

ایجاد یک مدل یکپارچه برای راه رفتن فرد فلج به کمک ربات اسکلت خارجی در محیط Simulink

سید محمد رضا سیدنورانی

دانشیار، گروه مهندسی مکترونیک، دانشگاه تبریز، تبریز، ایران

سید مسعود اسماعیل زاده میلانی دانش آموخته مهندسی مکترونیک، گروه مهندسی مکترونیک، دانشگاه تبریز، تبریز، ایران

چکیده

اسکلت های خارجی پایین تنه نوعی ربات های پوشیدنی با ساختار شبه انسانی هستند که برای توانبخشی یا توان افزایی پاها استفاده می شوند. این ابزار می تواند به افراد کم توان حرکتی و یا فلج کامل این امکان را بدهد که بتوانند دوباره راه بروند. در این مقاله یک مدل یکپارچه از یک ربات اسکلت خارجی پایین تنه همراه با شخص فلجی که کاربر آن است در محیط شبیه سازی دینامیکی SimMechanics از زیر مجموعه های محیط MATLAB Simulink طراحی می کنیم، و سپس آن را تحت کنترل خطی به حرکت درمی آوریم. هدف اصلی از این کار ایجاد و راندن یک مدل معتبر مرکب از ربات و کاربر است تا مشخصه های راه رفتن طبیعی و متعادل شخص کاربر به کمک اسکلت خارجی را ارزیابی کنیم. در طراحی این ربات در هر پا دو درجه آزادی فعال در مفاصل ران و زانو و یک مفصل غیر فعال در مچ پا منظور شده است. به علاوه یک پشتی متحرک برای حرکت دادن تنه به چپ و راست و هدایت مرکز جرم در صفحه ی عرضی در نظر گرفته شده است. با تعبیه ی چهار نیروسنج در چهار گوشه ی هر پا نقطه ی گشتاور صفر حین راه رفتن محاسبه شده و از آن برای پایش تعادل استفاده می شود. **واژه های کلیدی:** توانبخشی راه رفتن، ربات اسکلت خارجی، کمک حرکتی، مدل یکپارچه، شبیه ساز SimMechanics، نقطه گشتاور صفر

Creating an integrated model of walking of a paralyzed person assisted by an exoskeleton robot in Simulink environment

MohammadReza S. Noorani

Department of Mechatronics Eng., University of Tabriz, Tabriz, Iran

S. Masoud Esmailzadeh Milani

Department of Mechatronics Eng., University of Tabriz, Tabriz, Iran

Abstract

Lower extremity exoskeletons are a type of wearable robots with a anthropomorphic structure that are used for power augmentation or rehabilitation of legs. This device can give the disabled or completely paralyzed people the opportunity to walk again. In this paper, we develop an integrated model of a lower extremity exoskeleton robot with a paralyzed person who is the robot user by using the SIM-Mechanics dynamical simulator included in the Simulink/MATLAB environment, and then it is driven according to a linear control. The main goal of this work is to create and control a reliable model composed of the robot and its user to evaluate the characteristics of a natural and equilibrium walking of the user with the help of an exoskeleton. In the design of this robot, two active degrees of freedom in the hip and knee joints and a passive joint in the ankle are included in each leg. In addition, a movable back is considered for moving the trunk to the left and right and controlling the center of mass in the frontal plane. By installing four loadcells in the corners of each foot, the zero moment point is calculated during walking and it is used to monitor the robot balance.

Keywords: gait rehabilitation, exoskeleton robot, motion assistant, integrated model, SimMechanics simulator, zero moment point

۱- مقدمه

سوانح و به تبع آن آسیب های نخاعی یکی از مهمترین علل ابتلا به فلج اندام های حرکتی به ویژه در بخش پایین تنه (پاها) هستند [۱]. ربات های اسکلت خارجی پایین تنه به عنوان یک فناوری نو برای جبران این نقصان حرکتی می باشند که با توسعه ی آنها می توان امید داشت افراد کم توان حرکتی و یا فلج کامل بتوانند مجدداً امکان حرکت و بازگشت به زندگی معمول خود را باز یابند [۲]. اسکلت های خارجی در واقع ربات های پوشیدنی فعال (دارای محرکه) با ساختاری شبه انسانی هستند که برای توانبخشی یا توان افزایی اندام ها استفاده می شوند [۳].

اگرچه از زمان ساخت و رونمایی اولین نمونه ی موفق این وسیله توسط کارزونی و همکارانش در دانشگاه برکلی [۴ و ۵] نزدیک به دو دهه گذشته است و در این مدت نمونه های آزمایشگاهی و تجاری متعددی از ربات های اسکلت خارجی پایین تنه ارائه شده است، ولیکن هنوز چالش های زیادی در راندن و کنترل آنها، به ویژه توسط افراد کاملاً فلج، وجود دارد [۶]. غالب پژوهش های انجام گرفته در این حوزه متمرکز بر طراحی ساختار و ابزارهای حسگری و موتوری و انتقال قدرت بوده است و برای راندن آنها عمدتاً از روش های کنترلی نسبتاً

ساده و در شرایط ازپیش معین استفاده شده است [۷ و ۸]. یک فقدان جدی در این حوزه، کم بودن مدل های یکپارچه شامل ربات و کاربر برای شبیه سازی عملکرد روش های کنترلی هوشمند مانند روش های فازی، غیرمدل پایه و مبتنی بر یادگیری ماشین برای بررسی تعامل فیزیکی بین کاربر انسانی و ربات حین حرکت در شرایط پیچیده و با حضور نامعینی ها می باشد [۹ و ۱۰]. از این رو در این مقاله قصد داریم یک مدل یکپارچه از انسان و ربات اسکلت خارجی برای شبیه سازی راه رفتن یک فرد فلج به کمک آن در محیط SimMechanics نرم افزار MATLAB Simulink ایجاد کنیم.

ساختار مکانیکی این ربات اسکلت خارجی دارای ۶ مفصل لولایی در صفحه سائیتال است که مفاصل ران و زانو فعال و مچ پا غیرفعال و فنرگذاری شده اند. همچنین یک مفصل کشویی فعال در ناحیه کمر، جابجایی تنه کاربر روی پای تکیه گاه را برای بهبود تعادل جانبی هنگام راه رفتن ممکن می سازد. طراحی ربات و اندام کاربر در SolidWorks انجام و سپس در SimMechanics مونتاژ شده است. اتصال ربات به کاربر از طریق قیدهای ثابت برقرار می شود. مدلسازی تماس پا با زمین از چالش های مهم ربات های پادار است. تماس پا با زمین پیوسته نیست و به طور متناوب ایجاد و جدا می شود و

از این رو قیدی یک طرفه است، یعنی امکان نفوذ به زمین نبوده ولی امکان جدایش از آن مجاز است. علاوه بر جهت قائم در جهت مماسی نیز شرایط اصطکاک تعیین می‌کند که آیا لغزشی وجود خواهد داشت و یا خیر. از این رو در بسیاری از پژوهش‌های مرتبط با اسکلت خارجی تنها فاز آونگی برای شبیه‌سازی و ارزیابی انتخاب می‌شود، زیرا در آنجا تماس با زمین وجود ندارد [۱۱ و ۱۲]. در کار حاضر چرخه‌ی کامل گام شامل فازهای آونگی-تکیه‌گاهی و به‌ویژه فاز دوتکیه‌گاهی که تعویض نقش پاها در آنجا صورت می‌گیرد، همگی مورد بررسی قرار می‌گیرد و در یک شبیه‌سازی پیوسته، کاربر به کمک اسکلت خارجی چندین قدم به جلو حرکت می‌کند. راه رفتن کاربر و ربات با تقلید از الگوی طبیعی راه رفتن انسان سالم بر اساس ردگیری داده‌های تحلیل کلینیکی گام انجام می‌شود [۱۲ و ۱۳].

برای ردگیری مسیرهای مرجع از کنترل‌گرهای خطی مستقل در هر فصل استفاده می‌کنیم. از آنجا که زمین تخت و با اصطکاک کافی منظور شده است و مسیرهای مفصلی مرجع نیز مطابق با راه رفتن طبیعی و متعادل انسان سالم انتخاب شده‌اند، و سرعت حرکت پایین است، این کنترل‌گر ساده به خوبی از عهده‌ی ردگیری مسیرها و متعاقباً ایجاد حرکت (اجرای گام راه رفتن) برمی‌آید. به علاوه برای نقصان کنترل در مقایسه با انسان که برای او مفاصل ران و مچ پا در صفحه‌ی فرانتال نیز فعال هستند و موجب حفظ پایداری جانبی می‌شوند، یک پستی متحرک فعال در بخش کمری ربات تعبیه شد تا به طور کنترل شده با تشخیص وضعیت تکیه‌گاهی پاها، تنه‌ی کاربر را به سمت پای ایستاده متمایل و به این ترتیب به حفظ تعادل در راستای جانبی کمک کند.

