕ بیانگر عرض تونل‌ها می‌باشند. هر اندازه مقادیر بزرگتری برای هر یک از پارامترهای n_ψ، n_θ و n_ϕ انتخاب شود شیب دیواره‌های تونل متناظر شدیدتر و فاصله بین آنها به مقادیر d_ψ، d_θ و d_ϕ نزدیک‌تر می‌شود. و نیز با کاهش هر چه بیشتر هر یک از مقادیر d_ψ، d_θ و d_ϕ عرض تونل فرضی متناظر محدودتر می‌شود. در اینجا، پارامترهای تابع هدف به روش سعی و خطا به گونه‌ای انتخاب می‌شوند که با توجه به محدودیت موجود بر دامنه تغییرات پارامترهای طراحی و محدودیت معادلات دینامیکی حاکم بر حرکت، در انتهای پروسه بهینه‌سازی بتوان به پاسخ بهینه مناسبی برای دوران‌های لگن حول مسیرهای مطلوب، دست یافت. وجود برخی ملاحظات عملی قابل پیش‌بینی برای ساخت وسیله و همچنین محدودیت‌های مرتبط با شرایط استفاده از دستگاه مانند پرهیز از تماس هر یک از فنرها با کاربر، تعیین مرزهایی را بر بازه تغییرات پارامترهای طراحی اُرتز ایجاب می‌کند. بنابراین، با یک مسأله بهینه‌سازی مقید به دامنه متغیرهای طراحی و نیز مقید به معادلات دینامیکی مدل ارائه شده، مواجه هستیم. لازم به توضیح است طرح و نقشه در نظر گرفته شده برای ساخت اُرتز و چارچوب آن در آینده به گونه‌ای است که وسیله قابلیت تنظیم مبتنی بر پارامترهای بهینه به دست آمده برای هر کاربر با مشخصات فیزیکی و حرکتی متفاوت را داشته باشد؛ که البته این مسأله نیز خود محدود کننده مقادیر پارامترهای طراحی اُرتز است.

در تحقیق حاضر، نتایج شبیه‌سازی مسأله با انتخاب مقادیر مختلفی برای پارامترهای d_ψ ، d_θ و d_ϕ در تابع هدف بهینه‌سازی، ارائه شده است. همان طور که اشاره شد، این مقادیر نقش زیادی در تعیین شکل پاسخ و محدوده قرار گرفتن دوران‌های لگن در مجاورت مسیر مطلوب متناظر آنها دارد. البته محدودیت‌های شدید موجود بر دامنه تغییرات پارامترهای طرح به علاوهٔ قیدهای ناشی از اعمال معادلات حرکت، امکان دستیابی به انطباق کامل دوران‌های لگنی بهینه حاصل بر حالت مطلوب آنها را بسیار کاهش می‌دهد. بدیهی است این انطباق به معنای رسیدن مقدار تابع هدف به مقدار نهایی صفر است. با این وجود، می‌توان با انتخاب مناسب پارامترهای تابع هدف، وضعیت دیاگرام‌های زمانی بهینه شده حرکت‌های دورانی لگن را نسبت به نمودارهای مرجع متناظر به دلخواه و تا حد امکان تغییر داده و اصلاح کرد. البته، چنانچه برای نزدیکی یک یا دو تا از دوران‌های لگن به مسیر مطلوب متناظر خود، با افزایش عرض تونل‌های فرضی حول آنها اهمیت کمتری نسبت به دوران یا دوران‌های دیگر لگن قائل شود، نتایج بهتری برای بهینه‌سازی زوایای لگنی مهم‌تر حاصل می‌شود.

