

طراحی و ساخت ربات توان بخشی پای بیماران، با قابلیت کنترل مشارکتی

علی اکبر میرزایی صبا (کارشناس ارشد)

مجید محمدی مقدم* (دانشیار)

دانشکده فنی و مهندسی، دانشگاه تربیت مدرس

مهندسی مکانیک شریف، (پاییز ۱۳۹۳)
دربی ۲ - ۳، شماری ۲/۱، ص. ۱۱۷-۱۲۶، (پادداشت فنی)

توان بخشی پا روی تردمیل با استفاده از نگاه دارنده وزنی بدن، روشی است که برای مقابله با آسیب های عصبی مانند صدمه به نخاع توصیه شده است. در نوشتار حاضر، به منظور خودکارسازی این روش ربات جدیدی ارائه شده که در آن با در نظر گرفتن معیارهایی چون ایمنی پایین اجزای ربات، برگشت پذیری، امکان بازخورد نیرو،... و نیز اعمال روش های کنترلی امکان مشارکت بیمار در توان بخشی فراهم می شود. برای کنترل مشارکتی از روش کنترل امپدانس استفاده شده است و برای تأمین برگشت پذیری و بازخورد نیرو، عملگرهای سری الاستیک در ساختار ربات به کار رفته است. همچنین ربات با ایمنی بالا و درجات آزادی مطابق با راه رفتن انسان طراحی شده است. الگوریتم راه رفتن ابتدا روی یک پای مصنوعی و سپس روی یک انسان سالم آزمون شده است. این آزمون ها نشان می دهد که ربات برای اعمال الگوریتم راه رفتن و فراهم آوردن مشارکت بیمار از توانایی کافی برخوردار است.

واژگان کلیدی: توان بخشی، آموزش روی تردمیل، اسکلت خارجی، ایمنی، برگشت پذیری.

alisaba66@gmail.com
m.moghadam@modares.ac.ir

۱. مقدمه

پی داشته است.^[۱،۲] در ربات پوگوا از عملگرهای نیوماتیکی استفاده شده است. با توجه به رفتار غیرخطی این عملگرها کنترل آن ها با مشکلات زیادی همراه است. در این نوشتار ربات جدیدی برای توان بخشی پا معرفی می شود. در طرح ارائه شده، برای کمینه سازی ایمنی ربات تلاش شده است. برای این منظور موتورهای محرک اصلی به پایه ی ربات منتقل شده اند. همچنین بازوهای ربات با کم ترین ایمنی طراحی شده اند. برای این که بیمار بتواند حین تمرین توان بخشی، همانند انسان سالم از خود حرکت طبیعی نشان دهد، برای هر پا سه درجه آزادی و برای بالاتنه دو درجه آزادی در نظر گرفته شده است. در نتیجه ربات در مجموع هشت درجه آزادی دارد. به منظور فراهم آوردن کنترل نیرو و برگشت پذیری^۵ برای ربات، در طراحی آن از عملگرهای جدیدی با عنوان عملگر سری الاستیک^۶ استفاده شده است. معیارهای طراحی ربات، نحوه ی تحقق معیارها، و نتایج حاصل از طراحی در این نوشتار ارائه شده است.

در دهه های اخیر استفاده از ربات ها در توان بخشی پا، به منظور انجام خودکار تمرین های توان بخشی بیماران، مورد توجه قرار گرفته است. این ربات ها می توانند جایگزین آموزش توسط فیزیوتراپ باشند و کاربردشان در مواردی مناسب است که انجام تمرینات فیزیوتراپی با زحمت زیادی همراه باشد. در این گونه موارد، استفاده از این ربات ها علاوه بر کاهش تنش وارده به درمان گران، طول مدت تمرین را افزایش می دهد.^[۱]

در سال های اخیر ربات های مختلفی برای توان بخشی پا طراحی شده است؛ ربات لوکومات^۱، لوپز^۲، الکس^۳ و ربات با عملگرهای نیوماتیکی معروف به پوگوا^۴ از آن جمله اند. از بین ربات های ذکر شده تنها ربات لوکومات به مرحله ی تجاری رسیده است. هر کدام از ربات های ارائه شده با مشکلاتی مواجه است که عملکرد آن را نامطلوب می سازد. برای مثال، ربات لوکومات دارای درجه آزادی محدودی است که امکان راه رفتن طبیعی را فراهم نمی کند. برخی آزمایش های این ربات نشان می دهد کافی نبودن درجات آزادی باعث تحریک غیرطبیعی ماهیچه ها شده، و برای بهبود عملکرد آن افزایش درجات آزادی ربات پیشنهاد شده است.^[۶] همچنین مکانیزم آن دارای ایمنی بالایی است که کنترل مناسب نیرویی را غیرممکن می سازد.^[۷] این مشکل در ربات الکس نیز مطرح است؛ در ربات لوپز نیز استفاده از کابل مشکلاتی از قبیل اصطکاک کابل و لغزش کابل در گشتاورهای بالا را در

۲. طراحی ربات

۲.۱. معیارهای طراحی

با مرور کارهای انجام شده در زمینه ی ربات های توان بخشی پا مهم ترین معیارهای طراحی را می توان چنین خلاصه کرد:^[۱،۳]

* نویسنده مسئول

تاریخ: دریافت ۱۳۹۱/۵/۱، اصلاحیه ۱۳۹۲/۲/۲۱، پذیرش ۱۳۹۲/۳/۶.

که موضوع چندان مطلوبی نیست. البته با طراحی دقیق می توان میزان اینرسی و اصطکاک واسط را تا حد زیادی کاهش داد. بنابراین ربات باید دارای اینرسی پایین و برگشت پذیری بالایی باشد.^[۱۲]

نکته‌ی که در اینجا باید به آن اشاره شود این است که با استراتژی‌های کنترلی می توان اصطکاک و اینرسی را کاهش داد ولی به دلیل مشکلات پایداری این روش‌ها نمی‌توانند اینرسی را کاملاً خنثی کنند.^[۱۳] بنابراین کاهش نیروهای مقاوم در ساختار ربات به همراه اعمال روش‌های کنترلی، کمک زیادی به اعمال کنترل مطلوب می‌کند.

۳.۲. طرح پیاده‌شده‌ی ربات

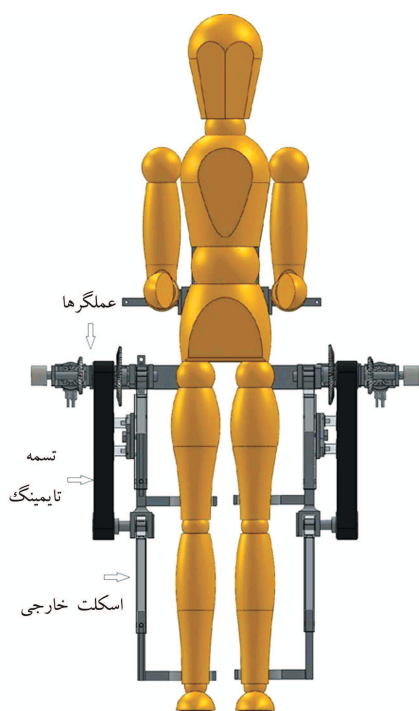
۱.۳.۲. مبنای طراحی ربات

مبنای طراحی ربات، روش درمانی آموزش روی تردمیل به کمک نگاه‌دارنده‌ی وزن بدن^۷ است. برای این کار با استفاده از یک سیستم نگاه‌دارنده، بخشی از وزن بدن خنثی می‌شود و سپس بیمار روی تردمیل قرار می‌گیرد. برای انجام تمرین توان بخشی، الگوریتم راه رفتن از طریق درمان‌گر به پا اعمال می‌شود. در روش رباتیک، این کار به کمک یک اسکلت خارجی که به پای بیمار متصل شده، انجام می‌شود (شکل ۲).