همچنین برای اعتبارسنجی کار خود، در چهار گوشه‌ی هر یک از دو کف پا چهار نیروسنج تعبیه کردیم. این نیروسنج‌ها در واقع نیروی وارد شده از سمت نقاط تماسی بین کف پا و زمین را که با فنر سخت و میراگر مدلسازی می‌شوند اندازه‌گیری می‌کنند. از این سنسورها برای تعیین وضعیت تکیه‌گاهی پاها و نیز برای محاسبه نقطه‌ی گشتاور صفر^۱ استفاده می‌کنیم. طبق تعریف، نقطه‌ای که حول آن برآیند گشتاورهای وارد بر سیستم راه‌رونده (در اینجا ربات و کاربر) صفر می‌شود نقطه‌ی گشتاور صفر نام دارد و برای راه رفتن متعادل لازم است این نقطه بر مرکز فشار که همواره در ناحیه‌ی کف پا قرار دارد منطبق باشد [۱۳].

ادامه این مقاله به این صورت سازماندهی می‌شود: پیشینه پژوهش در بخش بعد مرور می‌شود و در بخش ۳ مدل یکپارچه اسکلت خارجی و کاربر انسانی تشریح می‌شود. در بخش ۴ نتایج شبیه‌سازی راه رفتن ارائه و ارزیابی می‌گردد. در نهایت نتیجه‌گیری کار ارائه خواهد شد.

۲- پیشینه‌ی پژوهش

پژوهش‌های بسیاری در حوزه‌ی توسعه‌ی ربات‌های اسکلت خارجی صورت گرفته است. با این حال جای خالی مدل‌های یکپارچه از بدن و ربات برای شبیه‌سازی رفتار حرکتی تحت تأثیر عمل فعالانه‌ی ربات کاملاً مشهود است. اهمیت ایجاد چنین مدل‌هایی در آزمودن روش‌های پیچیده و یادگیری محور برای راندن آنها است. از این رو در این بخش به مرور اندک پژوهش‌هایی که با محوریت ایجاد مدل‌های یکپارچه

انجام شده‌اند می‌پردازیم.

حسن‌زاده و سیدنورانی (۲۰۲۴) یک مدل یکپارچه اسکلت خارجی و بازوی انسان، با هدف آزمودن روش‌های کنترلی ربات در توانبخشی آرنج و ساعد در نرم‌افزار OpenSim ارائه دادند. در این مدل از طریق واسط نرم‌افزاری نرم‌افزار MATLAB تحریک عضلانی آرنج و نیز سیگنال کنترلی اسکلت خارجی محاسبه و اعمال می‌شد [۱۴ و ۱۵]. سیدنورانی و بیرامزاد (۲۰۲۳) یک مدل اسکلت خارجی پایین‌تنه در تعامل با انسان را در فاز آونگی توسعه داده و با کنترل‌کننده‌های مبتنی بر مود لغزشی قصد کاربر را با کمینه‌سازی نیروی تعاملی توسط ربات اجرا نمودند [۱۲]. جاتسون و همکاران (۲۰۲۲) به مدلسازی ریاضی اسکلت خارجی پایین‌تنه و تعامل آن با کاربر انسانی در راه رفتن، با هدف کنترل دقیق حرکت رابط‌های ربات و تسهیل ارتباط بین انسان و ربات پرداختند. هدف اصلی آنها استخراج یک شکل راه رفتن استاتیکی توسط ربات بود [۱۶]. جاتسون و همکاران (۲۰۱۹) یک مدل ۲۵ درجه آزادی از بدن و یک مدل اسکلت خارجی برای حرکت دادن آن با فرض فلج بودن کاربر توسعه دادند. این مدل با کدنویسی معادلات حرکت در نرم‌افزار MATLAB ایجاد شد. راه رفتن این ربات همراه کاربر تحت کنترل خطی (PD) شبیه‌سازی گردید. همچنین تعادل مجموعه با معیار ZMP کنترل شد [۱۷]. لی و همکاران (۲۰۲۰) از راهبرد انسان-در-حلقه برای کنترل ربات اسکلت خارجی پایین‌تنه و به منظور اجرای راه رفتن دینامیکی استفاده کردند. راهبرد انسان-در-حلقه که در سال‌های اخیر مورد توجه بیشتر قرار گرفته است (به مراجع این مقاله نگاه شود) شکلی از کنترل است که به کاربر انسانی اجازه می‌دهد تا به طور فعالانه در هدایت و نگهداری (حفظ تعادل) هم‌زمان ربات اسکلت خارجی دخیل باشد. البته آنها مدلی برای شبیه‌سازی ارائه ندادند و تنها به ارائه طرح کنترلی و آزمایش تجربی روی نمونه‌ی ساخته‌شده پرداختند [۱۸]. ژو (۲۰۲۰) یک مدل یکپارچه اسکلت خارجی پایین‌تنه و سیستم اسکلت-عضلانی را به کمک نرم‌افزار OpenSim ایجاد و برای یاری رسانی در کارهایی نظیر بلندکردن وزنه از زمین، حرکت اسکات و دویدن شبیه‌سازی نمودند [۱۹]. رن و همکاران (۲۰۲۰) یک مدل یکپارچه اسکلت خارجی پاها و انسان را در محیط Simulink توسعه دادند. آنها با استفاده از این مدل جفت‌شده‌ی انسان-ربات و روش الگوریتم ژنتیک به طراحی بهینه‌ی مسیرهای مفصلی ربات با هدف کمینه‌سازی انرژی راه رفتن پرداختند [۲۰]. جاتسون و همکاران (۲۰۲۱) به مدلسازی ریاضی و شبیه‌سازی راه رفتن انسان با ربات اسکلت خارجی روی یک بستر متحرک پرداختند [۲۱]. ژو و چن (۲۰۲۱) ضمن طراحی یک اسکلت خارجی پایین‌تنه به کنترل و شبیه‌سازی آن در مدل یکپارچه با سیستم اسکلت-عضلانی در نرم‌افزار OpenSim پرداختند. آنها از این مدل برای مطالعه صرفه‌ی انرژی حین دویدن با اسکلت خارجی و بهینه‌سازی آن استفاده کردند [۲۲].

۳- ایجاد مدل یکپارچه اسکلت خارجی و کاربر

در این بخش به ارائه‌ی جزئیات مدل ایجادشده در SimMechanics و مدلسازی اتصالات ربات و کاربر انسانی و نحوه‌ی اندرکنش آن با زمین می‌پردازیم. در شکل ۱ طرح کلی مدل یکپارچه‌ی ربات و کاربر حین راه رفتن روی زمین تخت نشان داده شده است. اندام

¹ Zero Moment Point (ZMP)

مدل مکانیکی مجموعه در واقع یک سیستم چندعضوی است که توسط مفاصل به هم متصل شده‌اند. این سیستم از رابط‌های ربات و اندام‌های بدن کاربر تشکیل می‌شود. جرم کل بدن بیمار ۷۰ کیلوگرم و جرم اندام‌ها براساس نسبت‌های آنتروپومتری تنظیم شده‌اند [۲۳]. اندام‌ها محکم به عضو متناظر خود روی ربات بسته شده‌اند و به یکدیگر مفصل نیستند. اگر چه این شکل مدلسازی با واقعیت متفاوت است، و معمولاً حرکت‌های ناشی از لغزش و ناهم‌محوری مفاصل بین بدن و ربات رخ می‌دهد، لیکن در مورد یک فرد فلج عضو بدنی مانند وزنه‌ای نامتعادل‌کننده برای ربات محسوب می‌شود و بنابراین همین مدل نیز می‌تواند به‌خوبی این اثرات را در پاسخ دینامیکی ربات منعکس کند.

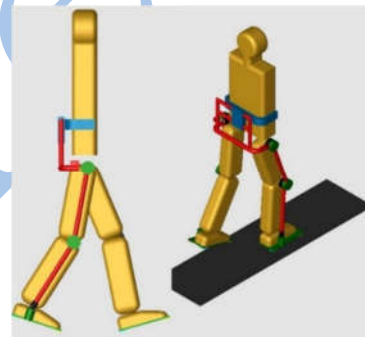
زنجیره‌ی سینماتیک ربات اسکلت‌خارجی شامل دو زنجیر است که در محل لگن به‌طور متقارن به هم متصل می‌شوند، شکل ۳. عضو لگن از سمت دیگر به‌طور کشویی به یک پشته مفصل شده است که با اتصال به کمر کاربر می‌تواند آن را به چپ و راست حرکت دهد. هر یک از پاها شامل سه عضو ران، ساق و کف پا است که به شکل لولایی به هم مفصل هستند تا برای هر عضو امکان حرکت خم‌شوی/بازشو فراهم آید. شکل ۴. هر مفصل ربات در یک جعبه مجزا مدل شده است و شامل محرکه و بدنه‌های ثابت و متحرک آن، حساسه، قید لولا و قیود اتصال به عضو می‌شود. برای نمونه مدل مفصل زانو در شکل ۵ آورده شده است.