در این مقاله، بهینه‌سازی حرکت‌های لگن و پارامترهای طراحی در سه مرحله برای سه دسته از مقادیر پارامترهای d_ψ، d_θ و d_ϕ در تابع هدف انجام شده است. در مرحله اول، مطلوب‌ترین حالت ممکن شبیه‌سازی مسأله را که در آن فرض بر اهمیت یکسان برای مجاورت همگی دوران‌های سه‌گانه لگن به مسیرهای مطلوب متناظر آنها در طی زمان راه رفتن کاربر بر روی تردمیل می‌باشد، ارائه شده است. سپس در مرحله دوم، با افزایش عرض تونل فرضی متناظر با یک جهت دورانی لگن و با در نظر گرفتن اهمیت کمتر برای آن، توجه و تمرکز خود را بر دو جهت دورانی دیگر لگن جلب کرده و تلاش می‌شود این دو زاویه انتخابی لگن بیش از پیش به نمودار زمانی مطلوب متناظر آنها نزدیک شود. در پایان و طی مرحله سوم بهینه‌سازی نیز، با در نظر گرفتن اهمیت بیشتر برای مجاورت صرفاً یکی از دوران‌های لگن به دیاگرام زمانی مطلوب خود و با افزایش عرض تونل‌های فرضی متناظر دو زاویه دیگر نتیجه بهتری برای آن در مقایسه با دو مرحله قبل به دست آورده شده است. البته در هر سه مرحله بهینه‌سازی، مقدار پارامترهای n_ψ، n_θ و n_ϕ که بیانگر شیب دیواره‌های تونل‌های فرضی می‌باشند برابر با عدد یک در نظر گرفته شده است. این انتخاب بر اساس روش سعی‌وخطا و در جهت دست‌یابی به نمودارهای زمانی هموار و یکنواخت برای دوران‌های بهینه شده در مجاورت نمودارهای طبیعی متناظر، پس از شبیه‌سازی و بهینه‌سازی مسأله در هر یک از مراحل مذکور می‌باشد. در این مقاله، مسأله بهینه‌سازی مقید تعریف شده، بر اساس یک ایده ابتکاری و نوین از جانب نویسندگان و با بکارگیری توأمان یک برنامه نوشته شده مبتنی بر الگوریتم ژنتیکی[1] و تابع مشهور بهینه‌ساز اِف‌مین‌کان[2] نرم‌افزار مَت‌لب[3] به نتیجه بهینه مطلوب رسیده است. تابع

1. Genetic Algorithm
2. Fmincon
3. MATLAB

[Downloaded from mme.modares.ac.ir on 2024-10-12]

[DOR: 20.1001.1.10275940.1392.13.9.15.3]

اِف‌مین‌کان برای حل مسائل بهینه‌سازی مقید کلی بکار برده شده و مبتنی بر «الگوریتم کاهشی مقید اصلاح شده با تندترین شیب[1]» می‌باشد [۱۸]. در اینجا، با یک مسأله بهینه‌سازی مقید به معادلات دیفرانسیل حرکت مواجه هستیم که انتخاب مناسب یک نقطه شروع در فضای پاسخ منوط به حل معادلات حرکت تثبیت شده بر اساس مقادیر پارامترهای طرح متناظر با آن نقطه می‌باشد. در بسیاری از موارد شروع از یک نقطه دلخواه منجر به دستیابی به یک پاسخ زمانی کامل نشده و به دلیل پدیدار شدن ماتریس‌های منفرد در حین حل عددی معادلات دیفرانسیل حرکت که متناظر با شرایط فیزیکی منفرد وضعیت مدل دینامیکی می‌باشد فرایند شبیه‌سازی پیش از پایان سیکل گامی متوقف می‌شود. در این تحقیق، ابتدا از الگوریتم ژنتیکی که یک روش بهینه‌سازی نامعین بوده و با انتخاب یک جمعیت هدف اولیه فرایند بهینه‌سازی را آغاز می‌کند مسأله در گام اولیه‌ای بهینه می‌شود. البته، با قرار دادن یک تابع پنالتی ثابت در تابع هدف نقاط نامناسب جمعیت هدف در هر دوره از بهینه‌سازی به تدریج حذف می‌شود. پس از دستیابی به یک نقطه بهینه نسبتاً قابل قبول، با شروع از این نقطه بهینه گام اول بهینه‌سازی، در گام دوم از تابع بهینه‌ساز اِف‌مین‌کان که از توانایی بالاتری در رسیدن به نقطه بهینه مناسب‌تر برخوردار است ، استفاده شده است. در این روش ترکیبی نه تنها مشکل انتخاب نقطه شروع بهینه‌سازی با یک روش بهینه‌سازی معین مرتفع می‌شود بلکه با توجه به قابلیت‌های الگوریتم ژنتیکی در دستیابی به نقطه بهینه کلیِ فضای پاسخ، امکان دستیابی به این نقطه به شدت افزایش خواهد یافت. در ادامه نتایج شبیه‌سازی در مراحل سه‌گانه بهینه‌سازی ذکر شده، با انتخاب مناسب پارامترهای d_ψ، d_θ و d_ϕ تابع هدف، ارائه می‌شود.