۲.۳.۲. درجات آزادی

درجات آزادی انتخاب شده مبتنی بر سینماتیک راه رفتن انسان سالم بوده است، ولی تمام درجات آزادی انسان در مکانیزم ربات اعمال نشده است؛ زیرا: اولاً بعضی از این درجات آزادی موقع حرکت تغییرات کمی دارند. ثانیاً پیاده‌سازی ربات با کم‌ترین درجات آزادی ممکن، طوری که آزادی عمل بیمار مختل نشود، کنترل ربات را نیز آسان‌تر می‌سازد. پس از بررسی سایر ربات‌ها و نتایج حاصل از عملکرد آن‌ها، سه درجه آزادی برای پا و دو درجه آزادی برای بالاتنه انتخاب شده است.

محورها و صفحات مرجع در شکل ۳ نشان داده شده است. در طراحی ربات، دو درجه آزادی فعال برای مفاصل زانو و ران (یکی برای مفصل زانو و یکی برای



شکل ۲. مدل کامل نرم‌افزاری ربات.

۱. بیمار باید بتواند در طول تمرین مشارکت فعال داشته باشد. آموزش‌های غیرفعال تأثیر تمرین‌های توان بخشی را کم‌تر خواهد کرد.

۲. در طول تمرین توان بخشی باید امکان حرکت طبیعی انسان سالم برای بیمار فراهم شود.

برای فراهم آوردن امکان مشارکت بیمار، باید ربات به گونه‌ی طراحی شود که بتوان روش‌های کنترل نیرو را پیاده‌سازی کرد. برای این منظور باید اثرات وزن، اصطکاک و اینرسی در طراحی ربات کمیته شود.^[۱۱، ۱۲] نکته‌ی قابل توجه این است که باید هم از عملگرهای برگشت پذیر استفاده کرد و هم اجزای ربات تا حد ممکن سبک و بدون اصطکاک باشند؛ این امر خود محدودیت‌هایی برای طراحی و انتخاب عملگر ایجاد می‌کند.

از طرف دیگر برای این که امکان حرکت طبیعی برای بیمار فراهم شود باید ربات درجات آزادی کافی را داشته باشد. این درجات آزادی، از مطالعه‌ی سینماتیک راه رفتن انسان سالم به دست می‌آید. در تمام مراحل طراحی باید توجه داشت که ربات، به دلیل ارتباط مستقیم با بیمار، باید از ایمنی بالایی برخوردار باشد تا به وی آسیب نزنند.

مورد دیگری که باید به آن توجه شود قابلیت کاربرد ربات برای افراد با طول قد مختلف است؛ از این رو لازم است طول اجرا قابل تغییر باشد.

۲.۲. کنترل مشارکتی در ربات‌های توان بخشی

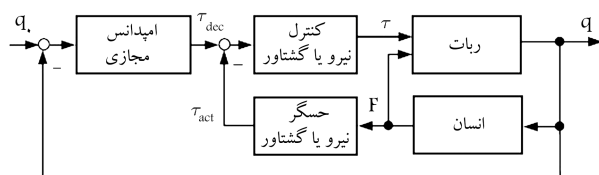
با توجه به طراحی ربات با هدف کنترل مشارکتی، لازم است الزامات این کنترل در طراحی مد نظر قرار گیرد. روشی که برای فراهم آوردن امکان کنترل مشارکتی در بیشتر ربات‌های توان بخشی مد نظر بوده، روش کنترل امیدانس است. در این بخش به اختصار این کنترل‌کننده و نحوه‌ی به کارگیری آن تشریح شده است.

در روش کنترل امیدانس با توجه به الگوریتم کلی (شکل ۱)، جابه‌جایی به عنوان ورودی از طرف کاربر به ربات اعمال، و در نهایت نیرو به عنوان خروجی توسط ربات به کاربر منتقل می‌شود. بنابراین در این روش جابه‌جایی به عنوان ورودی و نیرو به عنوان خروجی سیستم لحاظ شده است. به هر مفصل گشتاور قابل تنظیمی وارد می‌شود تا پای بیمار را در بازه‌ی مشخص حول مسیری از پیش تعیین شده نگه دارد. این گشتاور می‌تواند تابعی از موقعیت زاویه‌ی یا مشتقات آن باشد.^[۱۴]

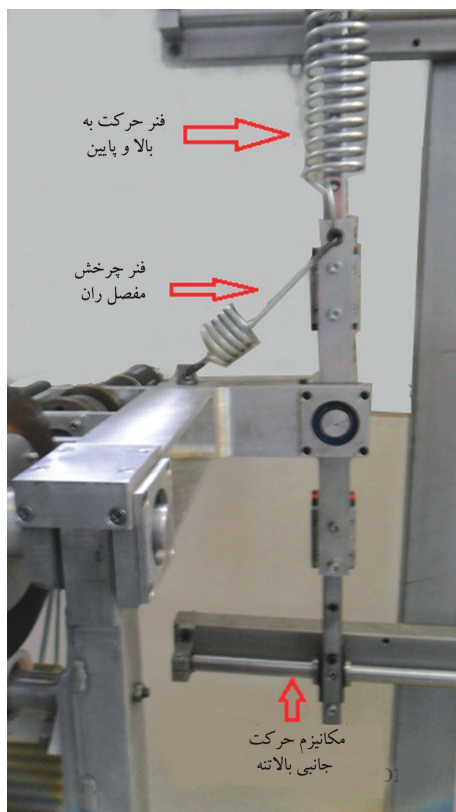
$$\tau = K\Delta q + B\Delta \dot{q} \quad (۱)$$

در واقع می‌توان یک فنر و دمپر مجازی حول مسیر مطلوب فرض کرد، طوری که با افزایش ضرایب امیدانسی (B, K)، حرکت به مسیر مطلوب نزدیک، و با کاهش این ضرایب اجزای انحراف از مسیر به کاربر داده شود. به این ترتیب امکان مشارکت بیمار در توان بخشی فراهم می‌شود. هرچه بهره‌ها کم تر انتخاب شوند، نیروهای کنترلی کم‌تر و امکان مشارکت بیمار بیشتر خواهد بود.

با توجه به این که در این روش «جابه‌جایی» به عنوان ورودی از طرف کاربر به ربات اعمال می‌شود، کاربر ضرورتاً جرم و اصطکاک ربات را حس خواهد کرد



شکل ۱. ساختار کنترل امیدانسی استفاده شده در ربات‌های توان بخشی.



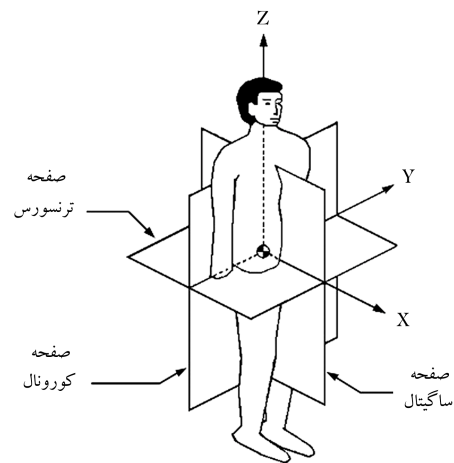
شکل ۵. درجات آزادی بالاتنه و فنرهای خنثی کننده.

جدول ۱. مشخصات درجات آزادی غیرفعال.

