

طراحی و تحلیل یک ربات پوشیدنی مبتنی بر سازوکار کابلی برای توان بخشی مفصل میچ پا

حمیرا افشار* (کارشناس ارشد)

فرزام فره‌مند (استاد)

سعید بهزادی پور (دانشیار)

دانشدهی مهندسی مکانیک، دانشگاه صنعتی شریف

مهندسی مکانیک شریف، (پهار ۱۳۹۴)
دوری ۳ - ۳۱، شماره ۱، ص. ۸۹-۹۳ (یادداشت فنی)

سکته‌ی مغزی علاوه بر خطر مرگ می‌تواند به بروز عوارضی ناتوان‌کننده نظیر اختلالات تعادلی، فلج اندام، اختلالات گفتاری و ذهنی منجر شود. این پژوهش به منظور طراحی یک ربات توان بخشی پوشیدنی برای مفصل میچ پا انجام شده است. بدین منظور ابتدا ملاحظات طراحی بررسی، و سه درجه آزادی حرکتی اصلی مورد نیاز شناسایی شد. سپس یک سازوکار کابلی معرفی شد که قادر است با استفاده از موتورهای الکتریکی و فنرهای فشاری، در کنار مجموعه‌یی از پولی‌های واسط، حرکات مورد نظر را با کم‌ترین وزن و حجم تأمین کند. پس از طراحی اجزای ربات، عملکرد آن در محیط سیمولینک شبیه‌سازی و تحلیل شد. نتایج حاصله نشان داد که ربات از کارایی و ایمنی مناسب برای به‌کارگیری در مودهای توان بخشی مختلف، نظیر فعال و غیرفعال برخوردار است.

واژگان کلیدی: ربات‌های توان بخشی، مفصل میچ پا، سیکل راه رفتن، پلنارفلکشن - دورسی فلکشن؛ اینورشن - اورشن.

homeiraa.afshar@gmail.com
farahmand@sharif.edu
behzadipour@sharif.edu

۱. مقدمه

برپایه‌ی پلت‌فرم استوارت طراحی شده است. رونگر به شش سیلندر نیوماتیک مجهز شده که سبب ایجاد ۶ درجه‌ی آزادی حرکتی فعال در پلت‌فرم متحرک می‌شود.^[۱] این درجات بیشتر از تعداد درجات آزادی طبیعی مفصل میچ پا است و می‌تواند به اعمال حرکات غیرطبیعی و در نتیجه بروز صدمه در مفصل منجر شود.

در طرح دیگری در دانشگاه لندن، ضمن تغییر در نوع محرک‌ها تعداد آنها نیز کاهش یافت تا درجات آزادی به طبیعت مفصل میچ پا نزدیک‌تر شود.^[۲] ربات معروف به ربات تغییرشکل‌دهنده که در سال ۲۰۰۴ در دانشگاه کره ارائه شد^[۳]، از قابلیت منحصر به فردی برخوردار است. در این ربات یک حرکت مجزا برای مفصل بند انگشت پا - کف پا (MTP)^۲ در نظر گرفته شده است. با توجه به نقش مهم این مفصل در سیکل راه رفتن، این طرح نسبت به سایر طرح‌ها از امتیاز ویژه‌یی برخوردار است.

در گروه دیگری از ربات‌های توان بخشی میچ پا ربات‌های پوشیدنی قرار می‌گیرند که می‌توانند مانند کفش پوشیده شوند تا بیمار با تمامی وزن خود روی آنها بایستد. یکی از ربات‌های معروف در این گروه، ربات آگروال است که از یک درجه آزادی فعال و یک درجه آزادی غیرفعال فزنی برخوردار است.^[۴] ربات آکلند نیز - که از سیستم نتوماتیک بهره می‌برد - از نوع ربات‌های پوشیدنی به حساب می‌آید.^[۵] ربات معروف‌تر در این گروه، ربات Anklebot است که با کم‌ترین تعداد عملگرها، دو درجه آزادی فعال برای حرکت میچ پای بیمار فراهم می‌کند.^[۶] این

سکته‌ی مغزی علت اصلی ناتوانی در بزرگسالان محسوب می‌شود. ۳۰ درصد بیماران که از سکته‌ی مغزی رهایی یافته‌اند، حتی بعد از ۶ ماه از وقوع این حادثه هنوز برای راه رفتن نیاز به کمک دارند.^[۱] در بسیاری از موارد مشکلات این افراد در راه رفتن ناشی از میچ پای آسیب‌دیده است. علاوه بر این، بیماری اسپاسم عضلات^۱ مفصل میچ پا در کودکان مبتلا به بیماری فلج مغزی نیز به‌وفور مشاهده شده است.^[۲] از سوی دیگر، آسیب میچ پا در میان ورزشکاران در طول تمرینات نیز پدیده‌ی شایعی است. برای تمامی این بیماران لازم است حرکات طبیعی پا طی دوره‌ی راه رفتن با تمرینات حرکتی مداوم تکرار شود تا عضلات و مفاصل مجدداً این حرکات را فرا گیرند.