مرحله ۱) $d_\psi = 0.2\,\text{rad}$ ، $d_\theta = 0.1\,\text{rad}$ ، $d_\phi = 0.1\,\text{rad}$

در این مرحله، مقادیر انتخابی عرض تونل‌های فرضی که با توجه به دامنه نوسانات زوایای دوران‌های مطلوب لگن در یک سیکل گامی و با استفاده از روش سعی و خطا تعیین شده است، یک حالت نسبتاً یکسان از نظر حد و کیفیت نزدیکی مسیرهای بهینه شده همگی دوران‌های لگن به نمودارهای مطلوب متناظر آنها ایجاد می‌کند. هر چند نتایج بهینه به دست آمده در این مرحله، مطلوب‌ترین حالت و هدف اصلی تحقیق حاضر است، لکن تعیین بازه نسبتاً گسترده‌ای را برای تغییرات پارامترهای طراحی در مسأله بهینه‌سازی ایجاب می‌کند؛ که احتمالاً از نقطه‌نظر ساخت اُرتز لگنی و پیاده‌سازی طرح در آینده، چندان مطلوب نمی‌باشد. کران‌های بالا و پایین تعیین شده لازم برای متغیرهای طراحی اُرتز غیر فعال در این مرحله از شبیه‌سازی در جدول ۱ آورده شده است.

در جدول ۱، X_0 ، Y_0 و Z_0 مختصات اولیه مرکز جرم لگن (در زمان شروع سیکل گامی) در دستگاه مختصات مرجع که مبدأ آن در نقطه برخورد پاشنه پای راست به سطح تردمیل قرار دارد، می‌باشند. این مقادیر با استفاده از روابط حاکم بر زنجیره سینماتیکی مدل قابل محاسبه‌اند. نتایج بهینه به دست آمده برای پارامترهای طراحی در انتهای مرحله اول بهینه‌سازی مسأله مطابق جدول ۲ می‌باشد.

با توجه به مرزبندی تعیین شده برای پارامترهای طرح، مقادیر بهینه به دست آمده قابلیت پیاده‌سازی و عملی کردن طراحی در زمان ساخت دستگاه در آینده نزدیک را می‌تواند داشته باشد. همان طور که در شکل ۵ مشاهده می‌شود نمودارهای بهینه به دست آمده از شبیه‌سازی برای سه جهت دورانی لگن از نزدیکی و همجواری خوبی نسبت به نمودارهای مطلوب متناظر ثبت شده برای کاربر در هنگام راه رفتن بر روی تردمیل برخوردار هستند.

جدول ۱ کران‌های بالا و پایین پارامترهای طراحی اُرتز لگنی غیرفعال در مرحله اول بهینه‌سازی

پارامتر طراحی	حد بالا	حد پایین
β_i (rad)	π	$-\pi$
k_i (N/m)	۱۰۰	۰
δ_i (m)	۰/۳	۰
x_{o_i} (m)	$X_0 + ۲$	$X_0 - ۲$
y_{o_i} (m)	$Y_0 + ۲$	$Y_0 - ۲$
z_{o_i} (m)	$Z_0 + ۱/۲۵$	۰
m_i (kg)	۲	۰
d_{m_i} (m)	۲	۰/۳
d_{s_i} (m)	۲	۰/۳
f_g (N)	۸۵۱/۹	۰

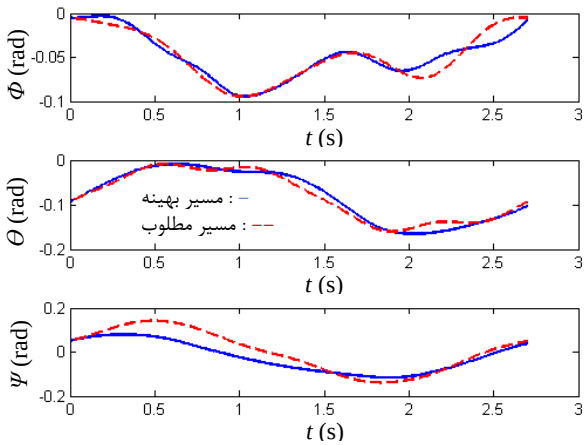
1. Modified Constraint Steepest Descent Algorithm

[Downloaded from mme.modares.ac.ir on 2024-10-12]
[DOR: 20.1001.1.10275940.1392.13.9.15.3]

در واقع این دوران‌های شبیه‌سازی شده حاصل اعمال نیروهای مناسب از جانب اُرتز غیر فعال بهینه شده پیشنهادی بر لگن فردی با عدم توانایی لازم در حین راه رفتن می‌باشد به طوری که در مدل مربوطه تلاشی از طرف کاربر برای ایجاد حرکت لگن در نظر گرفته نشده است. به عبارت دیگر، نتایج فاز شبیه‌سازی مسأله گویای این مطلب است که کاربر بیمار می‌تواند با استفاده از این وسیله غیرفعال حرکت‌های مطلوب لگن خود را در حین پروسه توان‌بخشی راه رفتن ایجاد کند.