هندسه‌ی کف پای ربات مستطیلی به ابعاد 15×30 سانتی‌متر بوده و حساسه‌های نیرو در چهار گوشه‌ی آن، در هر دو پا تعبیه شده‌اند. ابعاد حساسه‌ها 2×2 سانتی‌متر و سنسور نیرو از محل مرکز هر حساسه می‌باشد. یک حساسه‌ی مکان نیز در محل حساسه‌ی نیرو فرض می‌شود تا به این ترتیب علاوه بر اطلاعات نیرویی مختصات مکانی هر حساسه نسبت به چارچوب مرجع جهت محاسبه‌ی ZMP در هر لحظه در اختیار باشد. در شکل ۶ این مدل نشان داده شده است.

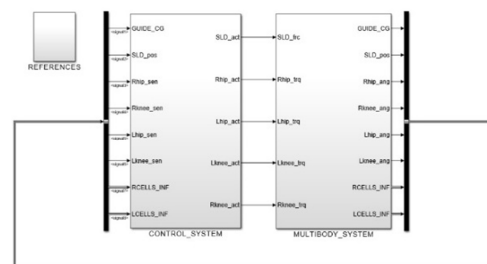
نکته حائز اهمیت دیگر در ارتباط با مدل حساسه‌های نیرو این است که در واقع اندرکنش نیروی تماسی بین ربات و زمین به‌واسطه‌ی همین حساسه‌ها می‌باشد، یعنی نیروی واکنشی به‌عنوان یک نیروی خارجی به حساسه‌ها اعمال شده و از طریق حساسه‌ها به کف پای ربات می‌رسد. به‌طور روشن‌تر باید گفت به علت آنکه قابلیت مدلسازی تماس دو جسم در جعبه ابزار SimMechanics وجود ندارد، سنسور نیرو بین زمین و کف پای ربات بر اساس یک مدل فنر سخت و میراگر محاسبه می‌شود. بنابراین در واقع آنچه که نرم‌افزار می‌سنجد فاصله و سرعت نسبی مرکز هر حساسه تا زمین است و آنگاه بر اساس این‌ها و یک مدل فنر و میراگر خطی نیروی عمودی وارد بر حساسه‌ها که به کف پای ربات منتقل می‌شود، از طریق یک «محرکه‌ی جسمی» (درمقابل محرکه‌ی مفصلی) به مدل جسمی آن حساسه اعمال می‌شود. بلوک این مدل تعامل نیروی تماسی بین حساسه‌های نیرو و زمین در شکل ۷ نشان داده شده است.

نکته دیگر در اینجا نحوه‌ی محاسبه‌ی نیرو است. اولاً باید توجه کرد که نیروی تماسی در مرحله‌ی آونگی حرکت هر پا صفر است. بنابراین سنسور نیروی تماسی در مرحله تکیه‌گاهی انجام می‌شود. شاخص ورود به، یا خروج از مرحله‌ی تکیه‌گاهی برای هر پا نیز بر مبنای فاصله‌ی نزدیکی بین مرکز یک حساسه و زمین صورت می‌گیرد. چنانچه این نزدیکی از حد معینی که آن را «لقی تماس» می‌نامیم، ده کمتر شود، آنگاه پا در مرحله‌ی تکیه‌گاهی درنظر گرفته شده و نیرو

کاربر انسانی شامل تنه، دو ران، دو ساق، و دو پا می‌شود که همگی با رنگ زرد نمایش داده شده‌اند. اجزای اسکلت‌خارجی نیز به همین ترتیب بوده و سازه‌های فلزی آن به‌رنگ قرمز نشان داده شده‌اند. پشته متحرک کمر به رنگ آبی بوده و به تنه‌ی انسان ثابت و به تنه‌ی ربات مفصل کشویی شده است. زمین یک جسم صلب ثابت و به‌رنگ سیاه منظور شده است. پاهای کاربر بر روی کفی‌های اسکلت‌خارجی ثابت شده و آنها نیز با زمین تماس سخت برقرار می‌کنند که در نتیجه از سقوط آزاد مجموعه جلوگیری می‌کند، در عین حال که می‌تواند از زمین جدا شود. سقوط مجموعه به جلو و عقب و طرفین آزاد است و اگر تعادل آن به‌هم بخورد این اتفاق امکان‌پذیر خواهد بود. کل مجموعه نسبت به صفحه سهمی متقارن طراحی شده است. کل این مجموعه یکی از دو بلوک شکل ۲ به‌نام «سیستم چندجسمی» را تشکیل می‌دهد که در SimMechanics ایجاد می‌شود. این بلوک پاسخ دینامیکی مجموعه را تحت گرانش زمین شبیه‌سازی می‌کند و پسخوردهای حالت و اطلاعات نیروسنج‌ها را به بلوک دیگر که «کنترل‌کننده» است می‌دهد، تا بر اساس این اطلاعات و قانون کنترلی، سیگنال تحریک موتورها را محاسبه و ارسال کند.



شکل ۱- مدل یکپارچه اسکلت‌خارجی و کاربر انسانی در SimMechanics



شکل ۲- ارتباط حلقه‌بسته بین بلوک‌های «سیستم چندجسمی» و کنترل‌کننده

۳-۱- بلوک سیستم چندجسمی

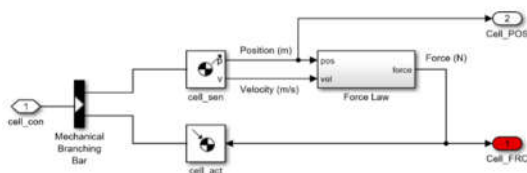
در این بخش یک اسکلت‌خارجی پایین‌تنه با ۵ درجه آزادی فعال را در ترکیب با اندام‌های بدنی کاربر انسان فلج در محیط سیم‌مکانیکس سیمولینک مدلسازی می‌کنیم. یک انده‌ی اصلی در این طرح وجود یک درجه آزادی فعال در قسمت پشته کمر می‌باشد که جهت انتقال تنه به چپ و راست و با هدف حفظ تعادل هنگام تعویض پای تکیه‌گاهی حین راه‌رفتن تعبیه شده است.

واکنش زمین بر اساس یک مدل خطی به صورت زیر محاسبه می‌شود:

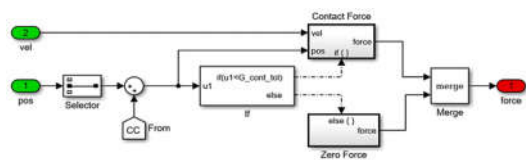
$$F = ky + b\dot{y} \quad \text{if } y \leq \delta \quad (1)$$

که در این رابطه y و $\dot{y}$ فاصله و سرعت نزدیکی نسبی بین حساسه و زمین، و b و k به ترتیب ضرایب ثابت در مدل خطی فنر و میراگر است.

پس از تعیین مرحله‌ی حرکتی و تخصیص مقدار نیرو بر طبق آن، دو حالت ممکن با هم ادغام شده و به خروجی بلوک «قانون نیرو» فرستاده می‌شود، شکل ۸. شایان ذکر است که ورود و خروج به مرحله‌ی تکیه‌گاهی با رخدادهای «برخورد پاشنه» و «جدایش پنجه» صورت می‌گیرد، که این دو مرحله در راه رفتن طبیعی به ترتیب متناظر با نزدیکی کمتر از حد لقی تماس بین زمین و حساسه‌های عقب پا، و نزدیکی بیش از حد لقی تماس حساسه‌های جلوی پا می‌باشند.



شکل ۷- مدل تماس بین زمین و حساسه‌های نیرو و اعمال نیروی تماس به آنها



شکل ۸- مدل سنجش نیروی تماسی بین حساسه‌های نیرو و زمین

۳-۲- بلوک کنترل کننده و محاسبه‌ی ZMP

طبق تعریف نقطه گشتاور صفر نقطه‌ای است که برآیند گشتاور همه‌ی نیروها و گشتاورهای خارجی و اینرسی سیستم حول آن نقطه صفر باشد. اگر سیستم در حال تعادل استاتیکی باشد، نیرو و گشتاورهای اینرسی صفر خواهند بود. در شرایط تعادل (چه استاتیکی و چه دینامیکی) نقطه‌ی گشتاور صفر بر مرکز فشار منطبق است. بنابراین شرط تعادل یک راه‌رونده‌ی دو پا آن خواهد بود که نقطه گشتاور صفر داخل چند ضلعی تکیه‌گاهی واقع شود. به طور نظری سنجش نقطه گشتاور صفر نیازمند اطلاعات حسگری شتاب‌های خطی و زاویه‌ای از تک‌تک عضوهای متحرک ربات می‌باشد. در صورت وجود این اطلاعات آنگاه محل نقطه گشتاور صفر به صورت زیر محاسبه خواهد شد:

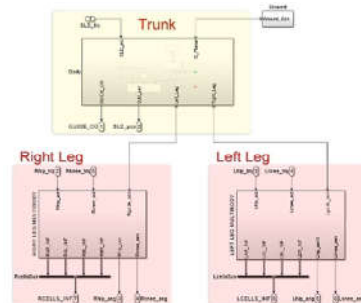
$$p_x = \frac{\sum_i m_i (\ddot{y}_i + g) x_i - \sum_i m_i \ddot{x}_i y_i}{\sum_i m_i (\ddot{y}_i + g)} \quad (2)$$

$$p_z = \frac{\sum_i m_i (\ddot{y}_i + g) z_i - \sum_i m_i \ddot{z}_i y_i}{\sum_i m_i (\ddot{y}_i + g)} \quad (3)$$

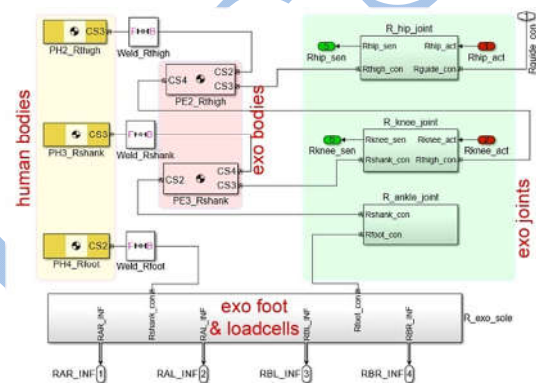
که p_x و p_y مکان‌های طولی و عرضی ZMP در صفحه منطبق بر زمین، m_i ، (x_i, y_i, z_i) ، و $(\ddot{x}_i, \ddot{y}_i, \ddot{z}_i)$ به ترتیب جرم، مختصات مرکز جرم و شتاب مرکز جرم عضو i -ام، و g شتاب گرانش زمین می‌باشند.

اما در عمل محاسبه‌ی نقطه‌ی گشتاور صفر به این روش نیازمند اطلاعات دقیقی از تعداد زیادی مختصات و شتاب مرکز جرم است که چندان شدنی نیست. بنابراین اگر فرض کنیم سیستم از حالت تعادل خارج نشده است، از این نکته استفاده می‌کنیم که در شرایط تعادل محل مرکز فشار و نقطه‌ی گشتاور صفر بر هم منطبق‌اند. آنگاه اگر N نیروسنج در کف پا تعبیه گردد، به روش میانگین‌گیری وزن‌دار می‌توانیم تخمینی از محل مرکز فشار به صورت زیر به دست آوریم:

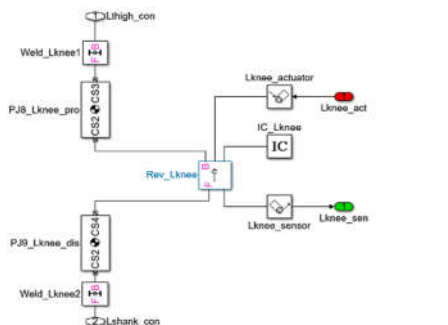
$$p_x = \frac{\sum_i^N x_i f_{iy}}{\sum_i^N f_{iy}} \quad \text{و} \quad p_z = \frac{\sum_i^N z_i f_{iy}}{\sum_i^N f_{iy}} \quad (4)$$



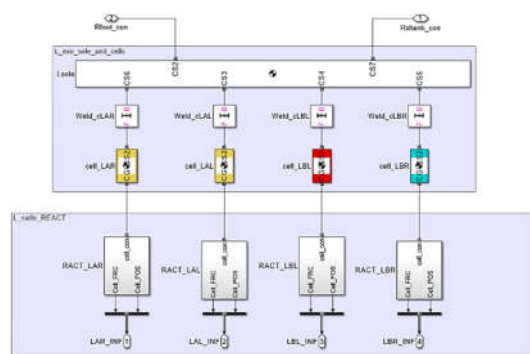
شکل ۲- زنجیره‌ی سینماتیکی سیستم چندعضوی اسکلت خارجی



شکل ۴- زنجیره سینماتیکی و اتصالات عضوهای هر پای اسکلت خارجی و کاربر



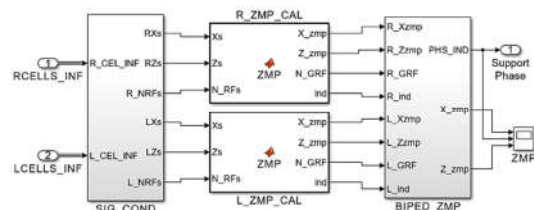
شکل ۵- مدل مفصل زانوی پای چپ



شکل ۶- مدل کف پای ربات و حساسه‌های نیروی تعبیه‌شده در آن

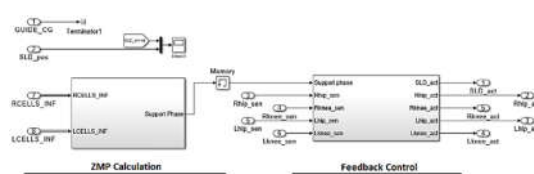
که در اینجا، f_{iy} نیروی عمودی سطح است که توسط نیروسنج i -ام سنجیده می‌شود، و (x_i, z_i) مختصات محل نصب آن نیروسنج نسبت به یک دستگاه مختصات مرجع می‌باشد.

در طرح کنترلی ما مسیرهای مفصلی بر اساس داده‌های CGA و به‌صورت ازپیش‌معین‌شده برای کنترل‌گرهای حلقه‌بسته و مستقل مفاصل فعال ربات، خواهد بود. از این رو محاسبه و پایش مرکز فشار تنها از بعد نظارتی و اطمینان از برقراری تعادل در حین راه‌رفتن آهسته انجام می‌گیرد. البته، از اطلاعات نیروسنج‌ها برای آگاهی از اینکه پا در چه مرحله‌ی تکیه‌گاهی قرار دارد نیز استفاده می‌شود. بر اساس اینکه مجموع جبری نیروی حس شده توسط نیروسنج‌ها صفر است یا غیرصفر می‌توان تشخیص داد که آیا پا به زمین تماس پیدا کرده است یا خیر. هنگامی که مقدار عددی این کمیت از هر پا دریافت شود، تحت عملگرهای منطقی یک شاخص وضعیت دو حالت (صفر و یک) به آن نسبت داده می‌شود. در شکل ۹، دو بلوک میانی، مختصات نقطه گشتاور صفر (مطابق رابطه‌ی ۴)، برآیند نیروی عمودی زمین، و نیز شاخص وضعیت تکیه‌گاهی پا را جداگانه برای هر پا محاسبه می‌کنند. در جعبه بعدی اطلاعات وضعیت دو پا با هم ترکیب شده و وضعیت کلی برآورد می‌شود. بر این اساس، ابتدا یک متغیر چهار مقداری با نماد PHS_IND برای نمایاندن، حالت تک‌تکیه‌گاهی روی پای راست با مقدار ۱+، حالت تک‌تکیه‌گاهی روی پای چپ با مقدار ۱-، حالت دو تکیه‌گاهی با مقدار صفر، و در غیر این صورت مقدار ۲ تولید می‌شود. در شکل ۱۰ دو زیرسیستم موجود در بلوک کنترل متصل به سیستم چندعضوی نشان داده شده است. زیرسیستم اول همان واحد محاسبه مختصات نقطه گشتاور صفر است که در بالا صحبت آن شد. نکته‌ی حائز اهمیت آن است که خروجی مورد استفاده این واحد فقط شاخص وضعیت است که برای کنترل حرکت پستی استفاده می‌شود. به طور خیلی ساده بسته به وضعیت تکیه‌گاهی، پستی به سمتی حرکت داده می‌شود که وزن بدن کاربر روی پای تکیه‌گاهی افتد. زیرسیستم دوم حاوی کنترل‌گرهای حلقه‌بسته و مستقل مفاصل دو پا می‌باشد.



