



شبیه سازی نیروهای تعاملی یک دستگاه توانبخشی راه رفتن با مدل اسکلتی-عضلانی انسان

ریحانه چگینی^۱، برهان بیگزاده^۲، محمدرضا حق جو^{۳*}، وحید فیروزی^۴

^۱ کارشناسی ارشد، دانشکده مهندسی مکانیک، دانشگاه علم و صنعت ایران

^۲ دانشیار، دانشکده مهندسی مکانیک، دانشگاه علم و صنعت ایران

^۳ استادیار، دانشکده مهندسی مکانیک، دانشگاه شهید بهشتی

^۴ کارشناسی ارشد، آزمایشگاه آنالیز حرکت، تی یو دارمستات، آلمان

تاریخ دریافت: ۱۴۰۱/۰۵/۱۲؛ تاریخ بازنگری: ۱۴۰۱/۱۰/۱۴؛ تاریخ پذیرش: ۱۴۰۱/۱۲/۰۶

چکیده

امروزه با توجه به افزایش بیماران کم توان حرکتی، وجود ربات‌های توانبخشی ضروری است. برای بهبود طراحی دستگاه‌های توانبخشی، مدل‌های اسکلتی-عضلانی به طور گسترده‌ای جهت تجزیه و تحلیل نیروهای تعاملی بین بدن و این دستگاه‌ها مورد استفاده قرار می‌گیرند. در این مقاله با استفاده از نرم افزار این سیم^۱، به مدلسازی یک دستگاه توانبخشی به همراه مدل اسکلتی-عضلانی بدن پرداخته شده است. این دستگاه توانبخشی پیشتر بر اساس مکانیزم تک درجه آزادی جنسن با هشت عضو طراحی شده است و دارای سیستم تعلیق وزن برای حمایت از وزن بیمار است. این دستگاه توانبخشی برای هر دو طرف چپ و راست بدن صرفاً از یک محرک بهره می‌برد که محور چرخان مکانیزم‌ها را دوران می‌دهد. با استفاده از شبیه‌سازی دینامیک مستقیم و دینامیک معکوس، نیروهای تعاملی بین دستگاه و بدن در هر لحظه تخمین زده شده‌اند. نتایج نشان می‌دهد که میزان نیروهای تعاملی در نقطه تماس ران با صندلی حدود ۷۵۰ نیوتن و نیرو بدست آمده در نقطه اتصال پا با پدال، حدود ۱۶ نیوتن در جهت قائم می‌باشد، همچنین میزان گشتاور تولید شده در محل اتصال پدال به پا حدود ۰٫۰۱ نیوتن متر است. نتایج این پژوهش می‌تواند به بهبود طراحی و بهینه‌سازی دستگاه توانبخشی کمک شایانی نماید.

کلمات کلیدی: توانبخشی راه رفتن؛ ربات توانبخشی؛ نیروهای تماسی؛ تعامل دستگاه و بدن؛ اختلالات نوروفیزیولوژیک راه رفتن

Modeling and simulation of the interaction forces between the gait rehabilitation system with a musculoskeletal-model of human body

Reyhaneh Chegini¹, Borhan Beigzadeh², Mohammadreza Haghjoo^{3*}, Vahid Firouzi⁴

¹ MSc, Mech. Eng., Iran University of Science and Technology, Tehran, Iran

² Assoc. Prof., Mech. Eng., Iran University of Science and Technology, Tehran, Iran

³ Assist. Prof., Mech. Eng., Shahid Beheshti University, Tehran, Iran

⁴ MSc, Laulabor Locomotion Laboratory, TU Darmstadt, Germany

Abstract

Nowadays, due to the increase of patients with low mobility, the existence of rehabilitation robots is essential. Musculoskeletal-models are widely used to analyze the interaction forces between the body and the devices to improve the design of rehabilitation systems. In this study, by using OpenSim, a rehabilitation device with a musculoskeletal-model has been simulated. This rehabilitation device was previously designed based on the Jensen's single DOF mechanism with eight links and a weight suspension system to support the patient's weight. This rehabilitation device only uses one actuator for both the left and right sides of the body, which rotates the crank of the mechanisms. By using forward dynamic and inverse dynamic simulations, the interaction forces between the device and the body were estimated. The results show that the interaction forces at the contact point between the hip and the seat are approximately 750 N, and the force obtained at the foot-pedal connection point is about 16 N in the vertical axis. Additionally, the torque produced at the pedal-foot connection point is approximately 0.01 N-m. The results of this study can significantly contribute to improve the design and optimization of the rehabilitation devices.

Keywords: Gait Rehabilitation; Robotic Rehabilitation; Contact Forces; Interaction Forces; Neurophysiological Disorders.

مکانیزم ۸ عضوی با یک درجه آزادی جنسن برای توانبخشی بر روی تردمیل می‌باشد. این سیستم دارای یک محرک بوده که ضمن ایجاد تحرک لازم در مفصل هیپ، تعامل لازم را نیز فراهم می‌کند و همچنین دارای قابلیت تنظیم متناسب با نیاز بیماران است. این سیستم به دلیل سهولت در کنترل، مقرون به صرفه بودن در هزینه‌ها، قابلیت پوشیدن و در آوردن راحت، تحمل مطلوب وزن، ایجاد امکان چرخش بازوهای مکانیکی و نیز فراهم کردن سطح ایمنی مناسب، روشی مطلوب در ساخت دستگاه توانبخشی را ارائه کرده است. با این وجود تاکنون تحلیل یا شبیه سازی دقیقی از نیروهای تعاملی بین این دستگاه و بدن بیمار انجام نشده است.

از آنجایی که مکانیزم‌ها و اگزواسکلتون‌ها در توانبخشی اشخاص دارای آسیب‌های نخاعی و کم‌توان حرکتی مورد استفاده قرار می‌گیرند، چالش‌های زیادی در توسعه آن‌ها از نظر ارتباط ساختار آن‌ها با بدن انسان وجود دارد. این چالش‌ها تحت تاثیر عوامل بسیاری مانند تعامل مکانیزم با بدن انسان و همچنین محرک استفاده شده در دستگاه توانبخشی برای کمک به ماهیچه‌ها قرار می‌گیرند.

این مطالعه سعی بر آن دارد که با استفاده از روش‌های شبیه سازی و مدل‌سازی عددی بر پایه ی نرم افزار اپن سیم، برخی چالش‌های طراحی دستگاه‌های توانبخشی مانند داشتن تخمین از نحوه تعامل دستگاه و بدن انسان را پیش از ساخت مرتفع کند. این شبیه سازی می‌تواند به محققان در طراحی و ساخت دستگاه‌های توانبخشی کمک کرده و آن‌ها را به درکی نزدیک از چگونگی کمک دستگاه بر حرکت و فعالیت ماهیچه‌ها برساند.

برای بهبود شرایط طراحی و ساخت دستگاه‌های توانبخشی، مدل‌های اسکلتی-عضلانی به طور گسترده‌ای برای تجزیه، تحلیل و بهینه سازی نیروهای تعاملی بین بدن انسان و دستگاه‌های کمکی مورد استفاده قرار می‌گیرند. با توجه به تعامل دستگاه‌های توانبخشی با بدن انسان، در طراحی چنین سیستم‌هایی باید به فاکتورهای بیومکانیکی مختلفی مانند درجات آزادی، دامنه حرکتی مفاصل و ابعاد آنتروپومتری^۵ توجه داشت. ابعاد آنتروپومتری در طراحی‌های بیومکانیکی بسیار حائز اهمیت است؛ چرا که علمی است که به اندازه‌های بدن شامل ابعاد قسمت‌های مختلف، میدان حرکت، حجم و سطح مقطع عضلات بدن می‌پردازد.