جدول ۲ مقادیر بهینه پارامترهای طراحی اُرتز لگنی غیرفعال در مرحله اول بهینه‌سازی

پارامتر طراحی	i = ۱	i = ۲	i = ۳	i = ۴	i = ۵	i = ۶
β_i (rad)	۰/۵۱	−۱/۹۶	۱/۸۵	−۱/۰۰	−۰/۵۹	۳/۰۱
k_i (N/m)	۶۹/۷۶	۲۳/۳۶	۲۳/۷۱	۵۷/۳۷	۹۴/۰۸	۳۱/۰۱
δ_i (m)	۰/۰۸۱	۰/۱۲۸	۰/۰۴۲	۰/۰۸۳	۰/۰۶۳	۰/۱۷۴
x_{o_i} (m)	۱/۵۵۶	۰/۵۱۲	−۰/۵۲۹	۰/۰۶۷	۱/۱۹۲	۰/۴۴۵
y_{o_i} (m)	۰/۷۳۸	−۰/۵۷۲	−۰/۵۴۷	۰/۳۷۱	−۱/۰۷	۱/۱۸۵
z_{o_i} (m)	۱/۷۵۱	۰/۷۱۹	۱/۳۰۵	۱/۴۲۹	۰/۹۳۲	۱/۳۸۱
m_i (kg)	۱/۷۸۱	۱/۰۵	۱/۷۷۵	۱/۳۱۲	۰/۳۵۲	۱/۷۱۵
d_{m_i} (m)	۱/۸۸۸	۱/۸۶۹	۱/۶۹۱	۱/۴۰۲	۰/۵۲۱	۱/۷۸۷
d_{s_i} (m)	۰/۸۴۸	۱/۷۳۱	۱/۲۴۷	۱/۶۰۹	۱/۶۴۲	۰/۹۳۲
f_g (N)	۸۴۲/۴۸					



شکل ۵ نمودار زمانی بهینه شده زوایای چرخش طولی (ϕ)، چرخش عرضی (θ) و چرخش افقی (ψ) لگن در مقایسه با نمودارهای مطلوب متناظر در مرحله اول بهینه‌سازی

مرحله ۲) $d_\phi = 1\,\text{rad}$ ، $d_\theta = 0.1\,\text{rad}$ ، $d_\psi = 0.2\,\text{rad}$

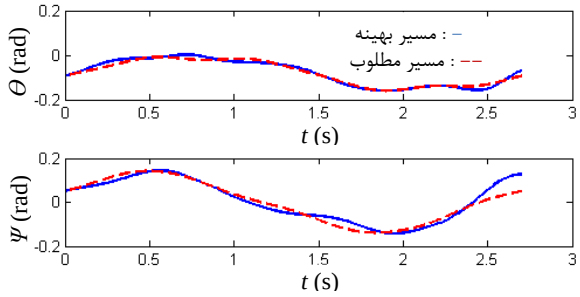
در مرحله دوم بهینه‌سازی، عرض تونل فرضی احاطه کننده زاویه چرخش طولی مطلوب لگن (ϕ_d) با در نظر گرفتن دامنه نوسانات این زاویه در طی یک سیکل گامی به میزان مناسب افزایش داده می‌شود. به عبارت دیگر، برای مجاورت و نزدیکی زاویه چرخش افقی (ψ) و زاویه چرخش عرضی (θ) لگن به زوایای مطلوب از پیش تعیین شده در هنگام راه رفتن، اهمیت بالاتری در نظر گرفته می‌شود. انتخاب انجام گرفته برای مقادیر عرض تونل‌های مفروض در تابع هدف منجر به آن می‌شود که در انتهای بهینه‌سازی، زاویه چرخش طولی بهینه به دست آمده از نزدیکی چندان خوبی به حالت مطلوب خود در مقایسه با دو زاویه دیگر دوران لگن بهره‌مند نباشد. در این حالت، بازه تغییرات پارامترهای طراحی می‌تواند در مقایسه با حالت قبل بهینه‌سازی، به شکل محدودتری انتخاب شود. در پی این موضوع، مقادیر بهینه به دست آمده برای طرح پیشنهادی، در هنگام پیاده‌سازی عملی‌تر بوده و نیز روند ساخت بیش از پیش تسهیل می‌شود. جدول ۳ بیانگر مقادیر حدهای بالا و پایین در نظر گرفته شده برای پارامترهای طراحی در این مرحله از شبیه‌سازی و بهینه‌سازی مسأله است.