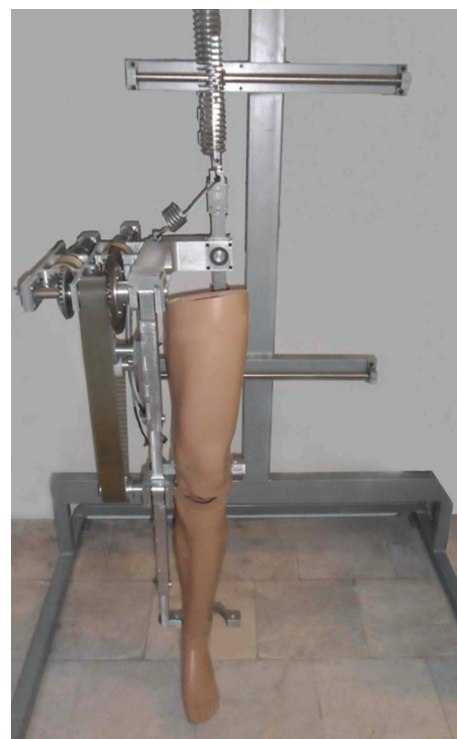
درجه آزادی	محدوده حرکت	ثابت فنر (N/m)
دوران مفصل ران حول محور x	$-10^{\circ}/+10^{\circ}$ (deg)	۷۵۰۰
حرکت جانبی بالاتنه	$-10^{\circ}/+10^{\circ}$ (cm)	-
حرکت بالاتنه به بالا و پایین	$-10^{\circ}/+10^{\circ}$ (cm)	۶۰۰

جدول ۲. مشخصات درجات آزادی فعال.

درجه آزادی	محدوده حرکت (deg)	گشتاور بیشینه (N.m)	سرعت بیشینه عملگر (rad/s)
مفصل ران	$-30^{\circ}/+60^{\circ}$	۵۰	۳
مفصل زانو	$0^{\circ}/+90^{\circ}$	۳۰	۵٫۵



شکل ۳. صفحات مرجع بدن انسان. [۱۴]



شکل ۴. مکانیزم ساخته شده ربات برای بالاتنه و پای راست.

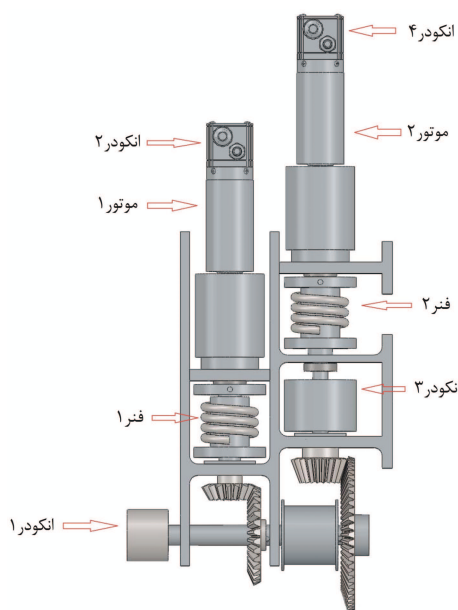
در تحقق درجات آزادی بالاتنه، وزن و اصطکاک کمینه مد نظر بوده است. برای این منظور از چند راهنمای خطی^{۱۱} استفاده شده است. در شکل ۵، درجات آزادی بالاتنه به همراه فنرهای خنثی کننده نشان داده شده است. محدوده حرکت درجات آزادی بالاتنه در جدول ۱ نشان داده شده است.

درجات آزادی مفاصل زانو و ران حول محور y دارای عملگر هستند. برای کنترل این درجات آزادی از موتورهای الکتریکی Maxon/EC۴۵/brushless/۲۵۰ watt استفاده شده است. مجموعه موتور و گیربکس طوری انتخاب شده که علاوه بر تأمین گشتاورهای لازم، سرعت دورانی مناسب برای مفاصل را نیز تأمین می کند. محدوده مناسب برای سرعت و جابه جایی در منابع ثبت شده است. [۱۴۳]

در جدول ۲ نیز مشخصات درجات آزادی فعال بیان شده است. برای اطمینان از دستیابی به مشخصات ذکر شده، آزمون های لازم انجام گرفته است. برای این کار

مفصل ران) در نظر گرفته شده که چرخش حول محور y در صفحه ساگیتال^۸ است. همچنین مفصل ران یک درجه غیرفعال در صفحه کورونال^۹ حول محور x دارد که با فنر نگه داشته شده است. بالاتنه نیز امکان جابه جایی به بالا و پایین در صفحه کورونال را دارد که با فنر کنترل می شود. آخرین درجه آزادی حرکت بالاتنه به چپ و راست در صفحه ترنسورس^{۱۰} است که بدون عملگر است. برای این که بیمار داخل ربات حرکت طبیعی داشته باشد، درجات آزادی ذکر شده ضروری است.

مکانیزم ساخته شده ربات به همراه یک پای مصنوعی در شکل ۴ نشان داده شده است. از این مدل برای آزمون های اولیه ربات استفاده شده است. در مرحله اول این پروژه، مکانیزم برای پای راست ساخته شده است. بدیهی است که همین مکانیزم می تواند برای پای چپ نیز پیاده سازی شود.



شکل ۶. اجزای مختلف عملگرهای سری الاستیک ربات.

نیز این سیستم نسبت به وقتی که از یک سنسور نیرو استفاده می‌شود، پایدارتر است.^[۱۶]

۶.۳.۲. کاهش اینرسی اجزای متحرک ربات

چنان که در بخش کنترل مشارکتی اشاره شد، لازم است ربات با کم‌ترین اینرسی طراحی شود. برای کاهش اینرسی اجزای متحرک، عملگر مفصل زانو با استفاده از یک تسمه تایم^{۱۳} و پولی به پایه‌ی ربات منتقل شده است تا اینرسی اجرا کمینه شود (شکل ۴). با این کار هم اینرسی کاهش یافته و هم مشکلات به‌کارگیری کابل در ربات لویز، مانند اصطکاک و لغزش، برطرف شده است. از آلومینیوم آلایازی AL6061T4 نیز برای طراحی اجرا استفاده شده است تا مقاومت بالا و اینرسی پایینی داشته باشند.

۷.۳.۲. تنظیم طول اجزا برای طول قد مختلف کاربر

برای این که ربات برای افراد مختلف قابل تنظیم باشد، بازوها به‌صورت کشویی طراحی شده‌اند تا طول آن‌ها قابل تغییر باشد. درمورد بازوی ران، چون از تسمه استفاده شده، با یک مکانیزم تنظیم کننده‌ی طول تسمه، طول تسمه نیز متناسب با طول بازو تنظیم می‌شود.^[۱۷]

۳. شبیه‌سازی در نرم‌افزار ADAMS

۱.۳. روند شبیه‌سازی

در این بخش شبیه‌سازی با استفاده از نرم‌افزار ADAMS و به دو منظور انجام گرفته است: ۱. تعیین نیروهای وارده بر ربات؛ این نیروها مبنای طراحی اجزای ربات قرار گرفته است. ۲. کاربرد این شبیه‌سازی برای بررسی رفتار فنرها. ورودی‌های در این مسئله عبارت‌اند از:

۱. نمودار تغییر زوایای مفاصل زانو و ران برحسب زمان؛

۲. نیروهای وارده از طرف کاربر برحسب زمان.

خروجی مورد نظر، نیرویی است که در نهایت برای دست‌یابی به زوایای تعریف شده باید به مفاصل اعمال شود. همچنین نیروهای وارده به اجزای بالاته‌ی ربات

در حالتی که مکانیزم قفل شده است، به‌طور جداگانه به مفاصل بار اعمال شده و گشتاور وارده اندازه‌گیری شده است. این آزمون مخصوصاً برای مفصل زانو که از تسمه و پولی استفاده شده، لازم بود تا از طراحی مناسب آن اطمینان حاصل شود.

۳.۳.۲. طراحی فنرها

فنرها طوری طراحی شده‌اند که نیروی وزن اجزای ربات را خنثی کنند تا به کاربر منتقل نشود. همچنین سعی شده ثابت فنرها طوری انتخاب شود که در حین حرکت نیروی ناچیزی به کاربر وارد کنند. به این منظور، ابتدا براساس وزن سازه ربات، نیروی فنرها حساب شده است. سپس تغییر طول اولیه‌ی معقولی برای فنرها در نظر گرفته شده است تا فنر پس از این تغییر طول، وزن را خنثی کرده و در حالت تعادل قرار گیرد. با داشتن نیرو و تغییر طول ناشی از آن ثابت فنر حساب شده است.