شکل ۹- واحد محاسبه مختصات نقطه گشتاور صفر و شاخص تکیه-

گاهی ربات



شکل ۱۰- زیرسیستم‌های بلوک کنترل

۴- نتایج شبیه‌سازی راه‌رفتن با اسکلت خارجی

ربات اسکلت خارجی همراه با بیمار مبتلا به فلج هر دو پا بسته

شده است در محیط سیمولینک شبیه‌سازی می‌شود. در اینجا ربات، شخص فلج را برای اجرای حرکت راه رفتن مطابق الگوی سالم می‌راند. شایان ذکر است که بازه زمانی حرکت ۴ ثانیه منظور شده است که در آن تقریباً ۴ قدم برداشته می‌شود. به علاوه در حدود ۰/۴ ثانیه از ابتدای حرکت مربوط به شرایط ناپایدار و گذرای ناشی از برخورد اولیه پاها با زمین در شروع حرکت است که در تمامی شکل‌ها این مدت زمان اولیه با رنگ تیره سایه زده شده است. همچنین کنترل‌کننده استفاده شده در بلوک کنترل از نوع PID است و برای هر مفصل فعال به‌طور مستقل اعمال و برای تنظیم ضرائب بهره قابلیت تنظیم خودکار Simulink استفاده شد. نتایج شبیه‌سازی شامل موارد زیر است:

۱) تعیین مراحل تکیه‌گاهی و آونگی هریک از پاها بر اساس نیروی اندازه‌گیری‌شده از سلول‌های نیروسنج در کف پا. برای تعیین مراحل لازم است به الگوی نیروی واکنش زمین توجه شود. در لحظاتی که برآیند نیروی نیروسنج‌ها مقدار غیرصفر باشد، مرحله تکیه‌گاهی و در غیر این صورت مرحله آونگی محسوب می‌شود. شاخص وضعیت تکیه‌گاهی این مراحل را تعیین می‌کند. در نمودارهای مربوط به نتایج، بازه‌های زمانی که برای یک پا به‌عنوان تکیه‌گاهی محسوب می‌شود سایه زده شده‌اند، تا مراحل تکیه‌گاهی و آونگی در طی حرکت کاملاً مشاهده‌پذیر باشد. لحظات وقوع برخورد پاشنه و جدایش پنجه به‌ترتیب با خط قرمز با نشان گر $\times$ و خط آبی با نشان گر $\circ$ مشخص شده‌اند.

۲) ردگیری مسیرهای مفصلی مرجع (CGA) در مفاصل فعال ران و زانو. این نتایج در شکل‌های ۱۱ تا ۱۴ نمایش داده شده‌اند.

۳) عمل کنترلی یا همان گشتاور اعمالی به هر یک از مفاصل فعال. این نتایج در شکل‌های ۱۵ تا ۱۸ نمایش داده شده‌اند.

۴) نیروی عمودی واکنش زمین روی هر پا در شکل‌های ۱۹ و ۲۰ نمایش داده شده است. شایان ذکر است که الگوی M-شکل نیروی عمودی واکنش زمین ازجمله ویژگی‌های اصلی راه‌رفتن طبیعی محسوب می‌شود که می‌تواند به عنوان شاخص ارزیابی راه‌رفتن صحیح مورد توجه قرار بگیرد.

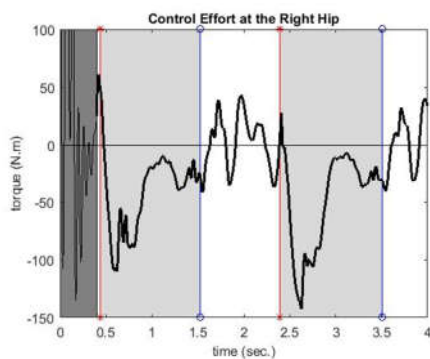
۵) جابجایی نیروسنج‌ها در محل استقرار آنها در چهارگوشه‌ی کف پا در شکل‌های ۲۱ و ۲۲ نمایش داده شده است.

۶) جابجایی مرکز فشار در راستاهای طولی و عرضی حرکت نسبت به دستگاه مرجع و دستگاه متصل به کف پا در شکل ۲۳ نمایش داده شده است.

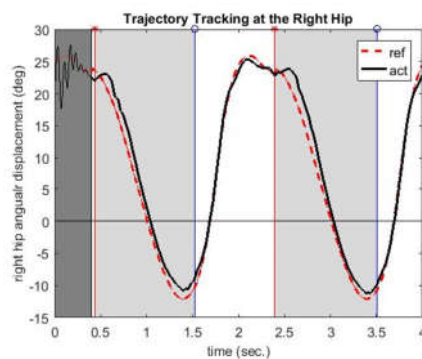
۷) جابجایی پستی حرکت‌دهنده‌ی تنه به چپ و راست در شکل‌های ۲۴ و ۲۵ نمایش داده شده است.

۸) تصاویر برچسبی از Animation حرکت شبیه‌سازی شده در شکل ۲۶ نشان داده شده است.

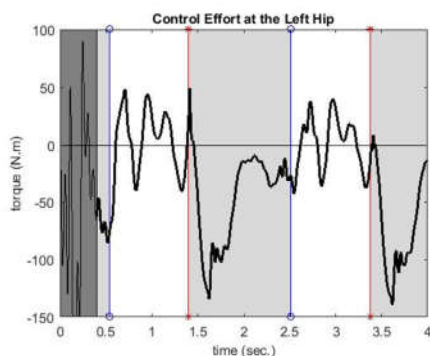
همان‌طور که در تصاویر برچسبی شکل ۲۶ مشاهده می‌شود حرکت با ضربه پاشنه پای راست و ورود آن به فاز تکیه‌گاهی آغاز شده و در ادامه با حرکت آونگی پای چپ و فرود آن روی زمین اولین قدم برداشته می‌شود. پس از اتمام فاز دو تکیه‌گاهی، پای چپ تکیه‌گاه شده و با حرکت آونگی پای راست قدم دوم انجام می‌گیرد؛ و این توالی ادامه پیدا می‌کند. نتایج شبیه‌سازی نشان می‌دهند که کنترل‌گر طراحی شده با موفقیت توانسته است مسیرهای مفصلی مرجع را در اسکلت خارجی مدلسازی‌شده به اجرا درآورد و به این صورت یک حرکت راه‌رفتن متعادل ایجاد کند که طی آن کاربر فلج به‌کمک ربات جابجا می‌شود.



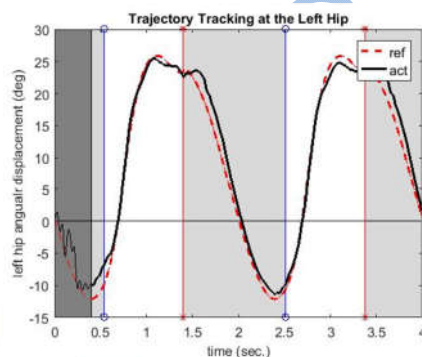
شکل ۱۵- گشتاور اعمالی به مفصل ران پای راست



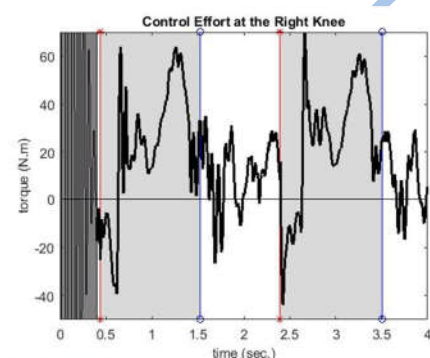
شکل ۱۱- ردگیری مسیرهای مرجع در مفصل ران پای راست



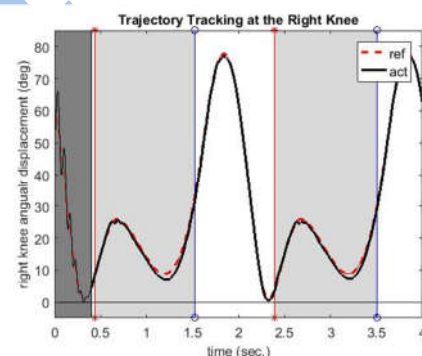
شکل ۱۶- گشتاور اعمالی به مفصل ران پای چپ



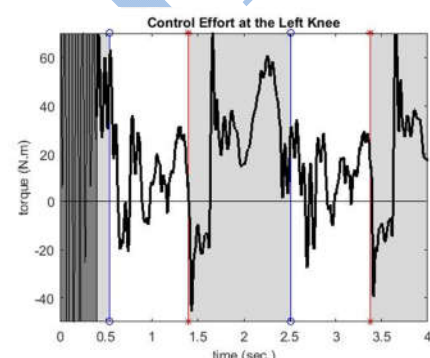
شکل ۱۲- ردگیری مسیرهای مرجع در مفصل ران پای چپ



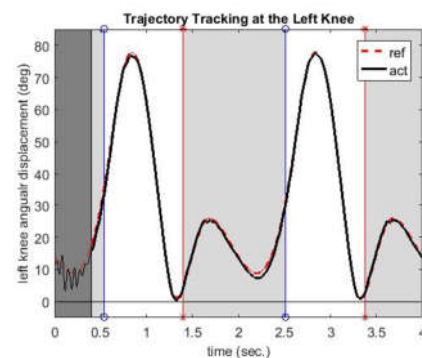
شکل ۱۷- گشتاور اعمالی به مفصل زانو پای راست



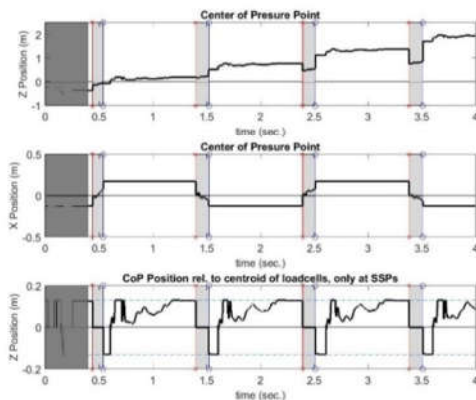
شکل ۱۳- ردگیری مسیرهای مرجع در مفصل زانو پای راست