نمودارهای بهینه زمانی حاصل برای چرخش افقی و چرخش عرضی لگن در طی راه رفتن بر روی تردمیل در کنار نمودارهای زمانی مطلوب متناظر، در شکل ۶ ارائه شده است. همان طور که مشاهده می‌شود، در مقایسه با مرحله قبل، با وجود محدودیت بیشتر بر پارامترهای طراحی نتایج بهتری برای همجواری نمودارهای بهینه و مطلوب حاصل شده است.

جدول ۳ کران‌های بالا و پایین پارامترهای طراحی اُرتز لگنی غیرفعال در مرحله دوم بهینه‌سازی

پارامتر طراحی	حد بالا	حد پایین
β_i (rad)	π	$-\pi$
k_i (N/m)	۱۰۰	۰
δ_i (m)	۰/۳	۰
x_{o_i} (m)	X_0 + ۱/۵	X_0 − ۱/۵
y_{o_i} (m)	Y_0 + ۱/۵	Y_0 − ۱/۵
z_{o_i} (m)	Z_0 + ۱/۲۵	Z_0
m_i (kg)	۱/۵	۰
d_{m_i} (m)	۱/۵	۰/۳
d_{s_i} (m)	۱/۵	۰/۳
f_g (N)	۸۵۱/۹	۰

[Downloaded from mme.modares.ac.ir on 2024-10-12]
[DOR: 20.1001.1.10275940.1392.13.9.15.3]



شکل ۶ نمودار زمانی بهینه شده زوایای چرخش عرضی (θ) و چرخش افقی (ψ) لگن در مقایسه با نمودارهای مطلوب متناظر در مرحله دوم بهینه‌سازی

با توجه به نتایج این فاز شبیه‌سازی، طرح بهینه ارائه شده پس از پیاده‌سازی می‌تواند با تأمین این دو زاویه لگن در حین راه رفتن، در راستای پروسه توان‌بخشی فرد بیمار مؤثر واقع شود.

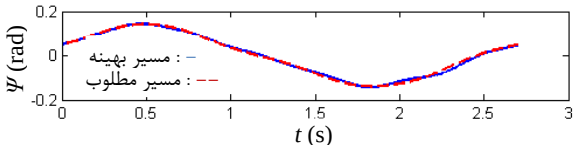
مرحله ۳) $d_\phi = 1\,\text{rad}$ ، $d_\theta = 1\,\text{rad}$ ، $d_\psi = 0.1\,\text{rad}$

با انتخاب انجام شده برای عرض تونل‌های فرضی در این مرحله، در واقع اهمیت بالاتری برای چرخش افقی لگن (ψ) نسبت به دو دوران دیگر یعنی چرخش طولی (θ) و چرخش عرضی (ϕ) لگن در روند توان‌بخشی راه رفتن کاربر بیمار قائل شده‌ایم. در این حالت، با امکان قرار دادن محدودیت بیشتر بر پارامترهای طراحی می‌توان به مقادیر بهینه مناسب‌تری از نقطه نظر پیاده‌سازی یک اُرتز کاربردی در مقایسه با دو حالت قبل دست یافت. مرزهای قرار داده شده بر روی پارامترهای طراحی در این مرحله از شبیه‌سازی، در جدول ۴ مشخص شده است.

جدول ۴ کران‌های بالا و پایین پارامترهای طراحی اُرتز لگنی غیرفعال در مرحله سوم بهینه‌سازی

پارامتر طراحی	حد بالا	حد پایین
β_i (rad)	π	$-\pi$
k_i (N/m)	۱۰۰	۰
δ_i (m)	۰/۳	۰
x_{o_i} (m)	X_0 + ۱	X_0 − ۱
y_{o_i} (m)	Y_0 + ۱	Y_0 − ۱
z_{o_i} (m)	Z_0 + ۱/۲۵	Z_0
m_i (kg)	۱	۰
d_{m_i} (m)	۱	۰/۳
d_{s_i} (m)	۱	۰/۳
f_g (N)	۸۵۱/۹	۰

نتیجه بهینه به دست آمده برای چرخش افقی لگن در مقایسه با دیاگرام زمانی مطلوب متناظر ثبت شده برای کاربر در ضمن حرکت روی تردمیل در شکل ۷ آورده شده است.