در انتخاب میزان تغییر طول اولیه باید توجه داشت که هرچه این تغییر طول بیشتر لحاظ شود به ثابت کم‌تری خواهیم رسید و نیروی وارد بر بیمار در حین حرکت نیز کم‌تر خواهد بود. ولی زیاد بودن این تغییر طول باعث افزایش بیش از اندازه‌ی طول سازه خواهد شد. در نتیجه پس از سعی و خطا، مقادیر بهینه‌ی برای ثابت فنرها انتخاب شده تا هم نیروی وارد بر بیمار در حد معقول و قابل تحمل باشد، و هم طول سازه بیش از اندازه زیاد نشود.

ثابت فنرها در جدول ۱ نشان داده شده است. برای فنر مفصل ران باید توجه داشت که با یک بازوی گشتاور، نیروی فنر به یک گشتاور حول محور دوران تبدیل می‌شود. در نتیجه با توجه به محل اتصال فنر، ثابت دورانی فنر برابر $1/625 \text{ (Nm/deg)}$ خواهد بود. یادآور می‌شود محدوده‌های حرکتی ذکر شده در جدول ۲، تغییر طول اجزای ربات برای تطبیق با اجزای بدن افراد مختلف را نیز شامل می‌شود و حرکت این درجات آزادی در حین حرکت، کم‌تر از مقادیر ذکر شده در جدول است. پس از لحاظ کردن موارد فوق، رفتار فنرها از نظر فرکانسی نیز مورد تحلیل قرار گرفته که در بخش بعدی ارائه می‌شود.

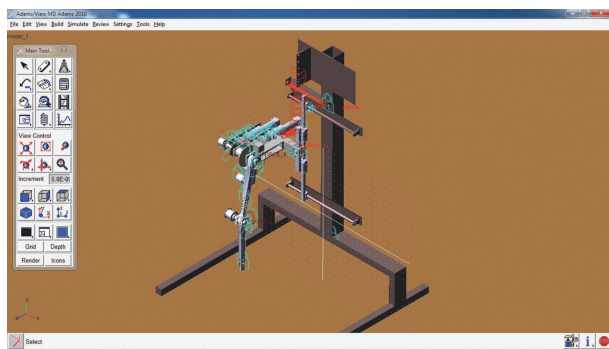
۴.۳.۲. تأمین ایمنی ربات

با توجه به این که ربات با انسان در ارتباط مستقیم است، ایمنی از اهمیت بالایی برخوردار است. برای تأمین ایمنی ربات دو راهکار در نظر گرفته شده است: ۱. قرار دادن قفل‌های مکانیکی در انتهای بازه حرکتی هر درجه آزادی؛ این قفل‌ها توانایی تحمل نیروهای اعمالی ممکن را دارند. ۲. قراردادن کلید اضطراری برای خاموش کردن ربات در مواقع لازم.

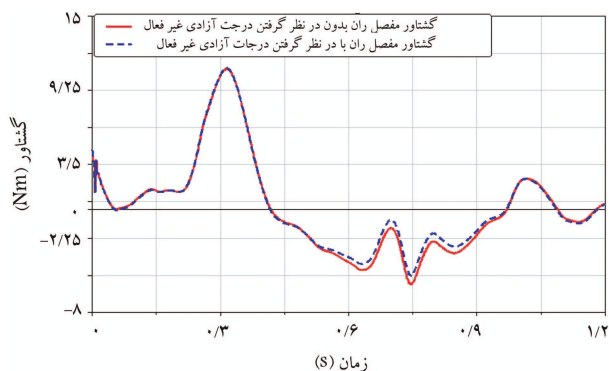
۵.۳.۲. تأمین برگشت پذیری و بازخورد نیرو

برای تحقق برگشت‌پذیری عملگر و اعمال کنترل نیرو، کاربرد عملگرهای سری الاستیک مورد توجه قرار گرفته است. برای این منظور یک المان کشسان بین موتور و بازوی ربات قرار داده شده است. با استفاده از فیدبک نیرویی در این عملگر، برگشت‌پذیری مجموعه‌ی موتور و انتقال قدرت افزایش قابل ملاحظه‌ی داشته است. علاوه بر این، از فیدبک نیرویی در این عملگر می‌توان برای کنترل نیرو استفاده کرد. به این صورت که با استفاده از قانون هوک می‌توان جابه‌جایی فنر را به نیرو تبدیل کرد. جزئیات طراحی این عملگر و نتایج حاصل از آن، در منابع ارائه شده است.^[۱۵] مدل این عملگرها که در ربات استفاده شده در شکل ۶ نشان داده شده است.

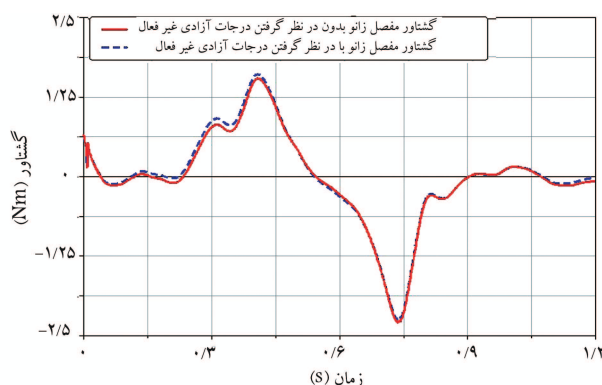
استفاده از این عملگرها مزیت‌های مختلفی دارد: برگشت‌پذیر بودن، صحت اعمال نیروی بالا^{۱۲} و مقاومت در برابر ضربه از جمله‌ی این مزیت‌هاست. علت این امر عدم انتقال اینرسی و اصطکاک عملگر به کاربر از یک سو، و منتقل نشدن مستقیم حرکت و ضربات از سوی کاربر به موتور از سوی دیگر است. از نظر کنترلی



شکل ۸. مدل ربات در محیط ADAMS.



شکل ۹. تفاوت گشتاورها در دوحالت: بالاتنه‌ی متحرک، و بالاتنه‌ی ثابت برای مفصل ران.



شکل ۱۰. تفاوت گشتاورها در دوحالت: بالاتنه‌ی متحرک و بالاتنه‌ی ثابت برای مفصل زانو.

۲.۳. نتایج حاصل از شبیه‌سازی

نتایج حاصل از شبیه‌سازی برای مفصل زانو و ران در شکل‌های ۹ و ۱۰ نشان داده شده است. در این نمودارها، فقط نیروی لازم برای حرکت ربات حساب شده است. برای محاسبه‌ی نیروی لازم برای طراحی اجزای ربات، باید نیروی وارد از طرف کاربر را (شکل ۷)، به مقادیر این نمودارها اضافه کرد. دیگر کاربرد این شبیه‌سازی، بررسی تأثیرات دینامیکی درجات غیر فعال بر مفصل زانو و ران است (شکل‌های ۹ و ۱۰). از این نمودارها می‌توان نتیجه گرفت که برای به دست آوردن معادلات حرکت، می‌توان از حرکت سایر درجات آزادی صرف نظر کرد، چرا که با توجه به این نمودارها، خطای کمی خواهیم داشت.