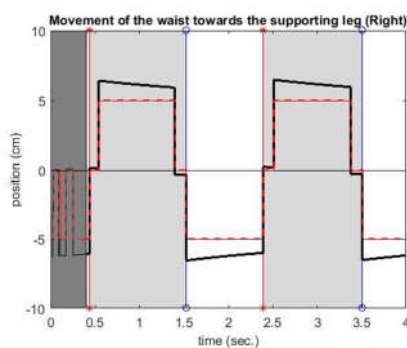
شکل ۱۸- گشتاور اعمالی به مفصل زانو پای چپ



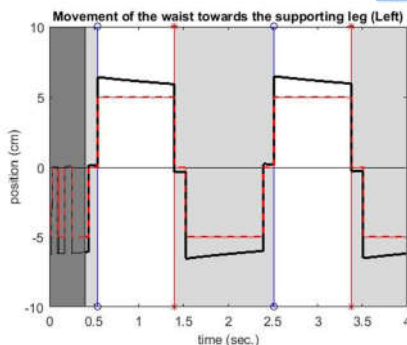
شکل ۱۴- ردگیری مسیرهای مرجع در مفصل زانو پای چپ



شکل ۲۳- جابجایی طولی (Z) و عرضی (X) مرکز فشار نسبت به چارچوب ثابت، و جابجایی طولی مرکز فشار در راستای حرکت (Z) نسبت به مرکز سطح کف پا

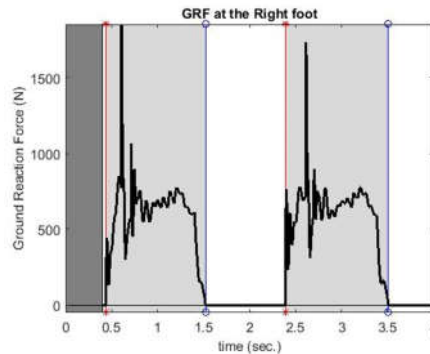


شکل ۲۴- جابجایی پشتی کمری به روی پای تکیه‌گاهی راست

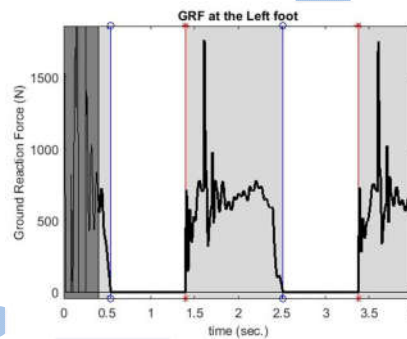


شکل ۲۵- جابجایی پشتی کمری به روی پای تکیه‌گاهی چپ

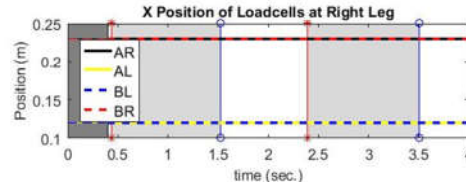
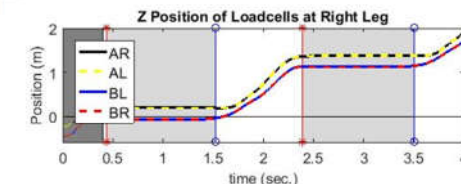
ترتیب نشست و برخاست پا بر زمین در شکل‌های ۱۹ و ۲۰ و به تبع آن در سایر شکل‌های سایه‌خورده قابل مشاهده است. اولین خط «برخورد پاشنه» در نمودارهای مربوط به پای راست ایجاد شده است و نیروی واکنش زمین در آغاز حرکت روی پای راست غیر صفر است، شکل ۱۹. در مقابل پای چپ در بازه آغازین پس از «جدایش پنجه» وارد مرحله‌ای آونگی می‌گردد و نیروی واکنش زمین طی آن صفر است، شکل ۲۰. الگوی M که الگوی نیروی واکنش زمین در فاز تکیه‌گاهی حین راه رفتن به طور تقریبی در بازه‌های تکیه‌گاهی این شکل‌ها تشکیل شده است. قله‌ی اول این الگو لحظاتی پس از برخورد پاشنه و قله دوم لحظاتی پیش از جدایش پنجه به خوبی قابل مشاهده و ارتفاع قله‌ی اول بلندتر است.



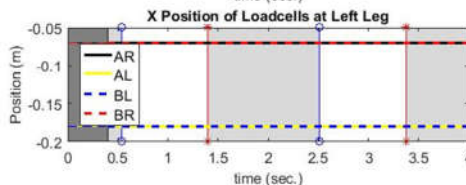
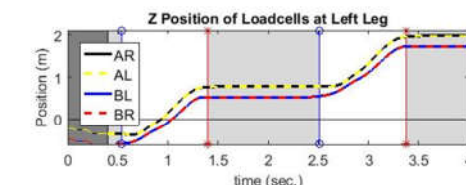
شکل ۱۹- نیروی واکنش زمین در راستای قائم در پای راست



شکل ۲۰- نیروی واکنش زمین در راستای قائم در پای چپ



شکل ۲۱- جابجایی‌های طولی (Z) و عرضی (X) چهارگوشه کف پای راست



شکل ۲۲- جابجایی‌های طولی (Z) و عرضی (X) چهارگوشه کف پای چپ

شکل‌های ۱۱ تا ۱۴ ردگیری مسیرهای مفصلی مرجع [۲۳] را نشان می‌دهند. مشاهده می‌شود کیفیت ردگیری برای تمامی مفاصل در مرحله ی آونگی بهتر از مرحله ی تکیه‌گاهی بوده است. دلیل این امر اولاً به این علت است که در مرحله ی تکیه‌گاهی پای مستقر روی زمین مانند یک آونگ معکوس با طبیعتی نامتعادل می‌باشد که کنترل‌گر می‌باید آن را مطابق مسیر مرجع به حرکت درآورد. این در حالی است که در مرحله ی آونگی پای متحرک طبیعت ناپایدار ندارد و مانند یک بازوی ساده به جلو رانده می‌شود. دومین دلیلی که می‌توان اشاره کرد این است که پای تکیه‌گاهی در سمت مچ بدون کنترل (غیرفعال) است. به‌علاوه وقتی کف پا روی زمین قرار می‌گیرد و نیروهای واکنشی زمین را دریافت می‌کند که آنها تا اندازه‌ای ناهموار و اغتشاش‌گونه هستند، خود باعث سخت‌شدن ردگیری در مرحله تکیه‌گاهی می‌شود. یادآوری کنیم که مدلسازی تماس پا و زمین بر اساس مدل فنر و میراگر است. تلاش کنترلی یا همان گشتاورهای اعمالی بر مفاصل فعال در شکل‌های ۱۵ تا ۱۸ نشان داده شده است. بازه ی گشتاورها در مفاصل ران در حدود ۱۵۰- تا ۵۰+ نیوتن متر و در مفاصل زانو در حدود ۴۰- تا ۶۰+ نیوتن متر می‌باشند. البته در مورد مفاصل ران باید گفت که در بیشتر گستره ی حرکت بازه گشتاور در حدود ۵۰- تا ۵۰+ است و تنها در لحظه ی برخورد پاشنه یک پرش مقدار تا حدود ۱۵۰- نیوتن متر رخ می‌دهد. نسبت مقادیر گشتاورهای مفصلی و نیز الگوی منحنی گشتاور مفصل ران تاحد زیادی مطابق با داده‌های گزارش‌شده در شکل ۸-۹ در مرجع [۱۳] می‌باشد. نکته ی قابل ملاحظه ی دیگر ایجاد الگوهای تقریباً مشابه در نمودار گشتاور مفاصل پای چپ و راست است. به‌علاوه این الگوها در مراحل تکیه‌گاهی و مراحل آونگی مربوط به یک پا نیز مشابه هم هستند. این مسئله اولاً به دلیل متقارن بودن ربات و کاربر است و ثانیاً مبین وجود تناوب پایدار در اجرای قدم‌ها می‌باشد.