شکل ۷ نمودار زمانی بهینه شده زاویه چرخش افقی (ψ) لگن در مقایسه با نمودار مطلوب متناظر در مرحله سوم بهینه‌سازی

همان طور که از شکل ۷ در مقایسه با نمودارهای متناظر دو مرحله پیشین قابل استنباط است، با وجود در نظر گرفتن فضای کوچک‌تری برای تغییرات پارامترهای طراحی در این مرحله، انطباق کامل‌تری بین نمودار زمانی چرخش افقی بهینه لگن و نمودار حالت مطلوب متناظر در حین راه رفتن برقرار شده است. البته، نمودارهای زمانی بهینه استخراج شده برای دو زاویه دیگر لگن نیز دارای اختلاف چندان زیادی نسبت به نمودارهای مطلوب آنها نبوده است. نقش اُرتز بهینه در تأمین چرخش افقی لگن بیمار در هنگام راه رفتن می‌تواند سهم به‌سزایی در افزایش توانایی و اصلاح الگوی حرکتی او در حین توان‌بخشی بر روی تردمیل داشته باشد.

۶- نتیجه‌گیری

در این تحقیق، به مطالعه طراحی و شبیه‌سازی یک اُرتز لگنی غیرفعال جهت کمک به بیماران با آسیب‌های حرکتی در حین راه رفتن، با هدف تأمین حرکت لگن آنها در مجاورت مسیر حرکت مطلوب لگن در طی یک سیکل کامل گامی پرداخته شد. مقصود اصلی، کمک به روند توان‌بخشی این افراد و بازیابی الگوی اولیه راه رفتن در آنها است. در همین راستا، با ارائه یک مدل دینامیکی سه بعدی مناسب از بدن و به ویژه اعضای پایین‌تنه همراه با اجزای اُرتز پیشنهادی و سپس استخراج معادلات حرکت مربوطه، مدل‌سازی و شبیه‌سازی مسأله در انطباق با جنبه‌های واقعی فرایند گام زدن بر روی تردمیل به انجام رسید. همچنین، با تعریف یک قالب بهینه‌سازی مناسب برای مسأله و حل متناوب معادلات دینامیک مستقیم مدل در هر دوره از پروسه بهینه‌سازی علاوه بر سوق دادن مسیرهای دوران‌های لگن به داخل تونل‌های فرضی در نظر گرفته شده

[Downloaded from mme.modares.ac.ir on 2024-10-12]
[DOR: 20.1001.1.10275940.1392.13.9.15.3]

حول مسیرهای مطلوب متناظر، مقادیر بهینه لازم برای هر یک از پارامترهای طراحی که تعیین کننده مشخصات و ساختار هندسی و جرمی اجزای طرح است، به دست آمد.

برای شبیه‌سازی دینامیکی مسأله، از الگوی حرکتی یک فرد سالم در حین راه رفتن بر روی تردمیل با در نظر گرفتن مشخصات هندسی و جرمی اندازه‌گیری شده برای او، استفاده شده است. البته، یک فرض اساسی بر این قرار گرفت که حرکت‌های مطلوب از پیش تعیین شده برای ران، ساق و کف هر دو پای فرد بیمار با همکاری دو فیزیوتراپیست و یا یک مجموعه اُرتز کمکی پاها تأمین شود و اُرتز لگنی صرفاً عهده‌دار ایجاد حرکت مطلوب لگن باشد. وجود برخی ملاحظات قابل پیش‌بینی برای ساخت دستگاه با توجه به شرایط محیطی و لزوم امکان قابلیت تنظیم اُرتز برای افراد با مشخصات متفاوت و همچنین وجود محدودیت‌های فیزیکی استفاده از دستگاه، طرح پیشنهادی را محدود به مرزهای از پیش تعیین شده‌ای برای پارامترهای اُرتز کرده است. بنابراین مسأله بهینه‌سازی مربوطه مقید به کران‌های دامنه تغییرات پارامترها و همچنین معادلات دیفرانسیل حاکم بر حرکت می‌باشد که البته این شرایط، دسترسی به نقطه بهینه مطلوبی که هدف اصلی طرح را برآورده سازد بسیار دشوار می‌کرد. نتایج بهینه‌سازی با انتخاب مقادیر متفاوت برای عرض تونل‌های پیشنهادی در بر گیرندهٔ مسیر مطلوب زوایای لگن در حین راه رفتن، در سه مرحله ارائه شد. معیار اصلی انتخاب این پارامترها، میزان اهمیت منظور شده برای نزدیکی هر سه، دو و یا یکی از زوایای بهینه شده به مسیر مطلوب متناظر آنها به ترتیب در مراحل اول، دوم و سوم بهینه‌سازی ارائه شده، تعیین شد.