در روش‌های سنتی توان بخشی، فرایند تمرینات حرکتی نیازمند مشارکت مستقیم فیزیوتراپیست است که اغلب دشوار و پرهزینه است. روش‌های اخیر بر استفاده از ربات‌های توان بخشی که قادرند تمرینات حرکتی را تنها با نظارت فیزیوتراپیست بر روی بیمار انجام دهند مبتنی هستند. برای نیل به این هدف، ربات باید قادر به شبیه‌سازی حرکات طبیعی میچ پا باشد.

تاکنون طرح‌های مختلفی برای ربات‌های توان بخشی میچ پا ارائه شده است. یکی از طرح‌های نخستین در این زمینه «ربات رونگر» است که سازوکار آن

* نویسنده مسئول

تاریخ دریافت: ۱۳۹۲/۱۲/۲۷، اصلاحیه ۱۳۹۲/۵/۷، پذیرش ۱۳۹۲/۵/۲۷

ربات برای بیمار در حالت‌های نشسته و در حین راه رفتن (روی تردمیل) قابل استفاده است. از مشکلات این ربات وزن نسبتاً بالای آن (بیش از ۳ کیلوگرم) است که سبب می‌شود برای تحمل وزن از اندام فوقانی (شانه‌ی بیمار) کمک گرفته شود.

با توجه به این که ربات‌های پوشیدنی پیشین که برای توانبخشی مفصل میچ با ارائه شده‌اند اغلب سنگین و حجیم‌اند و شرایط کاربری مناسبی ندارند، هدف از این تحقیق، طراحی یک ربات کابلی است که ضمن دارا بودن درجات آزادی کافی برای تأمین حرکات اصلی مفصل میچ، از وزن و حجم و ویژگی‌های کاربری مناسب برخوردار باشد. در این نوشتار پس از تبیین ملاحظات طراحی، یک سازوکار مبتنی بر ربات‌های کابلی برای ربات توانبخشی میچ پا معرفی شده است. سپس طراحی اجزا انجام شده و طرح نهایی ربات مورد شبیه‌سازی و تحلیل قرار گرفته، و در نهایت ویژگی‌های طرح ارزیابی شده و آینده‌ی کار مورد بحث قرار گرفته است.

۲. ملاحظات طراحی

ربات توانبخشی مفصل میچ باید قادر به اعمال مؤثر و ایمن حرکات اصلی ناحیه‌ی میچ پا روی بیمار باشد. به‌طور کلی میچ پا شامل دو مفصل جداگانه است؛ یکی از این مفصل مفصل ساب است که زیر استخوان تالوس قرار دارد و حرکت اینورشن - اورشن^۲ میچ را ممکن می‌سازد. مفصل دیگر که اغلب مفصل میچ پا نامیده می‌شود، بین استخوان تیبیا و تالوس قرار گرفته و حرکات پلنترفلکشن - دورسی فلکشن^۴ را ایجاد می‌کند. این دو حرکت در شکل ۱ نشان داده شده است. علاوه بر مفصل فوق، مفصل دیگری نیز در کف پا بین استخوان‌های متاتارس و انگشتان وجود دارد که از آن به‌نام مفصل بند انگشت پا - کف پا (MTP) یاد می‌شود.^۱ از آنجا که فاز استنس در چرخه‌ی راه رفتن، ترکیبی است از فلکشن زاویه‌ی این مفصل و پلنترفلکشن میچ، توجه به این حرکت برای بازسازی حرکات طبیعی میچ توسط ربات توانبخشی ضروری است. بر این اساس سازوکار ربات باید به‌گونه‌ی طراحی شود که درجات آزادی سه‌گانه‌ی فوق را تأمین کند.