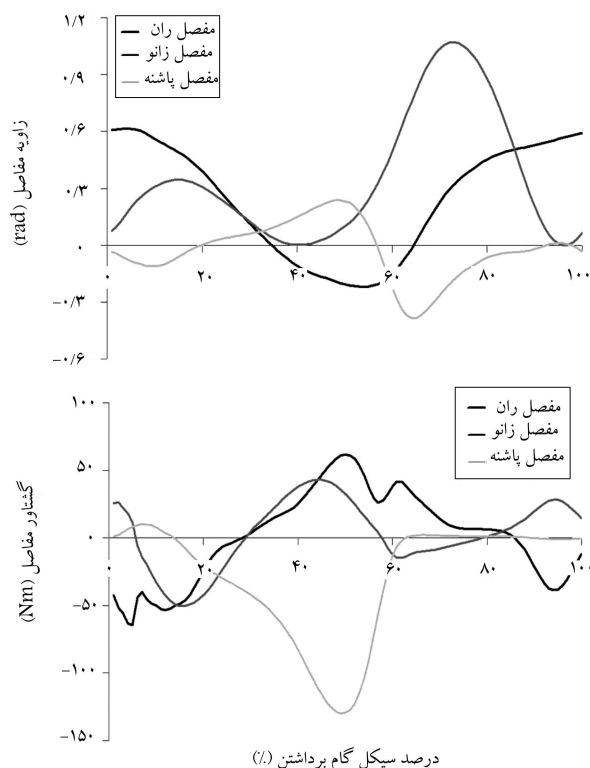
حال به بررسی رفتار فنرها می‌پردازیم. در مورد حرکت به بالا و پایین باید توجه

و بدنه‌ی اصلی، خروجی‌های دیگری است که برای طراحی اجزای ربات مورد نظر بوده است.

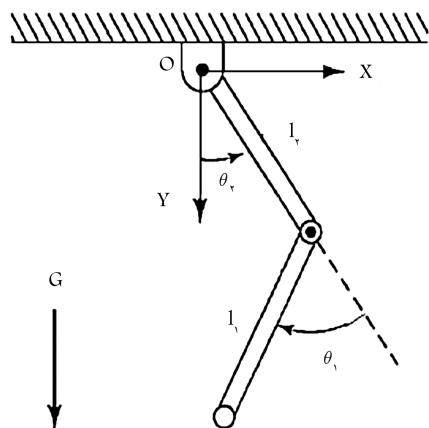
نمودارهای زوایا، سرعت‌های زاویه‌یی و شتاب‌های زاویه‌یی برحسب زمان برای راه رفتن طبیعی انسان و همچنین گشتاور مفاصل در حین راه رفتن در منابع مختلف موجود است (شکل ۷). با توجه به این که ربات متصل به پا حرکت می‌کند، نحوه‌ی تغییر زوایای ربات و پا یکسان خواهد بود. براین اساس می‌توان از داده‌های راه رفتن برای محاسبات سینماتیکی و دینامیکی ربات استفاده کرد. برای این منظور این داده‌ها از منابع موجود استخراج^[۱۸] و به محیط نرم‌افزار وارد شده است.

از این نرم‌افزار برای تحلیل‌های سینماتیکی و دینامیکی استفاده می‌شود. برای این کار باید ابتدا مکانیزم مورد نظر در محیط نرم‌افزار مدل شود. برای مدل‌سازی‌های ساده می‌توان از امکانات خود نرم‌افزار استفاده کرد ولی برای ترسیم قطعات پیچیده بهتر است از نرم‌افزارهای مدل‌سازی قطعات، مانند SolidWorks استفاده کرد. برای فراخوانی قطعاتی که با نرم‌افزار SolidWorks طراحی شده‌اند ابتدا باید قطعه‌ی مورد نظر در SolidWorks با پسوند Parasolid ذخیره شود. سپس فایل مورد نظر را به محیط ADAMS فراخوانی می‌کنیم. در محیط ADAMS با انتخاب پسوند Parasolid و سپس وارد کردن آدرس فایل مورد نظر، فایل ترسیم شده وارد محیط ADAMS می‌شود (شکل ۸). در این مورد باید توجه داشت که واحدهای انتخاب شده در دو نرم‌افزار یکسان باشند.

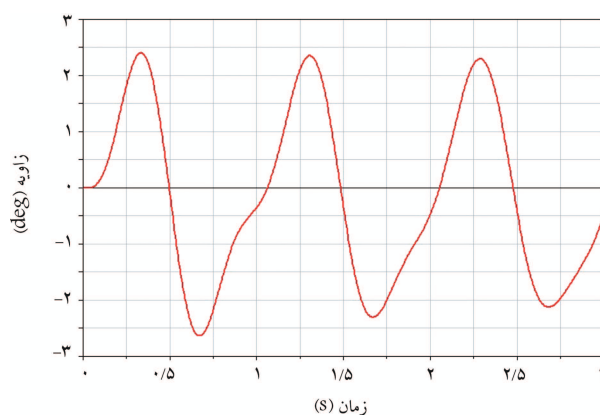
برای اعمال نیروی کاربر و همچنین اعمال حرکات مفاصل، از نمودارهای شکل ۷ استفاده شده است. به این صورت که پس از تعریف عملگرها و نیروها در نرم‌افزار، مقادیر نمودارها به صورت جدول وارد محیط ADAMS شده، و به عنوان تابع حرکت و نیرو تعریف شده است.



شکل ۷. تغییرات زوایا و گشتاور مفاصل حین راه رفتن.^[۱۹]



شکل ۱۲. شماتیک مکانیزم ربات.



شکل ۱۱. رفتار فتر مفصل ران در فرکانس ۱ Hz.

جهات مثبت برای زوایا و همچنین نیروی جاذبه در شکل ۱۲ نشان داده شده است. با توجه به این که ربات دو درجه آزادی دارد، پارامترهای معادله‌ی ۴ چنین حساب می‌شوند:^[۲۱]

$$\begin{bmatrix} \tau_1 \\ \tau_2 \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} M_{11} & M_{12} \\ M_{21} & M_{22} \end{bmatrix} \begin{bmatrix} \ddot{\theta}_1 \\ \ddot{\theta}_2 \end{bmatrix} + \begin{bmatrix} V_1 \\ V_2 \end{bmatrix} + \begin{bmatrix} G_1 \\ G_2 \end{bmatrix} \quad (4)$$

$$M_{11} = I_1 \quad (5)$$

$$M_{12} = I_1 + I_2 + m_1(l_1^2 + 2l_1l_2\cos(\theta_1)) \quad (6)$$

$$M_{22} = I_2 + m_2l_2^2 \quad (7)$$

$$C = m_1l_2l_2\sin(\theta_1) \quad (8)$$

$$V_1 = C\dot{\theta}_2^2 \quad (9)$$

$$V_2 = C\dot{\theta}_1\dot{\theta}_2 \quad (10)$$

$$G_1 = -m_1l_2g\sin(\theta_2 - \theta_1) \quad (11)$$

$$G_2 = m_2gl_2\sin(\theta_2) + m_1g[l_2\sin(\theta_2) + l_1\sin(\theta_2 - \theta_1)] \quad (12)$$

لازم به ذکر است که با توجه به جهت تعریف شده در شکل ۱۲، علامت‌های موجود در معادلات فوق با آنچه که در منابع موجود^[۲۱] آمده کمی متفاوت است.

برای محاسبه‌ی نیروهای وارد بر ربات، باید مشخصات آن — نظیر ابعاد، وزن و ایزرسی اجزا — مشخص باشد. از طرفی برای طراحی دقیق اجزا و مشخص شدن مشخصات ذکر شده، باید نیروها مشخص باشند. در نتیجه طی یک روند سعی و خطا، با یک تخمین اولیه‌ی نیروهای ربات حساب شد و در نهایت پس از طراحی اجزا، محاسبات برای به دست آوردن نیروها تکرار شد. ابعاد نهایی بازوها و مشخصات فیزیکی آن‌ها در جدول ۳ ارائه شده است.

معادلات حرکت با استفاده از یک کد mfile حل شده است. ورودی این کد، زوایا، سرعت‌های زاویه‌یی و شتاب‌های زاویه‌یی است و خروجی آن گشتاور مورد

جدول ۳. مشخصات فیزیکی اجزای ربات.