همان طور که مشاهده شد، بیشترین نزدیکی زوایای بهینه و مطلوب لگن در حالت سوم با تمرکز اهمیت بر صرفاً یکی از دوران‌های سه‌گانه لگن رخ داد. همچنین، پارامترهای بهینه به دست آمده در این حالت بیشترین امکان عملی پیاده‌سازی در هنگام ساخت را می‌توانست داشته باشند. لازم به ذکر است که با در نظر گرفتن ملاحظات ساختی اُرتز لگنی غیرفعال پیشنهادیِ شبیه‌سازی شده، ساخت یک نمونه آزمایشگاهی از دستگاه براساس مقادیر بهینه به دست‌آمده برای پارامترها و با هدف اولیه تأیید مدل دینامیکی و شبیه‌سازی ارائه شده و به دنبال آن کارکرد مطلوب اُرتز، در آینده نزدیک انجام و نتایج آزمایشگاهی ارائه خواهد شد.

۷- تشکر و قدردانی

نویسندگان از جیل هیگینسون، کریس ریچاردز و نیلز هاکنسن به علت در اختیار قرار دادن اطلاعات راه رفتن و مشخصات کاربر سالم در نظر گرفته شده در این تحقیق تشکر می‌نمایند.

۸- فهرست علایم

$\vec{a}_C$	بردار شتاب مرکز جرم جسم صلب (m/s^2)
d_{m_i}	موقعیت جرم نقطه‌ای i اُم واقع بر میله رابط i اُم (m)
d_{s_i}	موقعیت نقطه اتصال فنر i اُم به میله رابط i اُم (m)
d_ψ	عرض تونل فرضی حول چرخش افقی لگن (rad)
d_θ	عرض تونل فرضی حول چرخش عرضی لگن (rad)
d_ϕ	عرض تونل فرضی حول چرخش طولی لگن (rad)
f_g	مقدار وزنه مورد نیاز جهت مهارِ بخشی از وزن بیمار (N)
$\vec{H}_C$	بردار ممنتوم‌زاویه‌ای جسم صلب حول مرکز جرم آن
k_i	ضریب سختی فنر i اُم (N/m)
m_i	جرم نقطه‌ای i اُم واقع بر میله رابط i اُم (kg)
n_ψ	شیب دیواره‌های تونل فرضی حول چرخش افقی لگن
n	تعداد میله‌های رابط، فنرها و جرم‌های نقطه‌ای
n_θ	شیب دیواره‌های تونل فرضی حول چرخش عرضی لگن
n_ϕ	شیب دیواره‌های تونل فرضی حول چرخش طولی لگن
R	ماتریس دوران لگن نسبت به دستگاه مختصات مرجع
T	دوره زمانی تکرار سیکل گامی (s)
x_{o_i}	مختصه x نقطه اتصال فنر i اُم به چارچوب (m)
y_{o_i}	مختصه y نقطه اتصال فنر i اُم به چارچوب (m)
z_{o_i}	مختصه z نقطه اتصال فنر i اُم به چارچوب (m)
β_i	زاویه محور z دستگاه آناتومی لگن با میله i اُم (rad)
δ_i	کشیدگی اولیه فنر i اُم (m)
θ	زاویه چرخش عرضی لگن (rad)
θ_d	زاویه چرخش عرضی مطلوب لگن (rad)
ϕ	زاویه چرخش طولی لگن (rad)
ϕ_d	زاویه چرخش طولی مطلوب لگن (rad)
ω	بردار سرعت‌زاویه‌ای لگن (rad/s)
ψ	زاویه چرخش افقی لگن (rad)
ψ_d	زاویه چرخش افقی مطلوب لگن (rad)

[Downloaded from mme.modares.ac.ir on 2024-10-12]

[DOR: 20.1001.1.10275940.1392.13.9.15.3]

۹- مراجع

[1] Behrman A., Harkema S., "Locomotor Training after Human Spinal Cord Injury: A Series of Case Studies", *Physical Therapy*, Vol. 80, No. 7, 2000, pp. 688-700.