نکته‌ی اساسی دیگر در طراحی «ربات توانبخشی پوشیدنی برای میچ پا» توجه به وزن و حجم ربات است. ربات باید از وزن کمی برخوردار باشد تا حمل آن برای بیمار آسان باشد. به‌علاوه، ربات باید حجم کمی اشغال کند تا پوشیدن آن توسط بیمار راحت باشد و حس نامنی به وی القا نکند. نرمی حرکت ایجاد شده، سادگی سازوکار و راحتی کنترل آن از دیگر پارامترهایی هستند که در عملکرد ربات نقش مهمی ایفا می‌کنند و باید در انتخاب سازوکار ربات به آنها توجه شود.

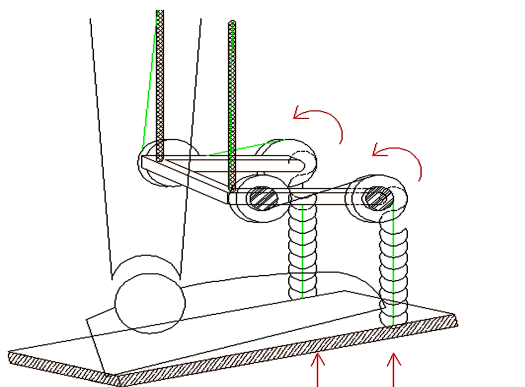


شکل ۱. سه حرکت مفصل میچ پا؛ از راست: اینورشن، پلنترفلکشن، دورسی فلکشن.

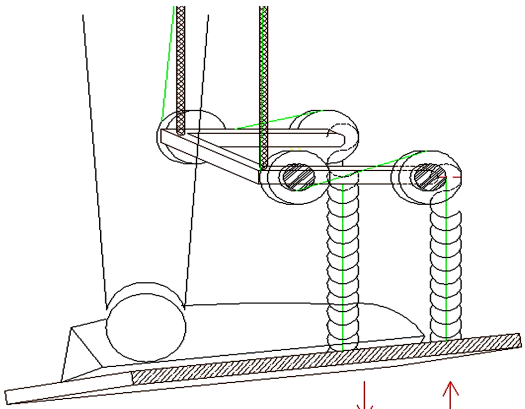
۳. طراحی سازوکار

سازوکار ربات توانبخشی میچ پا با توجه به ملاحظاتی که در بخش ۲ معرفی گردید، طراحی شد. بدین‌منظور سازوکارهای مختلفی مورد بررسی و تحلیل قرار گرفتند که در این بین می‌توان به این موارد اشاره کرد: استفاده از موتور خطی، استفاده از موتور دورانی به همراه بال اسکرو، رک و پینیون، سازوکار کابلی، تسمه و پولی، استفاده از موتور دورانی در سازوکار چهارمیله‌یی. بعد از بررسی و تحلیل تمامی این سازوکارهای حرکتی با بهره‌گیری از روش تصمیم‌گیری سلسله‌مراتبی (AHP)، سازوکار کابلی نسبت به سایر انتخاب‌ها از امتیازی بالاتر برخوردار بود و لذا به‌عنوان سازوکار برگزیده تعیین شد. از مزایای این سازوکار، می‌توان به وزن پایین عملگرها، نرمی فوق‌العاده بالا، ایمنی حرکت، حداقل فضای اشغال شده توسط ربات و امکان تغییر موقعیت اضطراری پای بیمار در صورت بروز درد احتمالی اشاره کرد.

سازوکار کابلی طراحی شده برای ربات در شکل ۲ مشاهده می‌شود. به‌منظور کاهش وزن و حجم ربات از موتورهای الکتریکی به‌عنوان عملگرهای سازوکار کابلی استفاده شده است. با چرخش پولی‌های نصب شده روی شفت خروجی این موتورها، در کابل‌ها نیروی کششی ایجاد شده که می‌تواند به‌مثابه ماهیچه‌های موجود در ساق پا، حرکات مورد نظر را ایجاد کند (شکل ۲). از آن‌جا که کابل‌ها تنها امکان اعمال نیروی کششی را دارند، برای کاهش هرچه بیشتر تعداد عملگرها، متعاقباً به کاهش وزن ربات می‌انجامد، از فنر فشاری استفاده شده است. در این صورت می‌توان نیروی کششی را با کابل و نیروی فشاری را با فنر تأمین کرد. بدین ترتیب تمامی کابل‌ها