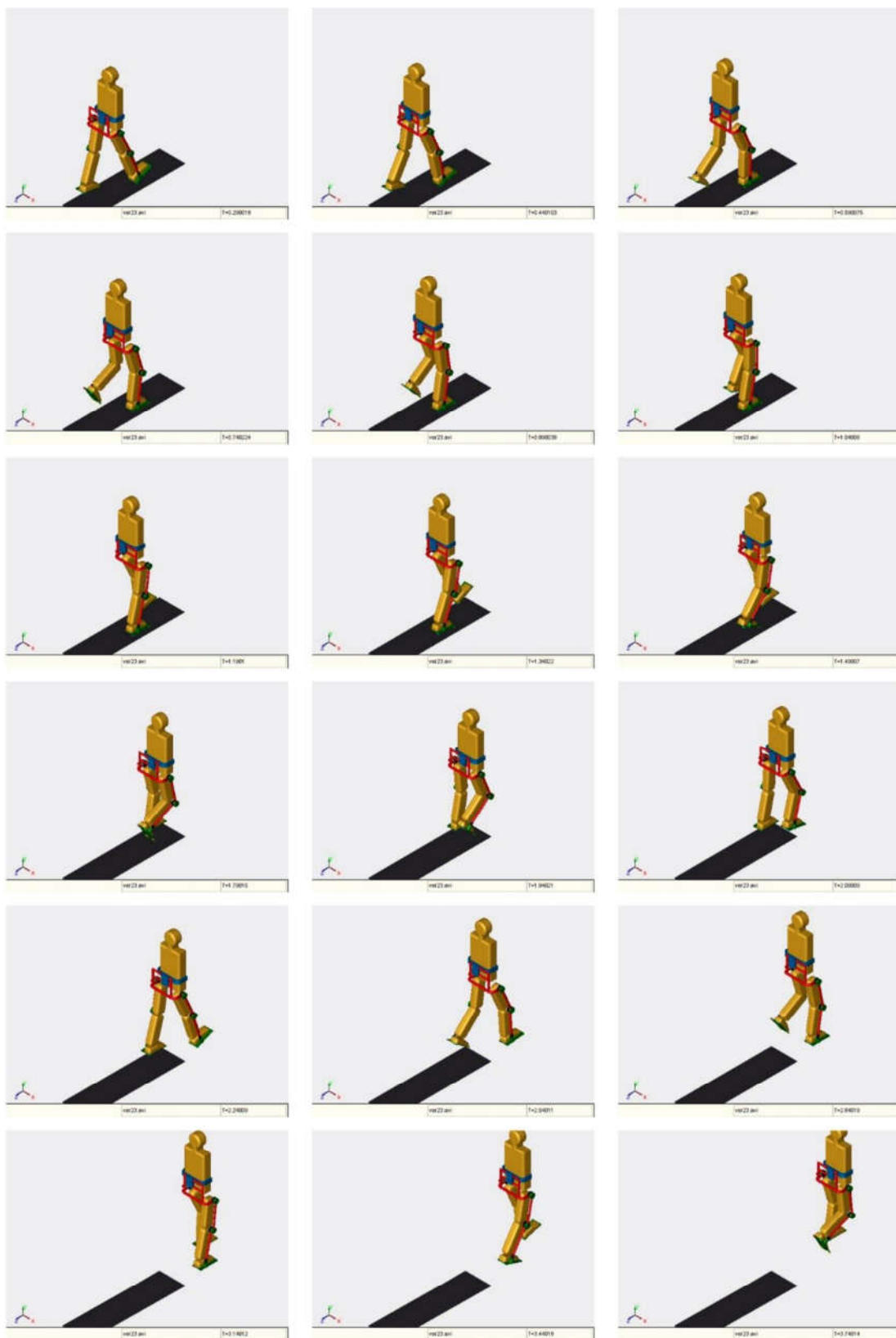
در شکل‌های ۲۴ و ۲۵ حرکت پستی نگهدارنده ی کمر به‌ترتیب وقتی پای راست تکیه‌گاه است و نیز وقتی پای چپ تکیه‌گاه است نمایش داده شده است. همان‌طور که ذکر شد این پستی متحرک، به منظور جابجایی مرکز جرم بدن روی پای تکیه‌گاهی تعبیه شده است تا به این ترتیب در ایجاد تعادل در راستای عرضی به کاربر کمک کند. مشاهده می‌شود در جایی که پای راست تکیه‌گاه است پستی به آن سمت یعنی به موقعیت ۵+ سانتیمتر حرکت کرده است. بالعکس هنگامی که پای چپ تکیه‌گاه است پستی به موقعیت ۵- سانتیمتر جابجا می‌شود. البته کنترل‌گر ساده تناسی برای این منظور استفاده شده که موجب اندکی فراجش در حرکت پستی گردیده است.

در شکل‌های ۲۱ و ۲۲ جابجایی نیروسنج‌های کف دو پا نسبت به چارچوب مختصاتی ثابت نشان داده شده است. از آنجا که مفاصل هر دو پا به‌صورت لولایی ثابت با محور عمود بر صفحه ی ساجیتال مدل شده است، لذا پاها هیچ جابجایی به سمت چپ و راست (عرضی) ندارند. لذا مشاهده می‌شود که مختصه ی x نیروسنج‌های جلو و عقب همیشه منطبق بر هم، و به‌طور کلی همه ی نیروسنج‌ها در راستای x بدون حرکت (ثابت) هستند. فاصله ی بین دو خط ثابت در مختصه ی x در واقع فاصله مرکز تا مرکز سلول‌های چپ و راست می‌باشد که برابر با ۱۱ سانتیمتر می‌باشد. با ملاحظه ی ۲ سانتیمتر حاشیه مرکز هر سلول تا لبه می‌توان عرض کف پا را برابر با مقدار صحیح آن یعنی ۱۵ سانتیمتر تأیید کرد. از طرف دیگر جابجایی پاها به جلو (در امتداد

محور z) که در مرحله ی آونگی اتفاق می‌افتد، موجب تغییر مختصه ی z سلول‌های نیروسنج می‌شود. از آنجا که پا در مرحله ی تکیه‌گاهی ثابت روی زمین قرار گرفته است، لذا در این مرحله تغییراتی در مختصه ی z سلول‌ها ایجاد نمی‌شود. به علاوه مختصه ی z سلول‌های چپ و راست بر هم منطبق است. فاصله ی دو خط موازی که در مرحله ی تکیه‌گاهی بین سلول‌های عقب و جلو ایجاد می‌شود فاصله ی مرکز تا مرکز آنها در راستای z را نشان می‌دهد که مقدار آن ۲۶ سانتیمتر است. با ملاحظه ۲ سانتیمتر حاشیه ی بین مرکز سلول تا لبه ی پا، طول کف هر پا برابر با ۳۰ سانتیمتر قابل محاسبه است. به علاوه از این نمودار می‌توان طول هر قدم را در حرکت محاسبه نمود. به این منظور کافی است فاصله ی سلول‌های جلویی یا عقبی را میان دو مرحله ی تکیه‌گاهی متوالی اندازه‌گیری نمود. روشن است که طول قدم‌های پای راست را از شکل ۲۱ و طول قدم‌های پای چپ را از شکل ۲۲ باید استخراج نمود.

در شکل ۲۳ به ترتیب مختصه‌های z و x از جابجایی مرکز فشار نسبت به دستگاه مختصات ثابت نشان داده شده است. روشن است که با برداشته شدن هر قدم مرکز فشار به جلو منتقل می‌شود و بنابراین مختصه ی z به طور یکنوا افزایش می‌یابد، مگر در مرحله دو تکیه‌گاهی که محل آن بین دو پا می‌افتد. مختصه ی x مرکز فشار تنها بین دو پا جابجا می‌شود، زیرا که مسیر حرکت مستقیم به جلو بوده و انحرافی به چپ یا راست صورت نمی‌گیرد. اما نکته ی سوال برانگیز آن است که چرا تغییرات مختصه ی x در بازه ی عرض کف پا ثابت مانده است و هیچ جابجایی در این بازه رخ نداده است؟ شاید دلیل این امر این باشد که همواره توزیع نیرو بین دو سلول نیروسنج چپ و راست در هر حالتی به طور مساوی صورت گرفته است که البته کمی ایده‌آل به‌نظر می‌رسد.

در نمودار سوم از شکل ۲۳ مختصات محلی نقطه ی مرکز فشار که نسبت به مرکز کف پا محاسبه شده، نشان داده شده است. این نمودار تنها مراحل تکیه‌گاهی هر پا را مورد توجه قرار می‌دهد و با ملاحظه ی آن می‌توان فهمید که در چه بازه‌هایی مرکز فشار به لبه‌های کف پا نزدیک شده یا روی آن قرار گرفته است. لازم به یادآوری است که مرکز فشار هیچ‌گاه از ناحیه ی تکیه‌گاهی خارج نمی‌شود و تا زمانی که درون آن باشد، در واقع معرف «نقطه ی گشتاور صفر» نیز هست. همچنین مشاهده می‌شود که الگوی جابجایی مرکز فشار در چهار قدم متوالی (راست، چپ، راست، چپ) تقریباً مشابه است و نشان می‌دهد که قدم‌ها به‌صورت متناوب و پایدار تکرار می‌شوند. نکته ی دیگر، بازه‌های زمانی است که مرکز فشار روی لبه‌های پا (پاشنه یا پنجه) قرار می‌گیرد. مطابق انتظار، این موارد به‌ترتیب در همسایگی لحظات «برخورد پاشنه» و «جدایش پنجه» رخ می‌دهند. علاوه بر این، در نمودار بازه ی زمانی کوتاهی پس از برخورد پاشنه دیده می‌شود که در آن مرکز فشار به لبه ی جلویی پا (پنجه) رفته و سریعاً بازمی‌گردد؛ این بازه مربوط به زمانی است که تماس پا با زمین کامل می‌شود و تنه آماده ی جابجایی به جلوی پای تکیه‌گاهی است. نکته ی مهم دیگر بازه ی نسبتاً طولانی انتهای هر قدم است که در آن مرکز فشار روی لبه ی جلویی پا (پنجه) قرار دارد. این الگو منطبق بر راه‌رفتن طبیعی انسان سالم یا «راه‌رفتن دینامیکی» است؛ یعنی در انتهای قدم تعادل استاتیکی از بین می‌رود و فرود پای آونگی مقابل از واژگونی بدن جلوگیری کرده و با میرایی انرژی جنبشی همراه است، سپس در قدم بعدی با تزریق انرژی توسط محرکه‌ها، چرخه ادامه می‌یابد.