از آنجایی که نیروهای تعاملی در برقراری تماس بدن با دستگاه ایجاد و منتقل می‌شوند و بر یکدیگر تاثیر می‌گذارند،

با توجه به افزایش بیماران کم توان حرکتی در پی اختلالات نوروفیزیولوژیکی در حوزه راه رفتن، وجود ربات‌های توانبخشی اندام تحتانی بسیار ضروری است. مطالعات نشان می‌دهد، انجام انواع تمرینات توانبخشی نظیر تمرینات غیر فعال، کمکی و مقاومتی با توجه به شرایط بالینی بیماران، در بازیابی توانایی حرکتی آن‌ها از اهمیت به سزایی برخوردار است [۱]. محققان برای انجام این تمرینات و همچنین افزایش تاثیر آن‌ها بر بهبود ناتوانی افراد به مطالعه ربات‌های توانبخشی برای جایگزین نیروهای انسانی پرداخته‌اند. از دلایل اهمیت ربات‌ها و مزیت آن‌ها نسبت به نیروی انسانی می‌توان به توانایی آن‌ها در برطرف ساختن نیازهای حرکات حلقوی بدن در توانبخشی، کنترل بهتر بر نیروها و نیز دقت بالای آن‌ها در خصوص شرایط درمان مورد نیاز اشاره کرد [۲].

تاکنون سیستم‌های توانبخشی اندام تحتانی بسیاری برای بهبود حرکت راه رفتن ساخته شده‌اند [۳، ۴، ۵، ۶] این دستگاه‌ها [۷] را می‌توان به گروه‌های زیر تقسیم بندی نمود: آموزش دهنده راه رفتن بر روی تردمیل^۱ که در این روش بیمار بر روی صندلی شامل سیستم تعلیق وزن قرار گرفته و از یک اسکلت خارجی^۲ برای ایجاد حرکت در مفاصل ران و زانو استفاده می‌شود [۸]، آموزش دهنده راه رفتن بر اساس صفحه-پا^۳ که با قرارگیری پاها بر روی صفحات قابل برنامه ریزی مجزا حرکت هرکدام طبق الگوی حرکتی مختلفی کنترل می‌شود [۹]. آموزش دهنده راه رفتن روی زمین^۴ که در این روش با استفاده از ربات‌های خودمختار به بیمار اجازه داده می‌شود تا کنترل حرکت خود را بر عهده گیرد؛ همچنین با استفاده از لودسل‌هایی نیروی وارده بر لگن کنترل می‌شود [۱۰]، آموزش دهنده راه رفتن ایستا^۵ در این روش بدون ایجاد مسیر حرکتی و بصورت ایستا تمریناتی برای تقویت استحکام و پایداری عضلات صورت می‌گیرد [۱۱]، ارتزهای فعال پا^۶ همان ربات‌های اسکلت خارجی پوشیدنی هستند که بیمار هنگام راه رفتن بر روی زمین یا تمرین بر روی تردمیل می‌پوشد تا موقعیت مکانی و حرکات مچ پا کنترل و ضعف‌های حرکتی جبران شوند [۱۲].

در یکی از مطالعات اخیر [۱۳] یک دستگاه توانبخشی بسیار کارآمد از نوع سیستم‌های آموزشگر راه رفتن بر روی تردمیل ساخته و آزمایش شده است که نتایج بسیار خوبی در اصلاح الگوی حرکت کاربر داشته است. این دستگاه توانبخشی بر اساس

⁵ Stationary Gait Trainers

⁶ Active Foot Orthoses

⁷ Anthropometric

¹ Treadmill Gait Trainers

² Exoskeleton

³ Foot-Plate based Gait Trainer

⁴ Over ground Gait Trainers

در سال ۲۰۲۲ ماسکونی و همکاران با توجه به اهمیت حرکت مفصل زانو در راه رفتن، با استفاده از نرم افزار اپن سیم حرکت فلکشن^۳ و اکستنشن^۴ زانو را مورد بررسی قرار دادند تا مسیر بهینه‌ای برای بهبود حرکت و کاهش خستگی عضلات برای انجام تمرینات توانبخشی حاصل شود [۲۷].

با توجه به توضیحات فوق، هدف از این مقاله، شبیه سازی و تحلیل نیروهای تعاملی مدل اسکلتی عضلانی انسان با مکانیزم توانبخشی کارآمد راه رفتن که اخیراً توسط سبع پور و همکارانش [۱۳] ارائه گردیده است. بدین منظور با استفاده از نرم افزار اپن سیم مدل‌سازی همزمان مدل اسکلتی-عضلانی بدن انسان به همراه مکانیزم توانبخشی مذکور انجام می‌شود. همچنین با استفاده از دینامیک معکوس برای یک مسیر از پیش تعریف شده، امکان تخمین همزمان نیروهای داخلی عضلات و نیروهای تماسی دستگاه فراهم می‌شود. این تخمین نیروهای تعاملی در ساخت و بهبود ایرادات دستگاه‌های پیشین، کمک شایانی می‌نماید. در این پژوهش همچنین یک روش مبتنی بر شبیه سازی نرم افزاری برای طراحی، تجزیه و تحلیل پارامترهای سینتیک و سینماتیک دستگاه توانبخشی و بدن بیمار به صورت همزمان ارائه می‌شود.

۲- روش پژوهش

۲-۱- معرفی دستگاه توانبخشی مورد مطالعه

در این پژوهش، مکانیزم توانبخشی راه رفتن یک درجه آزادی شکل ۱ مورد مطالعه قرار می‌گیرد [۱۳]. این دستگاه توانبخشی، مبتنی بر مکانیزم هشت عضوی جنسن طراحی شده و برای تهیه ی مسیر مورد نیاز با از نظر موقعیت و زمان طبیعی بهینه شده است. در این دستگاه برای حمایت از وزن بیمار و مکانیزم از یک سیستم تعلیق وزن و همچنین برای به حرکت در آوردن مکانیزم از یک محرک استفاده شده است. این محرک در نقطه اتصال به مفصل ران برای ایجاد حرکات چرخشی در لگن تعبیه شده است.

ارائه یک رویکرد مدل‌سازی محاسباتی برای تخمین نیروهای تماسی کمک شایانی به پیشرفت سیستم‌های توانبخشی می‌کند.

مطالعات و تحقیقات زیادی با استفاده از مدل‌های اسکلتی-عضلانی انسان، گشتاور مفاصل و دیگر داده‌ها را تخمین زده‌اند. این امر در طراحی و کنترل ارتزها یا اسکلت‌های خارجی بسیار مفید واقع شده است [۱۴]. تخمین گشتاور عضلات قبل و بعد از توانبخشی به وسیله ربات‌های آموزش دهنده، می‌تواند میزان تاثیر آن‌ها در روند بهبود بیماران و میزان اثر بخشی بر روی عضلات یا مفاصل هدف را مشخص سازد [۱۵]؛ همچنین شبیه سازی‌های اسکلتی-عضلانی مبتنی بر دینامیک به طور گسترده ای برای تجزیه و تحلیل و بهینه سازی عمل و عکس‌العمل بین انسان و سیستم‌های کمک حرکتی مورد استفاده قرار می‌گیرد [۱۶]. سیستم اسکلتی-عضلانی بدن انسان در این شبیه سازی‌ها به صورت مجموعه ای از اجسام صلب در نظر گرفته شده که توسط نیروهای محرک ماهیچه‌ای تحریک شده و به حرکت در می‌آیند.