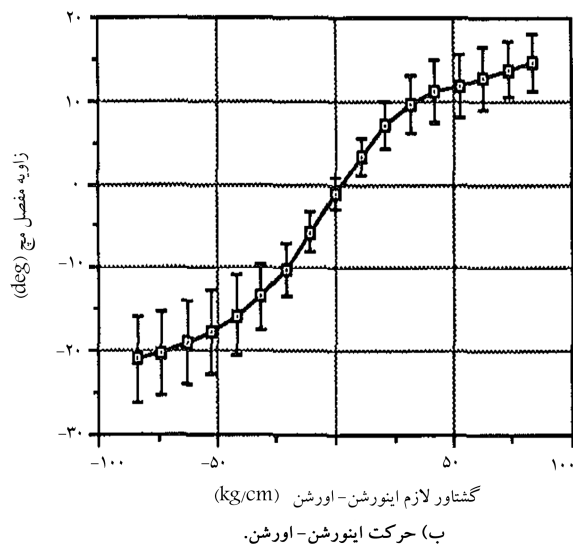
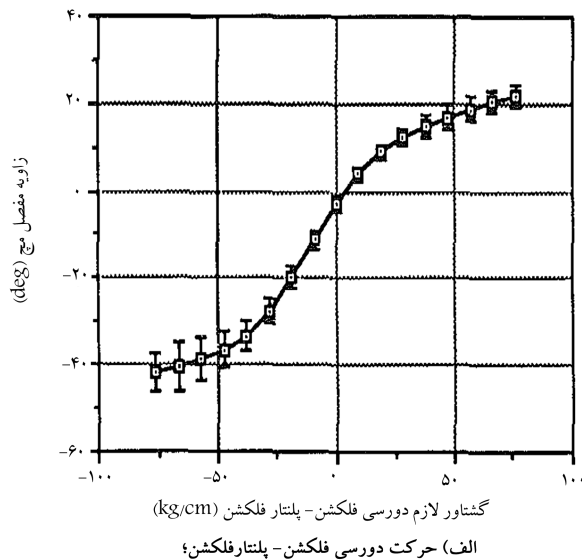


الف) دورسی فلکشن؛

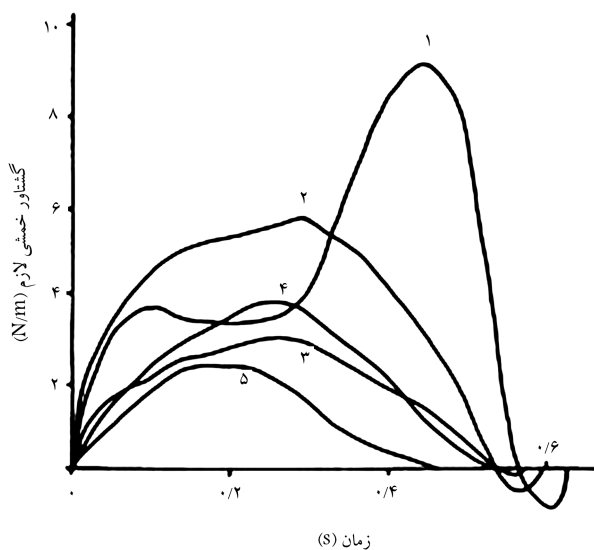


ب) اینورشن / اورشن.

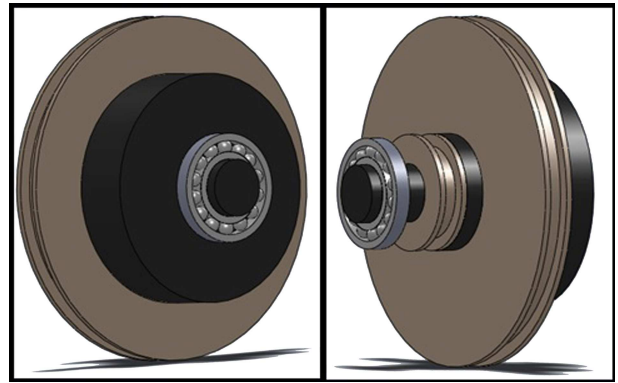
شکل ۲. حرکات اعمالی روی صفحه‌ی زیرین پا.



شکل ۴. نمودارهای گشتاورهای لازم برحسب زاویه‌ی اعمالی.



شکل ۵. نمودار گشتاورهای لازم برای مفصل MTP.



شکل ۳. نمایی از پولی‌های واسط سوار شده روی شفت.

و فنرها به پلت فرمی متصل می‌شوند که عضو مؤثر نهایی ربات محسوب می‌شود و در صورتی که این صفحه به پا متصل شود، از طریق آن نیروها و حرکات به مفصل مورد نظر اعمال خواهد شد.