شکل ۲۶- تصاویر برچسبی از حرکت شبیه‌سازی‌شده‌ی ربات اسکلت‌خارجی همراه با شخص فلج. حرکت با ضربه پاشنه‌ی پای راست و ورود آن به فاز تکیه‌گاهی آغاز شده و در ادامه با حرکت آونگی پای چپ و فرود آن روی زمین اولین قدم برداشته می‌شود.

۵- نتیجه‌گیری

در این مقاله به شبیه‌سازی راه‌رفتن فرد فلج با ربات اسکلت‌خارجی پرداختیم. نتایج این شبیه‌سازی از چندین منظر مورد تأیید قرار گرفت. یکم، مسیرهای مفصلی مرجع با کیفیت قابل قبول مطابق با الگوی طبیعی ردگیری شدند، دوم، الگوی M-شکل نیروی واکنش زمین مطابق انتظار ظاهر شد. سوم، بازه و شکل کلی گشتاورهای مفصلی مطابق با گزارش‌های ارائه‌شده از راه‌رفتن طبیعی انسان در مراجع معتبر بود. چهارم، نقطه‌ی مرکز فشار همواره در محدوده‌ی چندضلعی تکیه‌گاهی باقی می‌ماند و تنها در زمان ورود به ویا خروج از مرحله‌ی تکیه‌گاهی به مرزها می‌رسید. پنجم، تمامی الگوهای ایجادشده پایدار بودند و در قدم‌های متوالی به‌طور متناوب ظاهر می‌شدند. براین‌اساس اعتبار این مدل یکپارچه مورد تأیید قرار گرفت.

۶- مراجع

- [۱۳] اوچیدا، توماس، و دلپ، اسکات. بیومکانیک حرکت: علم ورزش، رباتیک و توانبخشی، ترجمه سیدمحمدرضا سیدنورانی، انتشارات دانشگاه تبریز، تبریز، چاپ دوم، ۱۴۰۳.
- [۱۴] حسن زاده خانمیری، شقایق و سیدنورانی، سید محمدرضا. استفاده از رابط برنامه نویسی آپن سیم و متلب در انجام شبیه سازی های اسکلتی - عضلانی به منظور کنترل یک ربات اسکلت خارجی کمک حرکتی در خم و بازکردن آرنج. نشریه‌ی علمی مهندسی پزشکی زیستی، ۱۴۰۳، ۱۸(۳)، ۲۳۳-۲۴۴. doi: 10.22041/ijbme.2025.2048707.1942.
- [۱۵] سیدنورانی، سید محمدرضا، پورافشار، مه‌ری و عابدی‌پور، ندا. تخمین نیروی عضلات خم‌کننده و بازکننده‌ی زانو بر اساس سیگنال الکترومایوگرافی و شبیه‌سازی دینامیک مستقیم به کمک نرم‌افزار این‌سیم. نشریه‌ی علمی مهندسی پزشکی زیستی، ۱۴۰۳، ۱۷(۳)، ۲۶۳-۲۷۱. doi: 10.22041/ijbme.2024.2026313.1896
- [16] Jatsun S, Yatsun A, Fedorov A. Saveleva, E. Simulation of static walking in an exoskeleton. *Electromechanics and Robotics: Proceedings of 16th International Conference on Electromechanics and Robotics. Zavalishin's Readings, St. Petersburg, Russia, 14-17 April 2021*. Springer Singapore, 2022.
- [17] Ganesan V. Gu EY. Design of Exoskeleton for Paraplegics Walking-Humanoid Robotics Approach. 2019 7th International Conference on Control, Mechatronics and Automation (ICCA). IEEE, 2019.
- [18] Li Z, Zhao K, Zhang L, Wu X, Zhang T, Li Q, Li, X Su, CY. Human-in-the-loop control of a wearable lower limb exoskeleton for stable dynamic walking. *IEEE/ASME transactions on mechatronics* 26.5, 2020: 2700-2711.
- [19] Zhou X. Predictive human-in-the-loop simulations for assistive exoskeletons. *International Design Engineering Technical Conferences and Computers and Information in Engineering Conference*. Vol. 83983. American Society of Mechanical Engineers, 2020.
- [20] Ren B, Liu J. Chen J. Simulating human-machine coupled model for gait trajectory optimization of the lower limb exoskeleton system based on genetic algorithm. *International Journal of Advanced Robotic Systems* 17.1 2020: 1729881419893493.
- [21] Jatsun S, Malchikov A, Yatsun A, Khalil AM. Leon, ASM. Simulation of a walking robot-exoskeleton movement on a movable base. *Journal of Artificial Intelligence and Technology* 1.4; 2021: 207-213.
- [22] Zhou X. Chen X. Design and evaluation of torque compensation controllers for a lower extremity exoskeleton. *Journal of Biomechanical Engineering* 143.1 2021: 011007.
- [23] Winter DA. Biomechanics and motor control of human movement. 4th ed. Hoboken (NJ): John Wiley & Sons; 2009.
- [1] Tan K, Koyama S, Sakurai H, Teranishi T, Kanada Y. Tanabe S. Wearable robotic exoskeleton for gait reconstruction in patients with spinal cord injury: A literature review. *Journal of orthopaedic translation* 28, 2021: 55-64.
- [2] Manns PJ, Hurd C. Yang JF. Perspectives of people with spinal cord injury learning to walk using a powered exoskeleton. *Journal of neuroengineering and rehabilitation* 16, 2019: 1-10.
- [3] Masengo G., Zhang X., Dong R., Alhassan AB., Hamza K. Mudaheranwa, E. Lower limb exoskeleton robot and its cooperative control: A review, trends, and challenges for future research. *Frontiers in Neurorobotics* 16, 2023: 913748.
- [4] Kazerooni H. Steger R. The Berkeley lower extremity exoskeleton. 2006: 14-25.
- [5] Zoss AB, Kazerooni H. Chu A. Biomechanical design of the Berkeley lower extremity exoskeleton (BLEEX) *IEEE/ASME Transactions on mechatronics* 11.2 2006: 128-138.
- [6] Yang M, Wang X, Zhu Z, Xi R. Wu Q. Development and control of a robotic lower limb exoskeleton for paraplegic patients. *Proceedings of the Institution of Mechanical Engineers, Part C: Journal of Mechanical Engineering Science* 233.3, 2019: 1087-1098.
- [7] Hasan SK. Dhingra AK. Biomechanical design and control of an eight DOF human lower extremity rehabilitation exoskeleton robot. *Results in Control and Optimization* 7 2022: 100107.
- [8] Goo A., Laubscher CA, Farris RJ. Sawicki JT. Design and evaluation of a pediatric lower-limb exoskeleton joint actuator. *Actuators*. Vol. 9. No. 4. MDPI, 2020.
- [9] Esmacili B, Beyramzad J, Seyyedrasuli M, Noorani MRS, Ghanbari A. Using fuzzy neural network sliding mode control for human-exoskeleton interaction forces minimization. *2018 IEEE international conference on mechatronics and automation (ICMA)*. IEEE, 2018.
- [10] Kharatian S, Sayyed Nooran M-R., Dadashzadeh B. Minimizing Human-Exoskeleton Interaction Force through PILCO: A Probabilistic Learning Control Approach. *2023 11th international conference on robotics and mechatronics (ICROM)*. IEEE, 2023.
- [11] Yan Y., Chen Z, Huang C, Chen L. Guo Q. Human-exoskeleton coupling dynamics in the swing of lower limb. *Applied Mathematical Modelling* 104, 2022: 439-454.
- [۱۲] سیدنورانی، سیدمحمدرضا، بیرامزاد، جلیل. استفاده از کنترل مود لغزشی تطبیقی در راندن یک اگزواسکلتون افزایشدهی قدرت بر مبنای کمینه‌سازی نیروهای تعاملی بین انسان و ربات. مهندسی مکانیک دانشگاه تبریز، ۱۵۲(۱)، ۱۴۰۱، ۱۸۷-۱۹۶. doi: 10.22034/jmeut.2021.45896.2894