در طول سال‌های اخیر، محققان از نرم افزارهای شبیه سازی دینامیکی متفاوتی از جمله ادامز^۱ [۱۷]، انی بادی^۲ و اپن سیم به منظور شبیه سازی و تحلیل مدل‌های اسکلتی عضلانی مختلف مانند اندام فوقانی [۱۸]، اندام تحتانی [۱۹، ۲۰، ۲۱] و ستون فقرات [۲۲] استفاده نموده‌اند. در این پژوهش از نرم افزار اپن سیم به منظور تحلیل مدل اسکلتی عضلانی اندام تحتانی استفاده شده است. این نرم افزار متن باز بوده و قابلیت اضافه کردن افزونه‌های مورد نیاز را دارا است. این نرم افزار در تحقیقات گذشته جهت تحلیل حرکت راه رفتن [۲۳] و دویدن [۲۴] انسان مورد استفاده قرار گرفته است. در سال ۲۰۱۲ منصوروی و همکاران [۱۵] با ارتباط دو نرم افزار متلب و اپن سیم، شبیه سازی دینامیک مستقیم را بهبود بخشیدند که این کار به ایجاد روش‌های جدیدی جهت درمان بیماران ناتوان حرکتی منتج شد. در سال ۲۰۱۷ کروگر و واتزارک [۲۵] یک مدل تماس پارامتری از مدل اسکلتی-عضلانی و دستگاه ورزشی برای بهینه سازی نیرویی ارائه دادند.

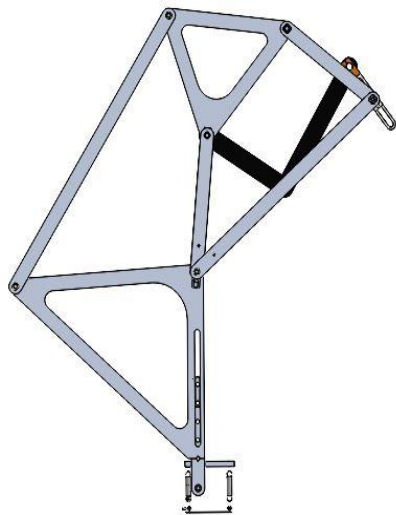
جانگ و همکاران، در سال ۲۰۲۱ با جمع‌آوری مشخصات راه رفتن طبیعی و انجام شبیه‌سازی راه رفتن با استفاده از مدل اسکلتی-عضلانی به همراه اسکلت خارجی در نرم افزار اپن سیم، به یک سیگنال لحظه‌ای بسیار نزدیک به راه رفتن طبیعی به عنوان ورودی کنترل ربات اسکلت بیرونی دست یافتند [۲۶].

³ Flexion

⁴ Extension

¹ ADAMS

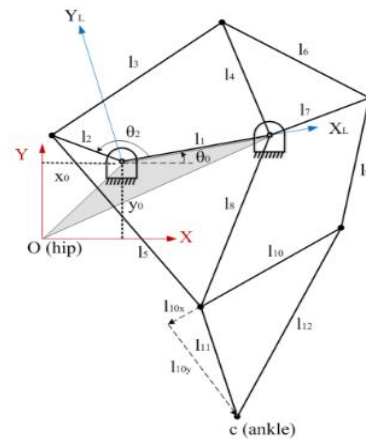
² AnyBody



شکل ۲- مکانیزم جنسن مدل سازی شده در نرم افزار سالیدورک

در نرم افزار اپن سیم برای انجام شبیه سازی‌ها مدل پیش فرض گیت-۱۰۱۸^۱ نرم افزار که شامل تمام مفاصل و عضلات اندام تحتانی درگیر در راه رفتن است، مورد استفاده قرار گرفت. این مدل پیش فرض شامل مفاصل ران، زانو و مچ پا و همچنین عضلات مهم راه رفتن مانند عضلات همسترینگ^۲، دوسر رانی^۳، سرینی بزرگ^۴، ایلئوپزواس^۵، رکتوس فموریس^۶، قدامی ساق پا^۷، سولئوس^۸ و عضلات پهن^۹ است. با ویرایش کد مدل پیش فرض تمامی قطعات مکانیکی مکانیزم به همراه نام، جرم، اینرسی و فایل‌های هندسی آن‌ها به مدل اسکلتی-عضلانی اضافه شد. بعد از اضافه کردن قسمت‌های صلب مکانیزم، چگونگی روابط دو به دوی آن‌ها (مفاصل و قیود بین هر جسم) با یکدیگر تعریف شده است. شایان ذکر است که مفاصل و قیود تعریف شده سینماتیک اعضای مکانیزم و مدل اسکلتی-عضلانی را مشخص می‌سازند.

⁶ Rectus femoris
⁷ Tibialis anterior
⁸ soleus
⁹ vastis



شکل ۱- مکانیزم توانبخشی راه رفتن مورد مطالعه و تعریف پارامترهای مکانیزم جنسن آن [۱۳]

پارامترهای مکانیزم در شکل ۱ نشان داده شده‌اند. نقطه C به عنوان مفصل مچ پا و نقطه O به عنوان مفصل ران در نظر گرفته شده است. عضو ثابت مکانیزم یا همان L1 به مفصل ران متصل است. اگرچه مکانیزم انتخابی قابلیت تنظیم در ابعاد مختلف متناسب با قد بیمار را دارد، اما برای انجام این شبیه سازی پارامترهای طراحی مکانیزم متناسب با پایی به طول ۸۲ سانتی متر تعریف شده‌اند.

۲-۲- شبیه سازی در نرم افزار اپن سیم

طبق شکل ۲ تمامی قطعات مکانیزم و بخش‌های دستگاه توانبخشی مورد مطالعه در نرم‌افزار سالیدورک طراحی شدند تا برای انجام مدل سازی در نرم افزار اپن سیم مورد استفاده قرار گیرند. پس از انجام طراحی قسمت‌های مکانیکی دستگاه توانبخشی، این مدل‌ها به هندسه‌های مدل اسکلتی-عضلانی بدن انسان در نرم‌افزار اپن سیم اضافه شده‌اند.

¹ Gait-1018
² Hamstrings
³ Biceps femoris
⁴ Gluteus maximus
⁵ iliopsoas

۲-۲-۱ دینامیک مستقیم

به کمک دینامیک مستقیم، در واقع با معلوم بودن نیروها و گشتاورهای ورودی به سیستم که در این پژوهش حرکت محور چرخان با سرعت ثابت در نظر گرفته شده است، حرکت دیگر اجزای آن (موقعیت، سرعت و شتاب) تعیین خواهند شد. با استفاده از حل مدل‌های ریاضی میزان تغییرات سرعت مختصات‌ها و تغییرات زاویه‌ای محاسبه شده و حرکت شبیه سازی می‌شود. به عبارتی معادله دینامیکی حاکم بر سیستم که در این سیم نیز مورد استفاده قرار می‌گیرد، به صورت دیفرانسیلی زیر است [۲۸]:

$$\ddot{q} = [M]^{-1}\{\tau + C(q, \dot{q}) + G(q)\} \quad (1)$$

که در آن q مختصات تعمیم یافته و τ نیروها یا گشتاورهای تعمیم یافته وارد شده به سیستم می‌باشند. $C(q, \dot{q})$ ماتریس مرتبط به مولفه‌های شتاب کوریولیس و گریز از مرکز، $G(q)$ مربوط به نیروهای گرانش و M ماتریس جرم یا اینرسی است. با استفاده از این شبیه سازی، مسیر حرکتی مورد نیاز از مکانیزم توانبخشی همراه با مدل اسکلتی-عضلانی به دست می‌آید.