به همین ترتیب برای حرکت مفصل MTP نیز از یک موتور و کابل دیگر استفاده شده است. نحوه‌ی حرکت صفحه‌ی متصل به پا، طی دو موقعیت پلنتار فلکشن و دورسی فلکشن مفصل میج پا در شکل ۲ نشان داده شده است. نحوه‌ی اعمال این حرکات این‌گونه است که اگر موتور اول و دوم دارای حرکت هم‌جهت باشند، بسته به این که موتورهای کابل را جمع یا شل کنند پا به ترتیب در موقعیت دورسی فلکشن یا پلنتار فلکشن قرار می‌گیرد. اما چنانچه موتور اول و دوم در دو جهت مخالف بچرخند، حرکت اینورشن یا اورشن پدید می‌آید.

علاوه بر موارد فوق، در طراحی ربات از دو رویکرد برای کاهش هرچه بیشتر توان و در نتیجه وزن موتورها و نیز اعمال مناسب این وزن روی پای بیمار، استفاده شده است: نخست استفاده از پولی‌های واسط به منظور کاهش نیروی سر موتورها نسبت به نیروی مورد نیاز در مفصل میج، و دیگری انتقال موتورها - که حجم عمده‌ی سازوکار را تشکیل می‌دهند - از روی ساق، به روی ران. انتقال محل موتورها سبب می‌شود که برخلاف ربات‌های پیشین، برای تحمل وزن عملگرها نیروی اضافی به ساق پا وارد نشود. همچنین در حالی که بیمار نشسته باشد، دیگر نیازی به تحمل وزن این موتورها نیست و عملاً وزن آن توسط تکیه‌گاه بیمار تحمل شده و استفاده از ربات برای بیمار آسان‌تر می‌شود. نمای پولی‌های واسط که با نسبت تبدیل ۴ سبب کوچک‌تر شدن اندازه موتورها می‌شوند، در شکل ۳ نشان داده شده است.

۴. طراحی اجزا

برای انتخاب عملگرهای ربات داده‌های گشتاوری گزارش شده در مقالات مورد استفاده قرار گرفت. مقادیر ثبت شده برای گشتاورهای دورسی فلکشن - پلنتار فلکشن و اینورشن - اورشن برحسب زاویه‌ی مفصل میج پا، حین اجرای حرکات مورد نظر در این طرح، در نمودارهای شکل ۴ آمده است.^[۱۱] با توجه به داده‌های موجود در ادبیات، محدوده‌ی تغییر زاویه برای هر دو حرکت، از -20° تا $+20^\circ$ درجه است. لذا بیشترین گشتاوری که توسط موتورها باید تأمین شود، برابر $7/84 \text{ Nm}$ در نظر گرفته شد.

همچنین گشتاور لازم برای اجرای حرکت فلکشن مفصل انگشتان نیز، طبق نمودار موجود در شکل ۵ به دست آمده^[۱۱] و برای اندازه‌بندی موتور سوم مورد استفاده قرار گرفت.

به مفصل میج منتقل کند، از بندهایی استفاده شده که از روی پا گذشته و محکم به پلت فرم بسته می‌شوند. از این بندها برای اتصال دو شاسی روی ساق و ران پا به پاپین تیه نیز استفاده می‌شود.

برای بهره‌گیری از ربات در حالت نشسته‌ی بیمار نیز، میله‌های رابط که ربات را یکپارچه نگه می‌دارند از روی مفصل زانو لولا می‌شوند. همچنین این میله‌ها به صورت تلسکوپی طراحی شده‌اند تا ابعاد آنها برای طول‌های متفاوت اعضای بدن بیماران مختلف قابل تنظیم باشد. این نکته در طراحی پلت فرم زیر پا نیز مد نظر قرار گرفته است.

وزن نهایی ربات ۲ کیلوگرم است که به علت روش در نظر گرفته شده برای انتقال وزن آن به پای بیمار، تحمل این میزان وزن برای بیمار ساده‌تر از دیگر انواع موجود است.

۶. تحلیل ربات

به منظور ارزیابی کارایی طرح ارائه شده برای ربات توانبخشی میج پا، عملکرد آن در شرایط سوار شده روی پا مورد تحلیل قرار گرفت. بدین منظور، ساق پا و مفاصل میج مورد نظر به همراه ربات در فضای سیمولینک نرم افزار متلب مدل شدند. با مدل کردن رفتار غیر فعال ماهیچه‌های ساق پا، مقاومت طبیعی بدن در مقابل حرکت شبیه‌سازی شد تا حرکت واقعی و مورد انتظار ربات به دست آید. نتایج تحلیل‌های انجام شده نشان‌گر آن است که رابطه‌ی خطی بین زوایای اینورشن و پلنترافلکشن میج با تغییر طول کابل‌های ربات برقرار است.