عضو ربات	L (m)	L_c (m)	m (kg)	J_1 (Kg.m ²)	J_2 (Kg.m ²)
بازوی بالایی	۰/۴۳	۰/۱۹	۲/۴	۰/۰۷۳	۰/۱۶
بازوی پایینی	۰/۳۷	۰/۱۳	۱/۳۵	۰/۰۳	۰/۰۵۳

داشت که بیمار ابتدا با استفاده از یک سیستم تعلیق وزن، که مجزا از ربات است، معلق می‌شود. سپس حرکت از مفاصل زانو و ران به پاها اعمال می‌شود. بنابراین حرکت به بالا و پایین برای بالاتنه‌ی ربات یک حرکت اجباری خواهد بود. در شبیه‌سازی نیز براساس همین فرض، حرکتی با دامنه‌ی نزدیک به حرکت انسان به بالا و پایین، به بالاتنه اعمال شده است. سپس برای شبیه‌سازی نرم‌افزاری رفتار فتر مفصل ران حین راه رفتن (دوران مفصل ران حول محور x)، نیروی متناوبی با فرکانس ۱ Hz طبق رابطه‌ی ۲ به فتر اعمال شده است:

$$T = 6 \sin(2\pi t) \quad (2)$$

دامنه‌ی نیروی فوق، معادل تغییر زاویه‌ی بیشینه در حدود ۲ درجه است؛ چرا که در حالت راه رفتن عادی، دامنه‌ی حرکت تقریباً ۲ درجه است.^[۲۰] در شکل ۱۱ نتیجه‌ی این شبیه‌سازی نشان داده شده است.

حرکت مطلوبی که برای مفصل ران تحت نیروی اعمال شده انتظار می‌رود، یک حرکت تقریباً سینوسی است که مطابق راه رفتن انسان است.^[۲۰] نمودار شکل ۱۱ نیز این مطلب را تأیید می‌کند.

برای بررسی فرکانسی رفتار فتر نیز با استفاده از بخش تحلیل ارتعاشی نرم‌افزار فرکانس طبیعی سیستم حدود ۲ هرتز حساب شده است. از طرفی بیشینه فرکانس راه رفتن حدود ۱ Hz است که کم‌تر از فرکانس طبیعی سیستم است. البته در آموزش توان بخشی از فرکانس‌های پایین‌تری استفاده می‌شود.

۴. معادلات حرکت ربات

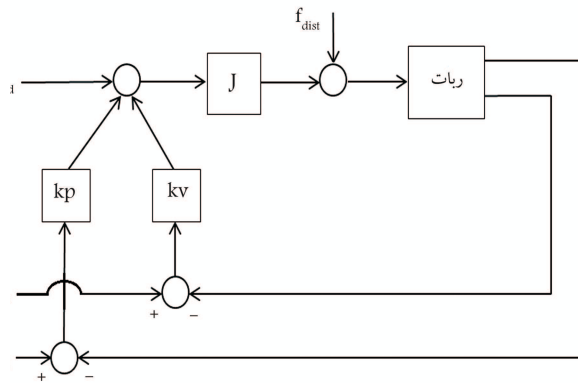
معادلات کلی حرکت برای ربات عبارت است از:^[۲۱]

$$\tau = M(\theta)\ddot{\theta} + V(\theta, \dot{\theta}) + G(\theta) \quad (3)$$

عملکرد ربات به این صورت است که بالاتنه تقریباً ثابت است و پاها روی تردمیل حرکت می‌کنند. در نتیجه از مدل نشان داده شده در شکل ۱۲ برای شبیه‌سازی ربات استفاده شده است. تفاوت اصلی این مدل با واقعیت در این است که در حرکت واقعی، بالاتنه نیز مقداری به بالا و پایین حرکت می‌کند ولی در این‌جا ثابت فرض شده است. البته با توجه به شبیه‌سازی‌های نرم‌افزاری که در بخش قبل ارائه شد (شکل‌های ۹ و ۱۰)، این فرض خطای ناچیزی برای محاسبه‌ی نیروهای دینامیکی دارد.

جدول ۴. مشخصات فیزیکی اجزای ربات لوپز. [۸]

عضو ربات	L (m)	L_c (m)	m (kg)	J_1 (Kg.m ^۲)	J_2 (Kg.m ^۲)
بازوی بالایی	۰/۴۳	۰/۲۷	۲/۹	۰/۰۸۸	۰/۳۰
بازوی پایینی	۰/۳۷	۰/۱۷	۲/۲۵	۰/۰۶۴	۰/۱۳



شکل ۱۵. حلقه‌ی کنترلی. [۲۱]

تنها درجه آزادی که نیاز به بررسی بیشتر دارد، حرکت بالاتنه به جلو و عقب در حین راه رفتن است. این درجه آزادی در راه رفتن انسان وجود دارد ولی در ربات در نظر گرفته نشده است. البته آزمون‌های اولیه‌ی ربات نیز این درجه آزادی را تأیید نمی‌کند.

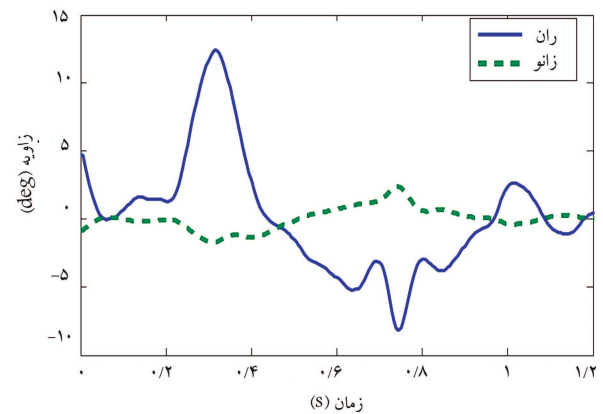
۲.۵. اندازه‌گیری‌ها

چنان که پیشتر نیز بیان شد، در طراحی سعی شده اینرسی اجزای ربات کمینه شود. در جدول ۳، J_1 نشان‌گر ممان اینرسی جرمی حول مرکز جرم، و J_2 ممان اینرسی جرمی حول مرکز دوران است. همچنین m جرم بازو و L طول آن است. البته با توجه به این که طول اجرا قابل تغییر است طول میانگین در نظر گرفته شده است. ممان اینرسی ربات لوپز که از کابل برای انتقال اجزا به پایه‌ی ربات استفاده کرده بود در جدول ۴ نشان داده شده است. از مقایسه‌ی دو جدول ۳ و ۴ می‌توان نتیجه گرفت که مقادیر ممان اینرسی کاهش قابل ملاحظه‌ی داشته است.

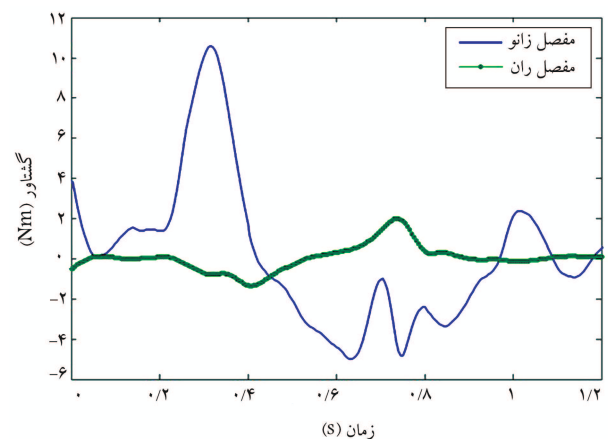
۳.۵. آزمون ربات روی پای مصنوعی

در قدم اول، الگوریتم راه رفتن یک انسان سالم با استفاده از یک کنترل موقعیت PD به ربات اعمال شده است. ساختار این کنترل‌کننده در شکل ۱۵ نشان داده شده است. برای انجام آزمون یک پای مصنوعی نیز به ربات متصل بوده است (شکل ۱۶). این آزمون در واقع گام نخست آماده‌سازی ربات برای آزمون انسانی بوده است. در این آزمون نیروهای اینرسی و وزن ناشی از پا و خود ربات وجود داشته است. نتایج حاصل از آزمون در شکل ۱۷ و ۱۸ نشان داده شده است.

در حلقه کنترلی مذکور، J نشان دهنده ممان اینرسی بازوها است که برای کنترل موتور مفصل زانو ممان اینرسی بازوی پایینی و برای کنترل موتور مفصل ران، ممان اینرسی کل دو بازو قرار داده شده است. همچنین شتاب زاویه‌ی در حلقه فوق، صفر



شکل ۱۳. گشتاورهای دینامیکی حاصل از معادلات.