۲-۲-۲ دینامیک وارون

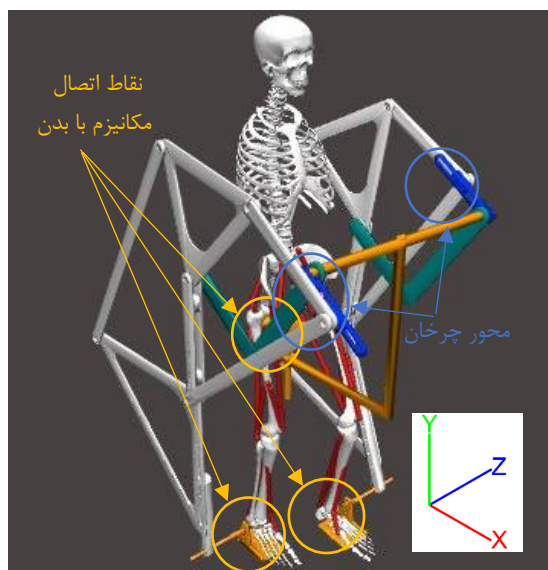
در دینامیک وارون برخلاف دینامیک مستقیم، با معلوم بودن حرکت اجزای مختلف سیستم (موقعیت، سرعت و شتاب)، نیروها و گشتاورهای ورودی به آن تعیین خواهند شد. به عبارتی حل مدل دینامیکی سیستم در این حالت، به حل معادلات جبری زیر می‌انجامد [۲۹].

$$\tau = M\ddot{q} - C(q, \dot{q}) - G(q) \quad (2)$$

که همانند آن چه پیشتر گفته شد، q مختصات تعمیم یافته و τ نیروها یا گشتاورهای تعمیم یافته وارد شده به سیستم می‌باشند. $C(q, \dot{q})$ ماتریس مرتبط به مولفه‌های شتاب کوریولیس و گریز از مرکز، $G(q)$ مربوط به نیروهای گرانش و M ماتریس جرم یا اینرسی است.

۲-۲-۳ نیروی ماهیچه‌ها

در نرم افزار اپن سیم، یک ابزار بهینه سازی مخصوص، برآیند گشتاورهای وارده به مدل اسکلتی-عضلانی انسان در هر لحظه



شکل ۳- مدل دستگاه توانبخشی به همراه مدل اسکلتی-عضلانی بدن انسان (ویرایش شده) در اپن سیم

همان‌طور که گفته شد، مکانیزم پیشنهادی دارای یک محرک است که بدین منظور از یک محرک چرخان^۱ با سرعت ثابت استفاده شده است. سرعت ثابت محور چرخان^۲ به عنوان ورودی طوری انتخاب شده است که در هر ثانیه یک دور کامل ۳۶۰ درجه را طی می‌کند [۱۳]، همچنین به دلیل اختلاف فاز حرکت پای چپ و راست در هنگام طی کردن یک سیکل حرکتی، محرک استفاده شده دو محور چرخان کوپل شده را با ۱۸۰ درجه اختلاف فاز حرکت می‌دهد.

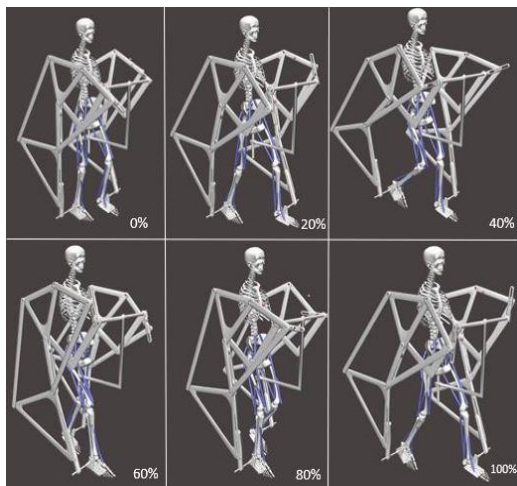
به‌طور خلاصه در این پژوهش، در مرحله ی اول، مدل پیش‌فرض اسکلتی-عضلانی بدن انسان در نرم‌افزار ویرایش و دستگاه توانبخشی در نرم افزار اپن سیم مدلسازی می‌شود. در مرحله دوم، شبیه سازی حرکت دستگاه توانبخشی با کمک ابزار دینامیک مستقیم انجام می‌گیرد تا زوایا و سرعت هر یک از اعضا در هر لحظه از یک سیکل حرکتی مشخص شود. سپس در مرحله سوم برای رسیدن به تحلیل ماهیچه‌ای، بهینه سازی لازم انجام می‌گیرد. در مرحله چهارم با استفاده از خروجی‌های حاصل از مراحل پیشین، شبیه سازی حلقه بسته همزمان دستگاه توانبخشی به همراه مدل اسکلتی-عضلانی انسان انجام می‌شود تا میزان تاثیرگذاری و نحوه تعامل آنها با یکدیگر را مشخص سازد. در ادامه درباره دینامیک مستقیم و وارون و همچنین نحوه تحلیل نیروی ماهیچه‌ها برای اپن سیم بیشتر توضیح داده شده است.

² crank

¹ Rotatory Actuator

جدول ۱- مقادیر اولیه زاویه هر یک از مفاصل در لحظه اولیه شروع حرکت ($t=0$)

مفاصل	زوایا
ران راست	۲,۹۳۰
زانوی راست	-۱۲,۳۸۰
مچ پای راست	۹,۰
ران چپ	۲۷,۲۸۰
زانوی چپ	-۳۶,۸۶۰
مچ پای چپ	۹,۰



شکل ۴- تصاویر متوالی شبیه سازی یک سیکل کامل راه رفتن فرد به کمک مکانیزم توانبخشی در نرم افزار این سیم

۳- نتایج شبیه سازی

پس از انجام شبیه سازی، نتایج تحلیل دینامیک مستقیم شامل موقعیت مکانی و زوایای هریک از مفاصل به همراه مکانیزم در این بخش آورده شده است. نمودارهای شکل ۵ و ۶ زوایای مفاصل ران و زانو را در هنگام استفاده از مکانیزم برای بیمار در یک سیکل راه رفتن نشان می دهند. همچنین این مقادیر با مقادیر مربوطه برای گام برداشتن طبیعی شخص سالم که به صورت تجربی در مقالات به دست آمده اند [۳۱]. مقایسه شده اند. طبق مقادیر به دست آمده دامنه تغییرات و چگونگی زوایای مفاصل به همراه مکانیزم با زوایای مفصل در سیکل راه رفتن طبیعی تطابق