با بررسی سینماتیک مستقیم و معکوس ربات مشاهده شد که طرح ارائه شده از قابلیت اعمال زوایای مورد نظر بر مفاصل میج پا برخوردار است. این بررسی‌ها روابط بین ورودی‌های و خروجی‌های سیستم کنترلی را ارائه دادند که برای استفاده در دو حالت کنترلی مختلف قابل استفاده است. یکی از این مودهای کاری، مود غیرفعال است که در آن بیمار از خود فعالیتی نشان نمی‌دهد و ربات حرکات را روی مفاصل پای وی اعمال می‌کند. در این مود تغییر طول کابل به عنوان ورودی سیستم کنترلی به کار می‌رود و نهایتاً زوایای اعمالی روی پای بیمار خروجی مطلوب سیستم خواهد بود. در مود دوم یا مود فعال، بیمار حرکت را روی ربات پیاده می‌کند. در این مود که برای ارزیابی میزان بهبود بیماران مورد استفاده قرار می‌گیرد، ورودی سیستم کنترلی میزان زاویه‌ی است که فرد روی مفصل خود اجرا می‌کند و خروجی آن نیز میزان تغییر طولی است که باید روی کابل‌ها اعمال شود.

جدول ۱. مشخصات فنر فشاری طراحی شده.

قطر مفتول	قطر خارجی	طول آزاد	تعداد حلقه‌ها	ضریب سختی فنر	طول مرده
۳٫۷ (mm)	۶٫۱۱ (cm)	۱۸٫۱ (cm)	۱۰٫۳۵	۱۰۰۰ (N/m)	۴٫۲۵ (cm)

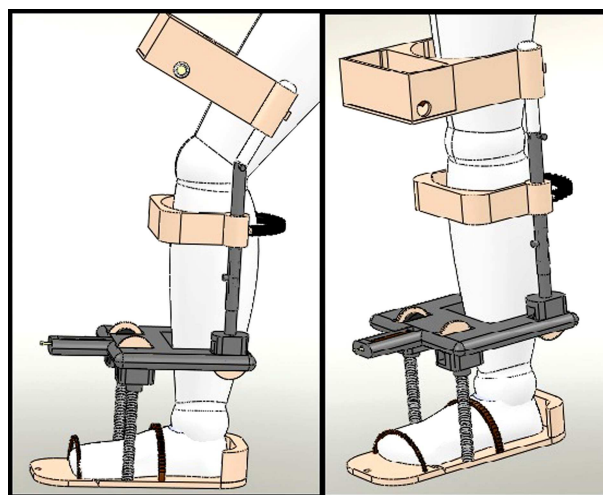
جدول ۲. مشخصات موتورهای انتخاب شده.

شماره فنی	بیشینه گشتاور	سرعت بی‌باری	سرعت نامی	وزن	بیشترین بازده
موتور اول و دوم برای حرکات مفصل میج					
۱۱۸۷۳۹	۴٫۷۷ (mNm)	۵۳۲۰ (rpm)	۳۱۷۰ (rpm)	۴۰ (g)	٪۷۱
موتور سوم برای حرکت مفصل MTP					
۲۷۳۷۵۸	۱۰۰۲ (mNm)	۴۷۴۰ (rpm)	۳۹۲۰ (rpm)	۳۴۰ (g)	٪۸۳

انتخاب عملگرها با توجه به گشتاورهای استخراج شده از نمودارها و با لحاظ نسبت تبدیل پولی‌های واسط انجام پذیرفت. در این زمینه با تحلیل حرکت عملگرها، تغییر طول کابل‌ها و طول بازوی گشتاوری نقطه‌ی اتصال کابل‌ها روی پلت فرم نیز مورد توجه قرار گرفت. مشخصات فنرهای فشاری و نیز موتورهای الکتریکی مناسب برای تأمین گشتاورهای مورد نیاز در جداول ۱ و ۲ درج شده است. انتخاب موتورها از محصولات شرکت مکسون انجام پذیرفت.

۵. طرح نهایی ربات

نمای کلی ربات طراحی شده برای توانبخشی میج پا براساس نتایج حاصل از طراحی سازوکار حرکتی و طراحی اجزا در شکل ۶ نشان داده شده است. شاسی نگه‌دارنده‌ی موتورها که روی ران پا قرار می‌گیرد، به همراه شاسی متصل‌شونده به ساق پا که ربات را به پا محکم می‌کند و نیز حاوی موتور سوم است، در این شکل قابل مشاهده‌اند. پلت فرم زیر پا به منظور امکان اجرای مستقل حرکت مفصل انگشتان، از دو پلت فرم متصل به هم تشکیل شده است. برای این که این پلت فرم تمامی حرکات را عیناً



الف) در حالت ایستاده؛ ب) در حالت زاویه زانو کم تر از ۱۸۰ درجه.