شکل ۱۴. گشتاورهای دینامیکی حاصل از نرم‌افزار ADAMS.

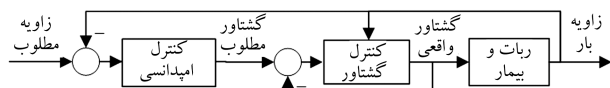
نیاز مفصل خواهد بود. نتیجه‌ی حل معادلات برای گشتاور مفصل در شکل ۱۳ نشان داده شده است. چنان که مشاهده می‌شود، نتایج شبیه‌سازی با نتایج حاصل از نرم‌افزار ADAMS تا حد زیادی مطابقت دارد (شکل ۱۴). تفاوت اندکی که در مقادیر بیشینه‌ی نمودارها وجود دارد بدان سبب است که ممان اینرسی در نرم‌افزار ADAMS با انتخاب جنس به‌طور خودکار حساب می‌شود ولی در MATLAB باید ممان اینرسی را حساب کرد و در معادلات قرار داد.

۵. عملکرد ربات

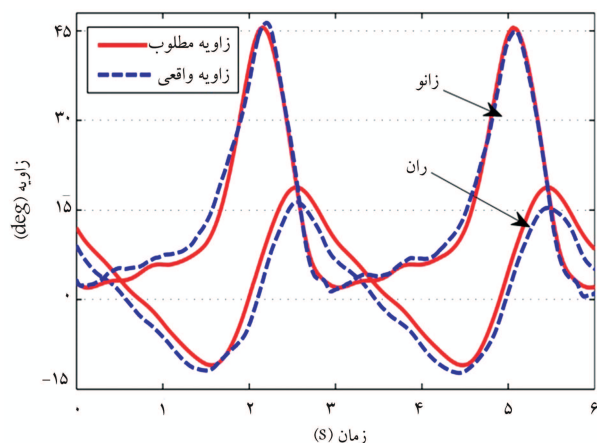
۱.۵. بررسی مناسب بودن درجات آزادی

برای اطمینان از مناسب بودن درجات آزادی، در حالت خاموشی موتورها، ربات همراه یک انسان سالم روی تردمیل آزموده شده است. راه رفتن همراه ربات روی تردمیل مؤید مناسب بودن درجات آزادی است، زیرا مقاومت ربات در مقابل حرکات اعمالی از طرف فرد، در بیشتر جهات ناچیز است.

در برخی مقالات برای کمی‌کردن میزان مقاومت ربات در برابر حرکت آزادانه، آزمون EMG انجام گرفته است؛ بدین صورت که نتایج آزمون EMG فرد، قبل و بعد از اتصال به ربات، با هم مقایسه شده است تا از ناچیز بودن اختلاف فعالیت ماهیچه‌ها در دو حالت اطمینان حاصل شود. ولی در حال حاضر، پیاده‌سازی این آزمون برای ربات امکان‌پذیر نبوده است.



شکل ۱۹. ساختار کنترل امپدانسی ربات.



شکل ۲۰. نتایج آزمون کنترل امپدانس.

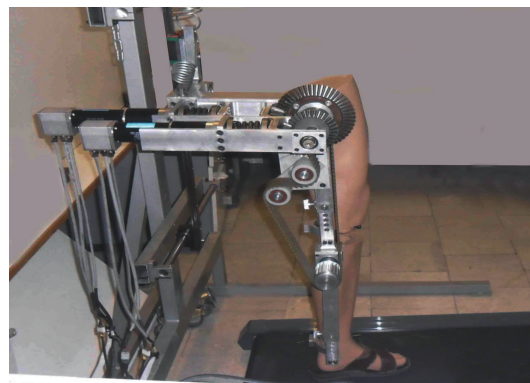


شکل ۲۱. آزمون انسانی ربات.

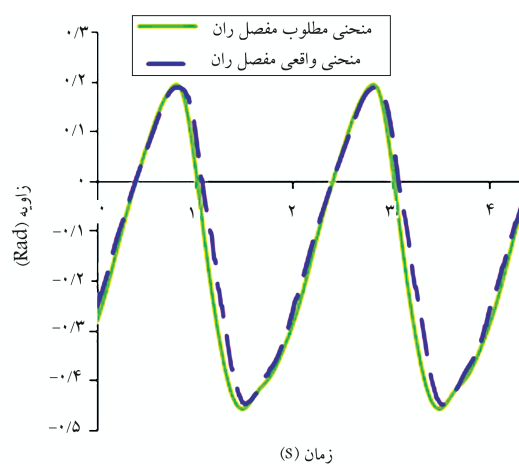
به نمودارهای شکل ۱۷ و ۱۸ می‌توان گفت برای اعمال الگوریتم راه رفتن، ربات قابلیت‌های کافی را دارد. در مرحله بعد ربات روی انسان سالم آزمایش شده است.

۴.۵. آزمون ربات روی انسان سالم

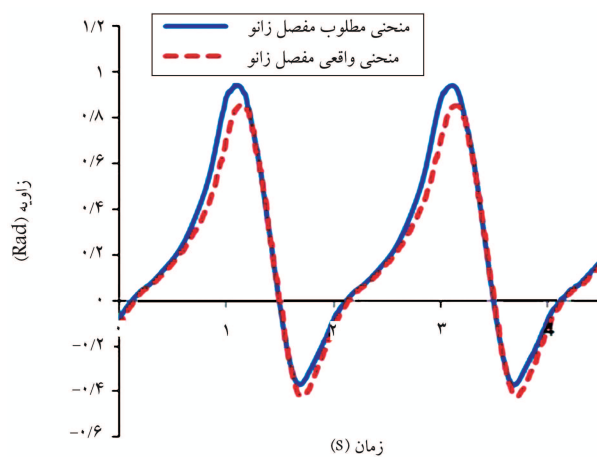
پس از انجام آزمون‌های اولیه و اطمینان از ایمنی کامل ربات، آزمون انسانی روی انسان سالم انجام شده است. با توجه به بحث‌های مطرح شده در مقدمه، هدف اصلی ربات فراهم کردن کنترل مشارکتی برای بیمار است، طوری که بیمار در طول



شکل ۱۶. آزمون ربات با یک پای مصنوعی روی تردمیل.



شکل ۱۷. مسیر مطلوب و واقعی برای مفصل ران هنگام راه رفتن روی تردمیل ($Kp = 8^\circ, Kv = 8$).



شکل ۱۸. مسیر مطلوب و واقعی برای مفصل زانو هنگام راه رفتن روی تردمیل ($Kp = 6^\circ, Kv = 10$).

لحاظ شده است. نکته‌ای که لازم است به آن توجه شود این است که انتقال موتور مفصل زانو به پایه ربات علاوه بر این که اینرسی را کاهش داده است، باعث شده است دو بازو مستقل از هم عمل کنند. به این صورت که عکس‌العمل گشتاور بازوی پایینی به پایه ربات منتقل می‌شود ولی اگر موتور بازوی پایینی روی بازوی بالایی قرار داشت، این عکس‌العمل مستقیماً به موتور بازوی بالایی منتقل می‌شد. با توجه

اینرسی طراحی شود. مقایسه‌ی اینرسی ربات با سایر ربات‌ها نشان می‌دهد اینرسی ربات کاهش قابل ملاحظه‌ی داشته است. اصطکاک و اینرسی گیربکس با استفاده از عملگرهای سری الاستیک تا حدود زیادی قابل خنثی‌سازی است. این کار در یک پژوهش دیگر به موازات این پژوهش انجام شده و نتایج موفقیت‌آمیزی به همراه داشته است. در نتیجه امیدانس ربات پایین بوده و امکان پیاده‌سازی روش‌های کنترل نیرو را به خوبی فراهم می‌کند.