را به نیرویی مشخص و منفرد روی ماهیچه ها و مفاصل تبدیل می کند. به عبارت دیگر، با استفاده از معیارهای به حداقل رساندن یک تابع هدف، نیروهای بهینه ای پیدا می شوند که باید در زمانی مشخص به مدل اسکلتی-عضلانی وارد شوند. برای انجام این بهینه سازی از معادله ای به صورت زیر استفاده می شود [۳۰]:

$$\sum_{m=1}^n (a_m F_m^0) \tau_{m,j} = \tau_j \quad (3)$$

که در آن n تعداد عضلات موجود در مدل اسکلتی-عضلانی، a_m سطح فعال سازی ماهیچه m ، F_m^0 حداکثر نیروی ایزومتریک (نیروی عضلات در برابر یک مقاومت ثابت) و τ_j نیروی تعمیم یافته موثر بر محور مفصل j از مدل اسکلتی-عضلانی است. با استفاده از این ابزار و با حل معادلات دینامیک وارون، میزان نیروها و گشتاورهای هر یک از مفاصل و همچنین سطح فعال سازی ماهیچه ها در هر بازه ای زمانی به دست می آیند. لازم به ذکر است، مفصل ران از نوع مفصل گوی و کاسه^۱ و دارای سه درجه آزادی شامل حرکات فلکشن (خم شدن) - اکستنشن (باز شدن)، اداکشن^۲ (دور شدن) - اداکشن^۳ (نزدیک شدن) نسبت به محور میانی بدن و همچنین حرکت چرخشی^۴ است. مفصل زانو نیز از نوع مفصل لولایی^۵ بوده که این مفصل یک درجه آزادی و دارای حرکات فلکشن - اکستنشن است. مفصل مچ پا از نوع مفصل سینوویال^۶ با یک درجه آزادی و شامل حرکات دورسی فلکشن^۷ (خم شدن) و پلنٹار فلکشن^۸ (باز شدن) است؛ اما با توجه به یک درجه آزادی بودن مکانیزم و اینکه تنها حرکات در صفحه ساجیتال^۹ را ایجاد کند. به همین دلیل برای شبیه سازی ها در این پژوهش، مقادیر اولیه زوایای هر یک از مفاصل مدل اسکلتی-عضلانی اندام تحتانی در صفحه ساجیتال در لحظه شروع به صورت مقادیری که در جدول ۱ آمده است، تعریف شده است. درجات آزادی مفاصل در سایر صفحات حرکتی به صورت پیش فرض غیرفعال در نظر گرفته شدند.

تصاویر متوالی شبیه سازی انجام شده برای یک سیکل کامل راه رفتن فرد به کمک مکانیزم توانبخشی مذکور در شکل ۴ نشان داده شده اند. این شبیه سازی به مدت ۱ ثانیه صورت گرفته است، به طوری که محور چرخان مکانیزم ۳۶۰ درجه را طی کرده و یک گام کامل برداشته شود.

⁶ Hinged Synovial Joint

⁷ DorsiFlexion

⁸ PlantarFlexion

⁹ Sagittal Plane

¹ Ball and Socket Joint

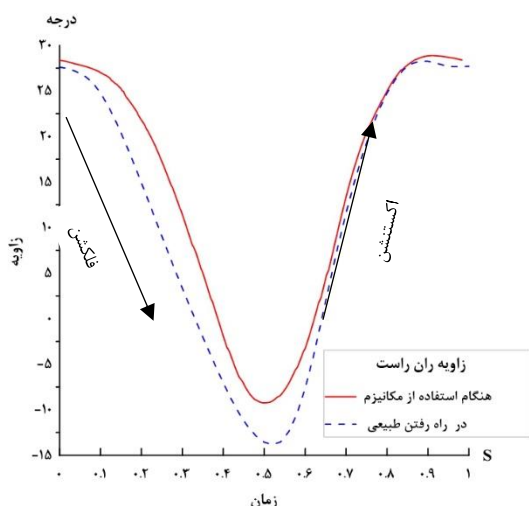
² Abduction

³ Adduction

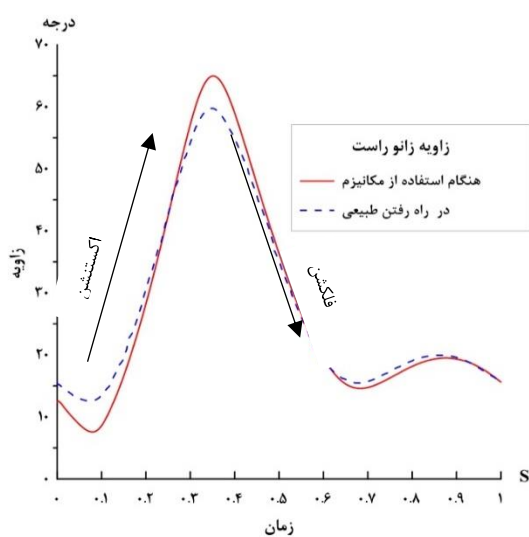
⁴ rotation

⁵ Hinge Joint

آونگی خود است، پای دیگر در حال طی کردن فاز ایستایی است. با توجه به توضیح فوق، شیب مثبت ابتدایی نمودار مفصل ران راست، شیب منفی ابتدایی نمودار مفصل زانوی راست و همچنین شیب مثبت ابتدایی نمودار مفصل مچ پا مربوط به فاز آونگی راه رفتن بوده و برگشت نمودار نشان دهنده‌ی شروع فاز ایستایی است.



شکل ۵- زاویه مفصل ران در هنگام استفاده از مکانیزم در یک سیکل حرکتی و مقایسه آن با سیکل طبیعی راه رفتن



شکل ۶- زاویه مفصل زانو در هنگام استفاده از مکانیزم در یک سیکل حرکتی و مقایسه آن با سیکل طبیعی راه رفتن

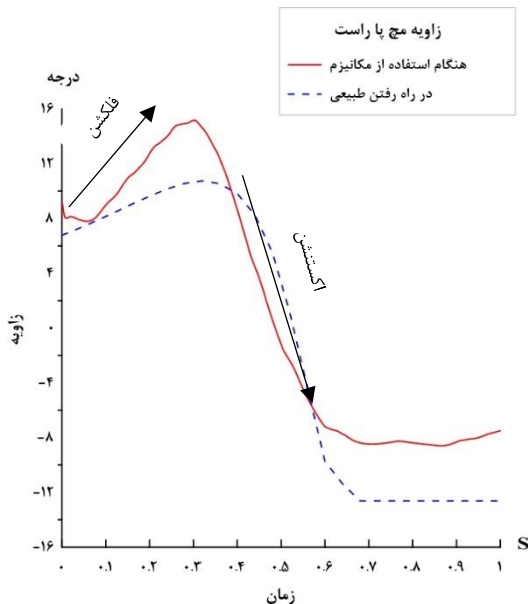
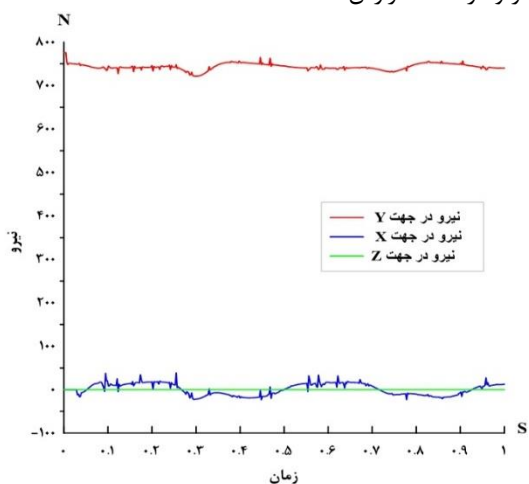
مناسبی دارند. این تطابق نشان می‌دهد که مکانیزم توانسته است، مسیر حرکتی مناسب و شبیه به حالت طبیعی در مفصل ران و زانو را برای بیمار فراهم کند. لازم به ذکر است، اختلاف کم موجود بین نمودارهای زوایای مفاصل حاصل از شبیه سازی در نرم افزار این سیم با نمودار های سیکل راه رفتن طبیعی، می تواند ناشی از عدم امکان مدلسازی دقیق و منطبق با واقعیت در نرم افزار برای نقاط اتصال مکانیزم با بدن باشد. به عنوان مثال با توجه به محدودیت های موجود در نرم افزار این سیم برای تعریف قیود، برای اتصال پدال مکانیزم با کف پا ابتدا از مفصل جوش^۱ و سپس برای ایجاد امکان حرکت، در نقطه اتصال پدال با عضو دیگر مکانیزم از مفصل چرخشی^۲ استفاده شده است. به همین دلیل ممکن است با شرایط واقعی دارای اختلافاتی باشد و باعث ایجاد اختلافات اندک در نتایج حاصل از شبیه سازی با راه رفتن طبیعی شود.