شکل ۶. طرح نهایی ربات.

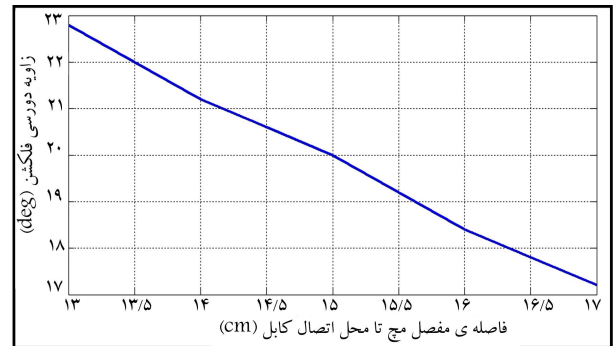
از این عوامل جابه‌جایی طولی محل قرارگیری زاویه میج نسبت به محل اتصال کابل‌ها و دیگری جابه‌جایی عرضی آن است که تقارن جانشینی میج را نسبت به دو کابل تغییر می‌دهد. تأثیر این دو پارامتر روی زوایای خروجی در نمودارهای شکل ۷ نشان داده شده است. براساس نتایج حاصله، هرچند تأثیر جابه‌جایی عرضی بر زاویه‌ی اینورشن ناچیز است، به‌علت ایجاد زاویه‌ی فلکشن نامطلوب باید از رخداد این عامل جلوگیری کرد.

۷. نتیجه‌گیری

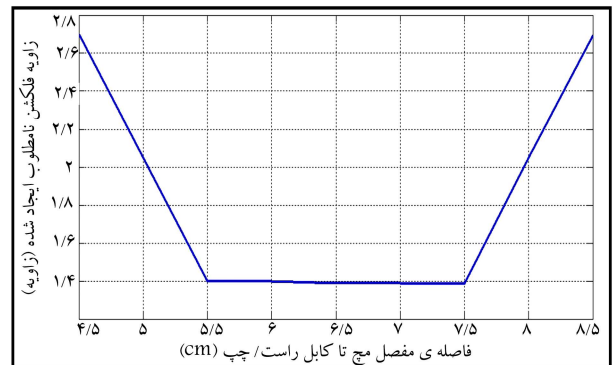
در این تحقیق یک ربات توانبخشی پوشیدنی برای مفصل میج با طراحی شد که در آن برخلاف ربات‌های موجود از سازوکار کابلی برای انتقال حرکت استفاده شده است. این نوآوری، در مقایسه با سیستم‌های پیشین و بزرگی‌های ارزشمندی ارائه می‌دهد که از جمله آنها می‌توان اشاره کرد به:

۱. تأمین سه درجه آزادی فعال، شامل دو درجه آزادی برای مفصل میج و یک درجه آزادی برای حرکت فلکشن مفصل انگشتان پا؛
۲. وزن سبک (حدود ۲ کیلوگرم)؛
۳. اعمال بخش عمده‌ی وزن به ران بیمار (به جای ساق)؛
۴. قابلیت تنظیم ابعاد بر مبنای اندازه‌های بدن بیمار؛
۵. نرمی بالای حرکت و ایمنی مناسب به دلیل استفاده از سازوکار کابلی.

نتایج شبیه‌سازی‌های انجام شده در مورد عملکرد ربات حاکی از کارایی آن در تأمین نیازهای طراحی است، اما ضروری است مطالعات بیشتر و دقیق‌تری در این زمینه انجام پذیرد. یکی از مشکلات موجود در شبیه‌سازی مطالعه‌ی حاضر، ساده‌سازی‌های انجام‌شده در مدل‌سازی رفتار غیرفعال ماهیچه‌هاست که ناشی از کمبود داده‌ها در این زمینه است. این امر به‌ویژه در مقایسه‌ی رفتار ربات در شرایط استفاده توسط افراد سالم و بیمار اهمیت می‌یابد. متأسفانه اطلاعات تفصیلی کافی برای ضرایب سختی ماهیچه‌ها بعد از وقوع سکت در ادبیات وجود ندارد و نمی‌توان سهم هر ماهیچه در افزایش سفتی مفصل میج را برآورد کرد. بر این اساس ضروری است با انجام آزمایش‌های سفتی‌سنجی مفصلی در افراد سالم و بیمار و فراهم ساختن داده‌های مورد نیاز، تحلیل با دقت بیشتری تکرار شود. به‌علاوه اعتبارسنجی نتایج حاصل از این تحقیق منوط به ساخت نمونه‌ی کاربردی از ربات است که بتواند تحت آزمون‌های تجربی قرار گیرد. در ادامه، و پس از ساخت نمونه‌ی بالینی ربات، می‌توان عملکرد آن را در شرایط واقعی با انجام آزمون‌های کلینیکی سنجید.