برای تأمین درجات آزادی، دو درجه آزادی فعال برای هر پا، یکی در مفصل زانو و دیگری در مفصل ران، در نظر گرفته شد. برای بالاتنه نیز حرکت به بالا و پایین در نظر گرفته شده که توسط فنر کنترل می‌شود. آزمون‌های انجام شده روی تردمیل، مناسب بودن این درجات آزادی برای اعمال الگوریتم راه رفتن را تأیید می‌کند. علاوه بر این، یک درجه آزادی غیر فعال نیز در مفصل ران -- برای تأمین راحتی پا هنگام راه رفتن -- اعمال شده است. برای تأمین ایمنی ربات، درجات آزادی مطابق با سینماتیک راه رفتن انسان محدود شده‌اند.

در مجموع ربات اهداف تعریف شده از جمله اینرسی پایین، درجات آزادی مناسب، ایمنی بالا، و امکان پیاده‌سازی کنترلرهای نیرو را دارد. همچنین آزمون‌های انجام شده نشان‌گر قابلیت ربات در اعمال الگوریتم راه رفتن است. از جمله کارهای آتی که روی ربات انجام خواهد شد پیاده‌سازی سایر روش‌های کنترل نیرو مانند روش کنترل مسیر روی ربات است.

تمرین آزادی عمل داشته باشد. برای این منظور کنترل امیدانس با ساختار نشان داده شده در شکل ۱۹ پیاده‌سازی شده است. در این کنترل‌کننده می‌توان با تغییر بهره‌های امیدانسی میزان انحراف مسیر بیمار از مسیر مرجع را تغییر داد. در بهره‌های بالا، کنترل امیدانس مانند یک کنترل موقعیت عمل می‌کند و اجازه هیچ انحرافی را به بیمار نمی‌دهد. در شکل ۲۰ نتایج آزمون ربات روی انسان سالم (شکل ۲۱) با بهره‌های بالا نشان داده شده است. با کاهش بهره‌های امیدانسی می‌توان آزادی عمل را برای بیمار فراهم کرد.

برای کنترل گشتاور نشان داده شده در حلقه‌ی فوق، از عملگرهای سری الاستیک استفاده شده است. ساختار این عملگر در شکل ۶ نشان داده شده است.

۶. نتیجه‌گیری

در این نوشتار یک ربات توان‌بخشی با طراحی جدید ارائه شد که برای اعمال الگوریتم طبیعی راه رفتن، امکان کنترل نیرو، برگشت‌پذیری و ایمنی بالا درجات آزادی کافی دارد.

برای تأمین برگشت‌پذیری و ترانسپارنسی باید نیروهای اینرسی، و اصطکاک را کاهش داد. برای کاهش نیروهای اینرسی و وزن ربات سعی شد تا ربات با کم‌ترین

پانویس‌ها

1. Lokomat
2. Lopes
3. Alex
4. Pogo
5. backdrivability
6. series elastic actuators
7. body weight supported treadmill training (BWSTT)
8. Sagittal plane
9. Coronal plane
10. Transverse plane
11. linear guide
12. high force fidelity
13. timing belt

منابع (References)

1. Colombo, G., Wirz, M. and Dietz, V. "Driven gait orthosis for improvement of locomotor training in paraplegic patients", *Spinal Cord*, **39**, pp. 252-255 (2001).
2. Jezernik, S., Colombo, G., Keller, T., Frueh, H. and Morari, M. "Robotic orthosis lokomat: A rehabilitation and research tool", *Neuromodulation*, **6**, pp. 108-115 (2003).
3. Veneman, J.F., Kruidhof, R., Hekman, E.E.G., Ekelkamp, R., Van Asseldonk, E.H.F. and Van Der Kooij, H. "Design and evaluation of the LOPEs exoskeleton robot for interactive gait rehabilitation", *IEEE Transactions on Neural Systems and Rehabilitation Engineering*, **15**, pp. 379-386 (2007).
4. Banala, S.K., Agrawal, S.K. and Scholz, J.P. "Active leg exoskeleton (ALEX) for gait rehabilitation of motor-impaired patients", *IEEE 10th International Conference on Rehabilitation Robotics*, pp. 401-407 (2007).
5. Reinkensmeyer, D.J., Aoyagi, D., Emken, J.L., Galvez, J.A. and Ichinose, W. "Tools for understanding and optimizing robotic gait training", *J. Rehabil. Res. Develop.*, **43**, pp. 657-670 (Sep.-Oct. 2006).
6. Hidler, J.M. and Wall, A.E. "Alterations in muscle activation patterns during robotic-assisted walking", *Clinical Biomechanics*, **20**, pp. 184-193 (2005).
7. Vallery, H., Guidali, M., Duschau-Wicke, A. and Riener, R. "Patient-cooperative control: Providing safe support without restricting movement", *World Conference on Medical Physics and Biomedical Engineering*, pp. 166-169 (2009).
8. Vallery, H., Veneman, J., van Asseldonk, E., Ekelkamp, R., Buss, M. and van Der Kooij, H. "Compliant actuation of rehabilitation robots", *IEEE Robotics and Automation Magazine*, **15**, pp. 60-69 (2008).

9. Veneman, J.F., Ekkelenkamp, R., Kruidhof, R., Van Der Helm, F.C.T. and Van Der Kooij, H. "A series elastic- and bowden-cable-based actuation system for use as torque actuator in exoskeleton-type robots", *International Journal of Robotics Research*, **25**, pp. 261-281 (2006).
10. Duschau-Wicke, A., Zitzewitz, J.V., Lünenburger, L. and Riener, R. "Patient-driven cooperative gait training with the rehabilitation robot lokomat", *4th European Conference of the International Federation for Medical and Biological Engineering*, pp. 1616-1619 (2008).
11. Wellner, M., Guidali, M., Von Zitzewitz, J. and Riener, R. "Using a robotic gait orthosis as haptic display- A perception-based optimization approach", *IEEE International Conference on Rehabilitation Robotics*, pp. 81-88 (2008).
12. Carignan, C.R. and Cleary, K.R. "Closed-loop force control for haptic simulation of virtual environments", *Haptics-s*, **1**(2), pp.1-14 (2000).
13. Vallery, H., Guidali, M., Duschau-Wicke, A. and Riener, R. "Patient-cooperative control: Providing safe support without restricting movement", *World Conference on Medical Physics and Biomedical Engineering*, pp. 166-169 (2009).
14. Wang, Q., Qian, J., Zhang, Y., Shen, L., Zhang, Z. and Feng, Z. "Gait trajectory planning and simulation for the powered gait orthosis", *IEEE International Conference on Robotics and Biomimetics, ROBIO*, pp. 1693-1697 (2008).
15. Hasankola, M.D. "Design, simulation, manufacturing and control of a series elastic actuator", Ms Thesis, Tehran, Iran (2012).
16. Pratt, J., Krupp, B. and Morse, C. "Series elastic actuators for high fidelity force control", *Industrial Robot*, **29**, pp. 234-241 (2002).
17. Mirzaie Saba, A. "Design, simulation and manufacturing of a gait rehabilitation robot", Ms Thesis, Tehran, Iran (2012).
18. Winter, D.A., *Biomechanics and Motor Control of Human Movement*, Fourth Edition, John Wiley & Sons, University of Waterloo, Waterloo, Ontario, Canada (2009).
19. Dollar A.M. and Herr, H. "Lower extremity exoskeletons and active orthoses: Challenges and state-of-the-art", *IEEE Transactions on Robotics*, **24**, pp. 144-158 (2008).
20. Veneman, J., Van Asseldonk, E., Ekkelenkamp, R., Van Helm, F.D. and Van Kooij, H.D. "Evaluation of the effect on walking of balance-related degrees of freedom in a robotic gait training device", *IEEE 10th International Conference on Rehabilitation Robotics, ICORR'07*, pp. 868-875 (2007).
21. Craig, J.J., *Introduction To Robotics-Mechanics and Control*, Third Edition, Pearson Education, New Jersey (2005).