همچنین نمودارهای شکل ۷، زوایای مفصل مچ پا هنگام استفاده از مکانیزم و گام برداشتن طبیعی در یک سیکل راه رفتن را نشان می‌دهند. به نظر می‌رسد، تفاوت قابل ملاحظه‌ای بین زاویه مچ پای شبیه سازی شده با نتایج تجربی زوایای مچ پا در طی کردن یک سیکل طبیعی وجود دارد. این تفاوت می‌تواند ناشی از عدم تطابق شبیه سازی این مفصل با واقعیت باشد، در واقع در هنگام شبیه سازی برای برطرف نمودن محدودیت‌های نرم افزار این سیم، اتصالاتی برای پدال دستگاه با کف پا در نظر گرفته شده‌است که می‌تواند با واقعیت مغایرت داشته باشد و باعث ایجاد تفاوت در دو نمودار مذکور شود؛ همچنین در سیکل طبیعی، مچ پا به دلیل حرکت آزادانه خود و برخورد با زمین، تحت تاثیر اغتشاشات محیطی قرار می‌گیرد که پیاده سازی این اغتشاشات در نرم افزار صورت نگرفته‌است، در واقع در شبیه سازی سیکل راه رفتن با استفاده از مکانیزم به دلیل متصل بودن پا به مکانیزم و ایجاد مسیر حرکتی مچ پا توسط مکانیزم، انتظار می‌رود که مچ پا طبق الگوی حرکتی تعریف شده، حرکت کند [۳۱]. در شبیه سازی صورت گرفته در لحظه شروع، پای راست در حال طی کردن فاز آونگی^۳ خود است و پس از آن وارد مرحله‌ی ایستایی^۴ می‌شود، به همین دلیل در شروع حرکت، مفصل ران دارای حرکت فلکشن، مفصل زانو دارای حرکت اکستنشن و مفصل مچ پا نیز دارای حرکت دورسی فلکشن می‌باشد. در مرحله ایستایی مفصل ران دارای حرکت اکستنشن، زانو فلکشن و مچ پا نیز پلنٹارفلکشن است. لازم به توضیح است، در یک سیکل راه رفتن زمانی که یک پا در حال طی کردن فاز

³ Swing phase
⁴ Stance phase

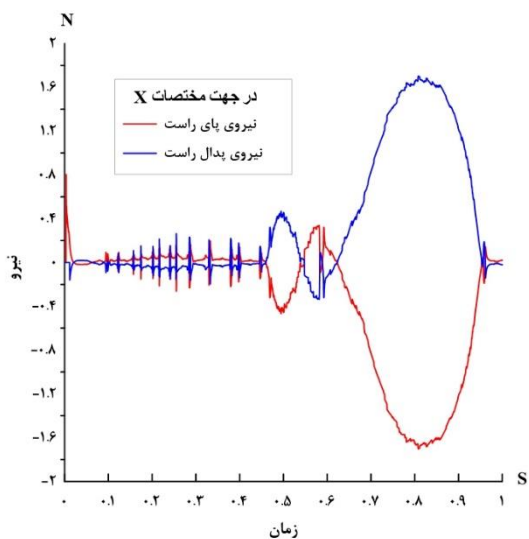
¹ Weld Joint
² Pin Joint

دارند که ناشی از وزن بیمار بوده و معقول می‌باشند و دو مولفه ی دیگر نیروها مقدار خیلی ناچیزی داشته که به دلیل خطای شبیه سازی بوده و قابل نظر می‌باشند. شکل ۱۱ مقدار گشتاورهای تولید شده اندکی حول مفصل مچ پا در هنگام استفاده از مکانیزم را نشان می‌دهد. از آنجایی که بخش اصلی حرکت راه رفتن تنها در صفحه ساجیتال اتفاق می‌افتد، به همین جهت گشتاور تنها در یک جهت و در جهت محور Z مختصات شده‌است تا بتواند پایداری حرکت در صفحه ساجیتال را حفظ کند. در تحلیل‌های نیرویی حاصل از شبیه‌سازی، گشتاورهای بسیار کمی در حدود 0.000001 نیوتن‌متر در دیگر جهات مختصات گزارش شد که با توجه به مقادیر کم آن‌ها، از آنها صرف نظر و در مقاله گزارش نشده‌است.



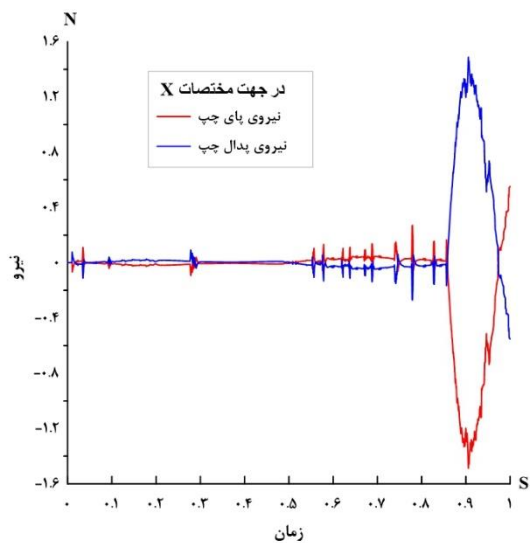
شکل ۷- زاویه مفصل مچ پا در هنگام استفاده از مکانیزم در یک سیکل حرکتی و مقایسه آن با سیکل طبیعی راه رفتن

شکل ۸- نیروهای وارده از صندلی به لگن در یک سیکل راه رفتن به همراه مکانیزم در سه جهت مختصات

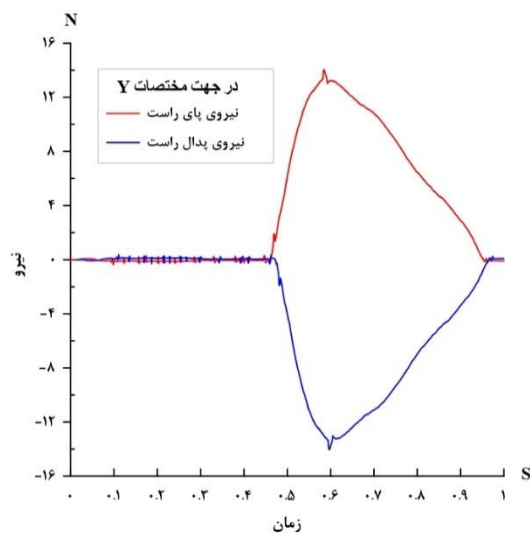


(الف)