الف) نمودار زاویه‌ی فلکشن بر حسب جابه‌جایی طولی میج نسبت به کابل‌ها؛



ب) نمودار زاویه‌ی فلکشن ایجاد شده بر حسب جابه‌جایی عرضی میج نسبت به کابل‌ها.

شکل ۷. بررسی حساسیت ربات.

با تعریف روند حرکتی سازوکار، و با بهره‌گیری از رابطه‌ی بین تغییر زاویه‌ی میج بر حسب زاویه‌ی زانو، می‌توان حرکت متناوبی را برای چرخه‌ی راه رفتن طراحی، و روی پای فرد بیمار اجرا کرد.^[۱۲] بر حسب زاویه‌ی میج که فرد به مفصل زانوی سالم خود می‌دهد، زاویه‌ی از پیش تعیین شده‌ی میج روی پای فرد اجرا می‌شود تا الگوی راه رفتن بازآموزی شود.

با تکرار تحلیل سینماتیک ربات در سرعت‌های آهسته و سریع برای هر دو حرکت دورسی فلکشن - پلنٹارفلکشن و اینورشن - اورشن، نشان داده شد که تأثیر سرعت بر خروجی سیستم کنترلی ناچیز است. از دیگر پارامترهایی که تأثیر آن بر خروجی ربات مورد بررسی قرار گرفت، عواملی است که به دلیل خطا در پوشیدن ربات توسط بیمار رخ داده و ممکن است خروجی را از بازه مطلوب خارج کند. یکی

منابع (References)

1. Heart Disease and Stroke Statistics - 2012 Update: A Report from the American Heart, Circulation, (15 December 2011).
2. <http://cerebralpalsy.org/about-cerebral-palsy/what-is-cerebral-palsy>

پانویس‌ها

1. spasticity
2. metatarsophalangeal
3. Inversion-Eversion
4. Plantarflexion-Dorsiflexion

3. Girone, M. and et al. "A Stewart platform-based system for ankle telerehabilitation", *Autonomous Robots*, **10**(2), pp. 203-212 (2001).
4. Dai, J.S., Zhao, T. and Nester, C. "Sprained ankle physiotherapy based mechanism synthesis and stiffness analysis of a robotic rehabilitation device", *Autonomous Robots*, **16**(2), pp. 207-218 (2004).
5. Yoon, J., Ryu, J. and Lim, K.B., "A Novel Reconfigurable Ankle Rehabilitation Robot for Various Exercises", *Jouenal of Robotic Systems*, **22**(1), pp.15-33 (2006).
6. Agrawal, A., Banala, S.K., Agrawal, S.K. and Binder-Macleod, S.A. "Design of a two degree-of-freedom ankle-foot orthosis for robotic rehabilitation", *Proceedings of the 2005 IEEE, 9th International Conference on Rehabilitation Robotics* (2005).
7. Jamwal, P.K., Xie, S. and Aw, K.C. "Kinematic design optimization of a parallel ankle rehabilitation robot using modified genetic algorithm", *Robotics and Autonomous Systems*, **57**(10), pp. 1018-1027 (2009).
8. Roy, A. and et al. "Robot-aided neurorehabilitation: A novel robot for ankle rehabilitation", *Robotics, IEEE Transactions on*, **25**(3), pp. 569-582 (2009).
9. Chaurasia, B., *Human Anatomy*, 3rd. ed. Vol. Volume One (1999).
10. Siegler, S., Chen, J. and Schneck, C. "The three-dimensional kinematics and flexibility characteristics of the human ankle and subtalar joints—Part I: Kinematics", *Journal of Biomechanical Engineering*, **110**, pp. 364 (1988).
11. Stokes, I., Hutton, W. and Stott, J. "Forces acting on the metatarsals during normal walking", *Journal of Anatomy*, **129**(Pt 3), pp. 579 (1979).
12. Winter, D.A., *Biomechanics and Motor Control of Human Movement*, John Wiley & Sons Inc (2009).