[2] Neptune R.R., Kautz S.A., Zajac F.E., "Contributions of the Individual Ankle plantar Flexors to Support, Forward Progression and Swing Initiation during Walking", *Journal of Biomechanics*, Vol. 34, No. 11, 2001, pp. 1387-1398.

[3] Inman V., Ralston H., Todd F., *Human Walking*, Edwin Mellen, 1981.

[4] Perry J., *Gait Analysis: Normal and Pathological Function*, Second Ed., Slack Incorporated, 2010.

[5] Aoyagi D., Ichinose W.E., Harkema S.J., Reinkensmeyer D.J., Bobrow J.E., "An Assistive Robotic Device that Can Synchronize to the Pelvic Motion during Human Gait Training", *Proceedings of 9th International Conference on Rehabilitation Robotics*, Chicago, USA, 2005, pp. 565-568.

[6] Stauffer Y., Allemand Y., Bouri M., Fournier J., Clavel R., Metrailler P., Brodard R., Reynard F., "Pelvic Motion Measurement During over Ground Walking, Analysis and Implementation on the WalkTrainer Reeducation Device", *Proceedings of International Conference on Intelligent Robots and Systems*, Nice, France, 2008, pp. 2362-2367.

[7] Pietrusinski M., Cajigas I., Mizikacioglu Y., Goldsmith M., Bonato P., Mavroidis C., "Gait Rehabilitation Therapy Using Robot Generated Force Fields Applied at the Pelvis", *Proceedings of Haptics Symposium*, Waltham, USA, 2010, pp. 401-407.

[8] Trieu Phat Luu, Lim H.B., Xingda Qu, Low K.H., "Pelvic Motion Assistance of NaTUre-gaits with Adaptive Body Weight Support", *Proceedings of 8th Asian Control Conference*, Kaohsiung, Taiwan, 2011, pp. 950-955.

[9] Mankala K.K., Banala S.K., Agrawal S.K., "Novel Swing-Assist Un-motorized Exoskeletons for Gait Training", *Journal of Neuro-Engineering and Rehabilitation*, Vol. 6, No. 24, 2009.

[10] Mokhtarian A., Fattah A., Agrawal S.K., "A Novel Passive Pelvic Device for Assistance during Locomotion", *Proceedings of International Conference on Robotics and Automation*, Anchorage, USA, 2010, pp. 2241-2246.

[11] Winter D.A., *Biomechanics and Motor Control of Human Movement*, Fourth Ed., New York, Wiley, 2009.

[12] Kirtley C., *Clinical Gait Analysis: Theory and Practice*, First Ed., Churchill Livingstone, 2006.

[13] Neckel1 N., Wisman W., Hidler J., "Limb Alignment and Kinematics Inside a Lokomat Robotic Orthosis", *Proceeding of 28th Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society*, New York, USA, 2006, pp. 2698-2701.

[14] Baker R., "Pelvic Angles: A Mathematically Rigorous Definition which is Consistent with a Conventional Clinical Understanding of the Terms", *Gait & Posture*, Vol. 13, No. 1, 2001, pp. 1-6.

[15] Della Croce U., Capozzo A., Kerrigan D.C., "Pelvis and Lower Limbs Anatomical Landmark Calibration Precision and Its Propagation to Bone Geometry and Joint Angle", *Medical & Biological Engineering & Computing*, Vol. 37, No. 2, 1999, pp. 151-161.

[16] Bell A.L., Pedersen D.R., Brand R.A., "A Comparison of the Accuracy of Several Hip Center Location Prediction Methods", *Journal of Biomechanics*, Vol. 23, No. 6, 1990, pp. 617-621.

[17] Banala S.K., Kim S.H., Agrawal S.K., Scholz J.P., "Robot Assisted Gait Training with Active Leg Exoskeleton (ALEX)", *IEEE Transactions on Neural Systems and Rehabilitation Engineering*, Vol. 17, No. 1, 2009, pp. 2-8.

[18] Arora J.S., *Introduction to Optimum Design*, Third Ed., Academic Press, 2011.

[Downloaded from mme.modares.ac.ir on 2024-10-12]

[DOR: 20.1001.1.10275940.1392.13.9.15.3]