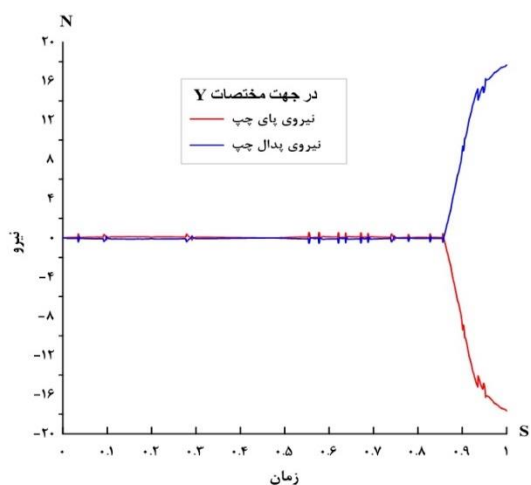
با انجام شبیه سازی دینامیک وارون، میزان نیروهای عمل و عکس‌العمل بین دستگاه و بدن به صورت شکل های ۸، ۹، ۱۰، ۱۱ به دست آمدند. لازم به یادآوری است که مکانیزم مورد نظر تنها در دو نقطه انتهایی خود یعنی مفصل مچ پا و ران با بدن افراد در تماس است و در نقاط میانی هیچ تماسی با بدن ندارد. در دو نقطه اتصال، طبق قانون سوم نیوتن، هم از طرف دستگاه به بدن و هم از طرف بدن به دستگاه نیرو اعمال می‌شود. در نمودار شکل ۸، میزان نیروی عمل و عکس‌العملی که از صندلی به لگن وارد می‌شود نشان داده شده است که مولفه راستای قائم آن حدود 750 نیوتن است. به نظر می‌رسد، این مقدار ناشی از وزن بیمار است که در شبیه سازی ها 75 کیلوگرم در نظر گرفته شده است. در نمودارهای شکل ۹، میزان نیروهای تولید شده در هنگام استفاده از مکانیزم در نقطه‌ی اتصال با مچ پای راست نشان داده شده‌است. این نیروها در هر سه جهت مختصات از سمت پدال تولید شده و به مچ پا وارد می‌شوند و همچنین از جانب مچ پا به پدال اعمال می‌شوند. نیروهای عمل و عکس‌العمل تولید شده بین پدال و مچ پای چپ، در یک سیکل راه رفتن در هر سه جهت محور مختصات در نمودارهای شکل ۱۰ نشان داده شده است. لازم به توضیح است که افزایش ناگهانی مقادیر نیروها در شکل ۱۰ نشان‌دهنده‌ی شروع مرحله‌ی فاز ایستایی راه رفتن است. با توجه به مقادیر، می‌توان به تاثیر مطلوب مکانیزم در تولید نیرو برای فعال‌سازی ماهیچه‌ها و ایجاد حرکت در مفاصل برای شبیه سازی یک سیکل راه رفتن طبیعی پی‌برد. همان‌طور که مشاهده می‌شود، نیروها تنها در مولفه قائم مقدار قابل توجهی



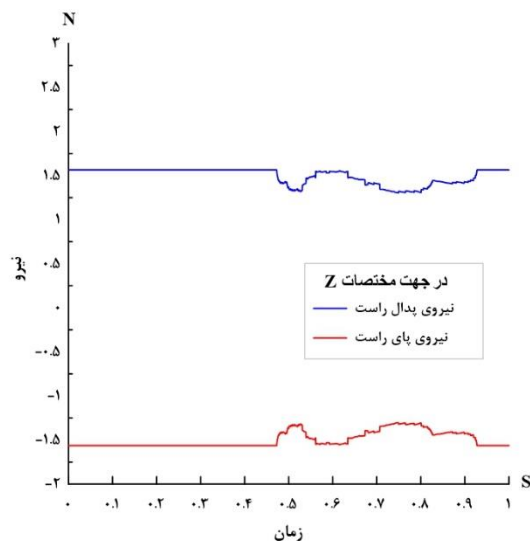
(الف)



(ب)

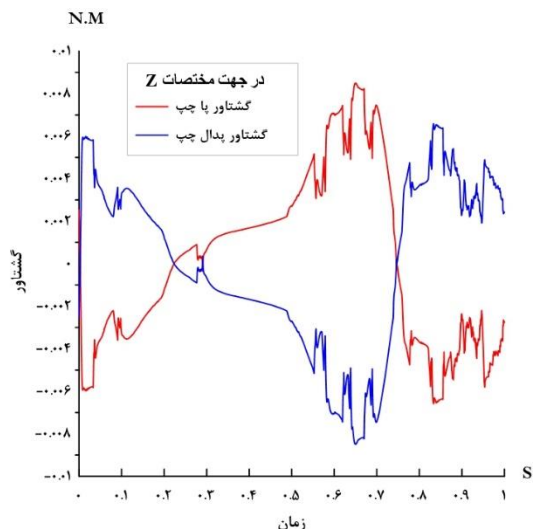


(ب)



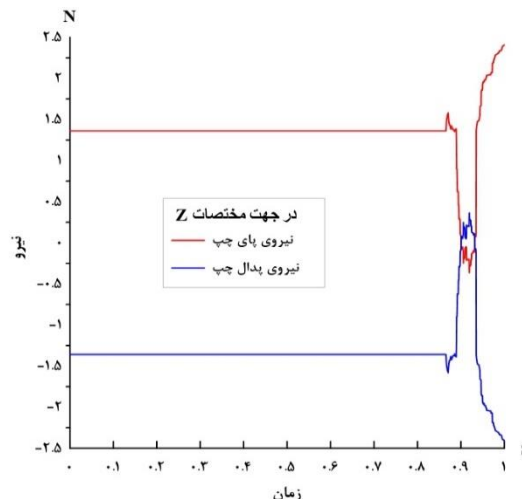
(ج)

شکل ۹- نیروی عمل و عکس العمل بین پا و پدال راست در یک سیکل راه رفتن به همراه مکانیزم، تصویر الف) در جهت محور X، تصویر ب) در جهت Y، تصویر ج) در جهت محور Z



(ب)

شکل ۱۱- تصویر الف) گشتاورهای تماسی بین پدال و پای راست، تصویر ب) گشتاورهای تماسی بین پدال و پای چپ

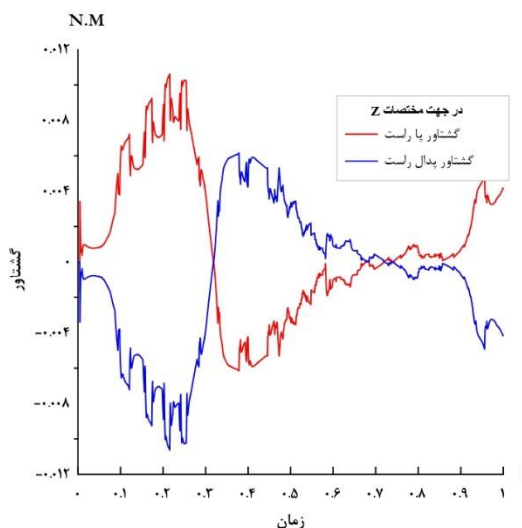


(ج)

شکل ۱۰- نیروی عمل و عکس العمل بین پا و پدال چپ در یک سیکل راه رفتن به همراه مکانیزم، الف) در جهت محور X، تصویر ب) در جهت Y، تصویر ج) در جهت محور Z

۴- نتیجه گیری

در این مقاله، مکانیزم توانبخشی که مبتنی بر مکانیزم جنسن طراحی شده است برای بررسی نیروهای تعاملی مورد بحث قرار گرفت. این مکانیزم در نقاط ران و مچ پا با بدن متصل می شود تا بتواند حرکات اندام تحتانی را کنترل کرده و حرکت راه رفتن را در صفحه‌ی ساجیتال ایجاد کند. با استفاده از بهینه سازی نیرویی به حل مسائل دینامیک وارون برای برآورد نیروهای تعاملی بین بدن کاربر و مکانیزم توانبخشی رباتیکی پرداخته شد: با توجه به اهمیت نیروهای به وجود آمده در هنگام تماس، از مدلسازی همزمان مدل اسکلتی-عضلانی به همراه مکانیزم توانبخشی استفاده شد. با توجه به فعال بودن مکانیزم و استفاده از محرک، ابتدا سینماتیک حرکت شبیه سازی شد، سپس با استفاده از بهینه سازی نیرویی و حل معادلات دینامیک وارون، میزان نیروهای تولید شده در تمام نقاط تماس به وسیله ی تعریف پارامترهای سطح تماس محاسبه شد. محاسبات انجام شده نشان داد که میزان نیروهای تعاملی در نقطه تماس ران با صندلی متناسب با وزن کاربر است؛ همچنین نیرو و گشتاورهایی در نقطه اتصال پا با پدال ایجاد می شوند. این نیروها در هنگام ساخت مکانیزم و انجام توانبخشی بیمار از نکات کلیدی مورد توجه می باشند؛ چرا که تحلیل نیروها برای فعال سازی متناسب ماهیچه ها و ایجاد الگوی حرکتی یک راه رفتن طبیعی، ضروری است. شبیه سازی در این پژوهش برای مرحله ای از توانبخشی صورت گرفته است که کاربر روی صندلی دستگاه قرار گرفته و



(الف)

Rehabilitation Robotics International Conference, IEEE

[11] K.H. Seo, J.J. Lee (2009) The development of two mobile gait rehabilitation systems. IEEE Trans. Neural Syst. Rehabilitation Eng.

[12] J. Kim, S. Hwang, Y. Kim (2007) Development of an active ankle-foot orthosis for hemiplegic patients, ACM.

[13] M.R. Sabaapour, H. Lee, M.R. Afzal, A. Eizad (2019) Development of a Novel Gait Rehabilitation Device with Hip Interaction and a Single DOF Mechanism. ICRA, IEEE

[14] A. Cohen, Yizhar Or (2017) Modeling the dynamics and control of rehabilitative exoskeleton with robotic crutches, SAGE Journal

[15] M. Mansouri, J.A. Reinbolt (2012) A platform for dynamic simulation and control of movement based on OpenSim and MATLAB, J. Biomech.

[16] M. Khamar, M. Edrisi, M. Zahiri (2019) Human-exoskeleton control simulation, kinetic and kinematic modeling and parameters extraction, MethodX

[17] M.A. Lemay, P.E. Crago (1996) A dynamic model for simulating movements of the elbow, forearm, an wrist. J.Biomech

[18] K.R. Holzbaur, W.M. Murray, S.L. Delp (2005) A model of the upper extremity for simulating musculoskeletal surgery and analyzing neuromuscular control. Ann Biomed Eng.

[19] S.L. Delp, F.C. Anderson, A.S. Arnold, P. Loan, A. Habib, C.T. John, E. Guendelman, D.G. Thelen (2007) OpenSim: open-source software to create and analyze dynamic simulations of movement. TBME.

[20] S.L. Delp, J.P. Loan (1995) A graphics-based software system to develop and analyze models of musculoskeletal structures. Comput. Biol. Med.

[21] S.L. Delp, J.P. Loan, M.G. Hoy, F.E. Zajac, E.L. Topp, J.M. Rosen (1990) An interactive graphics-based model of the lower extremity to study orthopedic surgical procedures. TBME.

[22] M. DeZee, L. Hansen, C. Wong, J. Rasmussen, E.B. Simonsen (2007) A generic detailed rigid-body lumbar spine model. J. Biomech.

[23] D.G. Thelen, F.C. Anderson (2006) Using computed muscle control to generate forward dynamic simulations of human walking from experimental data. J. Biomech.

[24] S.R. Hamner, A. Seth, S.L. Delp (2010) Muscle contributions to propulsion and support during running. J. Biomech.

[25] D. Kruger, S. Wartzack (2017) A contact model to simulate human-artifact interaction based on force optimization: implementation and application to the analysis of a training machine. CMBBE.

[26] S. Zhang, A. Wang, Z. Ma, J. Yu, W. Li, Y. Wang (2021) Human Gait Process Analysis and

پاها در هوا معلق و بدون تماس با زمین هستند. انجام این شبیه سازی در نرم افزار اپن سیم با محدودیت‌هایی مواجه است، از جمله این محدودیت‌ها می‌توان به عدم امکان تعریف مفصل از دو سمت، برای یک عضو اشاره کرد. برای رفع این محدودیت‌ها در برخی از اعضا به جای تعریف دومین مفصل، یک قید داده شده است، اگر چه قید و مفصل هر دو یک ماهیت را دارند و هر دو برای تعریف سینماتیک سیستم ایجاد می‌شوند، اما در محیط نرم افزار برای آن‌ها شاخه جداگانه تعریف می‌شود.

شبیه سازی دستگاه در سایر مراحل توانبخشی از جمله تمرین راه رفتن طبیعی بر روی زمین یا تردمیل زمانی که پای کاربر با زمین در تماس است می‌تواند ادامه ای برای تحقیق کنونی باشد. همچنین می‌توان با استفاده از داده‌های آزمایشگاهی ثبت سیگنال عضلات یا الکترومایوگرافی^۱ و بررسی نیروی عضلات در این شبیه‌سازی میزان اثربخشی دستگاه را بر روی ماهیچه‌ها بررسی نمود.

۵- مراجع

[۱] م.م. کاردان، م. ایرانی رهقی (۱۳۹۵) کنترل و مانیتورینگ ربات فیزیوتراپ بر پایه PLC به منظور توانبخشی اندام تحتانی. MME

[۲] عرشی، ف. اسکندری، م. نظری ندوشن، ف. نواب مطلق (۱۳۹۶) ارزیابی حرکت اگزواسکتون پایین تنه به منظور توانبخشی راه رفتن. ISC-Mechaero

[3] West, R.G. (2004) Powered gait orthosis and method of utilizing same. Google Pat.

[4] S. Freivogel, J. Mehrholz, T. Husak-Sotomayor, D. Schmalohr (2008) Gait training with the newly developed 'LokoHelp'-system is feasible for non-ambulatory patients after stroke, spinal cord and brain injury. A feasibility study, Brain Inj.

[5] K.P. Westlake, C. Patten (2009) Pilot study of Lokomat versus manual-assisted treadmill training for locomotor recovery post-stroke. JNER.

[6] Susko, T. and H.I. Krebs (2014) MIT-Skywalker: A novel environment for neural gait rehabilitation. IEEE

[7] Inaki Diaz, Jorge Juan Gil, Emilio Sanchez (2011) Lower-Limb Robotic Rehabilitation: Literature Review and Challenges, J. Robot.

[8] Colombo, M. Joerg, R. Schreier, V. Dietz (2000) Treadmill training of paraplegic patients using a robotic orthosis. J Rehabil Res Dev.

[9] H. Schmidt, C. Werner, R. Bernhardt, S. Hesse, J. Kruger (2007) Gait rehabilitation machines based on programmable footplates. JNER.

[10] Y. Allemand, Y. Stauffer, R. Clavel, R. Brodard (2009) Design of a new lower extremity orthosis for overground gait training with the WalkTrainer.

¹ Electromyography

- [29] J. Hicks (2018) Inverse Dynamics. <https://simtkconfluence.stanford.edu:8443/display/OpenSim33/How+Inverse+Dynamics+Works>
- [30] J.Hicks (2018) Static Optimization. <https://simtkconfluence.stanford.edu:8443/display/OpenSim33/How+Static+Optimization+Works>
- [31] G. Bovi, M. Rabuffetti, P. Mazzoleni, M. Ferrarin (2010) A multiple-task gait analysis approach: kinematic, kinetic and EMG reference data for healthy young and adult subjects. Gait Posture.
- Rehabilitation Robot Humanoid Control Based on OpenSim. PeerJ Comput. Sci.
- [27] D. Mosconi, M. Moreira, A.A.G. Siqueira (2022) Towards optimal trajectories for knee flexion-extension training. USP.
- [28] J. Hicks (2018) Forward Dynamics. <https://simtkconfluence.stanford.edu:8443/display/OpenSim33/How+Forward+Dynamics+Works>