



تقلید رفتار مچ پا توسط پروتز فعال زیر زانو و ارزیابی عملکرد مکانیکی آن

پریناز شکرانی^۱، لیلا قربانی^۲، حمید صادقیان^{۳*}

^۱ دانشکده مهندسی پزشکی، دانشگاه صنعتی امیرکبیر، تهران، ایران

^۲ دانشکده فنی مهندسی، دانشگاه اصفهان، اصفهان، ایران

تاریخچه داوری:

دریافت: ۱۴ آبان ۱۳۹۵

بازنگری: ۵ بهمن ۱۳۹۵

پذیرش: ۱۵ اسفند ۱۳۹۵

ارائه آنلاین: ۲۳ اسفند ۱۳۹۵

کلمات کلیدی:

پروتز فعال زیر زانو

سیکل راه رفتن

مفصل مچ پا

محرك الاستیک سری

چکیده: قطع عضو اندام تحتانی درصد بالایی از قطع عضوهای بدن را به خود اختصاص داده و به‌طور قابل توجهی باعث کاهش توانایی‌های حرکتی فرد می‌شود. بنابراین مهم‌ترین هدف در طراحی پروتز، بازگرداندن عملکرد عضو می‌باشد. بیشتر پروتزهای تجاری مچ پا، غیرفعال بوده و مشکلات بالینی بسیاری برای فرد قطع عضو شده ایجاد می‌کنند. گرچه با بهره‌گیری از اجزای فعال، پروتزهای قدرت‌یافته‌ی بسیاری جهت بهبود حرکت فرد طراحی شده‌اند، اما چنین طراحی‌هایی هنوز هم نیازمند محرک‌های سنگین و بزرگی بوده تا بتوانند توان لازم جهت به جلو راندن بدن را ایجاد کنند. هدف اصلی طراحی حاضر، به‌کارگیری مجموعه‌ای از فنرها و محرکی با توان پایین، جهت ذخیره‌ی انرژی در فاز ایستایش و آزادسازی آن در زمان به جلو راندن بدن است. به این ترتیب با استفاده از موتوری با اندازه و وزن پایین، گشتاور و توان مکانیکی مورد نظر در راه رفتن طبیعی فراهم شده و سختی مچ پا در هر مرحله از قدم زدن، انطباق خوبی با ویژگی‌های مچ پای طبیعی پیدا می‌کند. در انتها، به منظور ارزیابی عملکرد پروتز، شبیه‌سازی آن در محیط سیم‌مکانیک متلب انجام گرفت. نتایج نشان می‌دهد که این پروتز قادر است نمودار گشتاور-زاویه و توان-درصد سیکل مچ پای طبیعی را به خوبی دنبال کند.

۱- مقدمه

با توجه به نیاز کاربران به حضور در فعالیت‌هایی همچون پریدن، دویدن و ورزش کردن، پروتزهای غیرفعال ذخیره‌کننده و بازگرداننده انرژی در طول زمان توسعه پیدا کرده‌اند. یکی از این پروتزها، پای سیاتل^۵ [۴ و ۵] است. پروتز دیگری که به دلیل طراحی ساده و کم‌هزینه به خصوص در کشورهای در حال توسعه محبوبیت دارد، پای جیپور^۶ [۴] می‌باشد. مقایسه نتایج اندازه‌گیری نیروی عکس‌العمل زمین بین پای ساچ، سیاتل و جیپور نشان می‌دهد که پای جیپور نسبت به دو پروتز دیگر به سیکل راه رفتن طبیعی نزدیک‌تر است [۲].

استفاده از کامپوزیت کربن در نوع جدیدی از پاهای ذخیره‌کننده و بازگرداننده انرژی به نام پای فلکس^۷، میزان تلفات انرژی و وزن پروتز را کاهش داده که نسبت به طرح‌های قبلی، مزیت قابل توجهی را به دنبال دارد. همچنین در بعضی از طراحی‌های اخیر پای فلکس، تعدادی فنر و دمپر در طول ساق اضافه شده است که اجازه حرکت چند محوری و جذب ضربه فوق‌العاده را به پروتز می‌دهند [۳].

در تمامی این پروتزها با به‌کارگیری اجزای غیرفعال، انرژی در طول

امروزه پروتزهای متنوعی برای قطع عضو زیر زانو طراحی و ساخته شده‌اند که می‌توان آنها را در دو دسته اصلی فعال و غیرفعال جای داد. اکثر پروتزهای تجاری موجود، غیرفعال بوده و عملکرد مکانیکی آن‌ها با تغییر سرعت راه رفتن و سطح زمین تغییر نمی‌کند [۱]. دو دسته اصلی این نوع پروتزها، پاهای متعارف^۱ و پاهای ذخیره‌کننده و بازگرداننده انرژی^۲ هستند. پای ساچ^۳ یکی از پرکاربردترین پنجه‌های متعارف بوده که برای افراد با سطح فعالیت پایین استفاده می‌شود [۲]. وزن سبک، کم‌هزینه بودن و قابلیت اطمینان بالای پای ساچ باعث شده که به عنوان انتخابی ایده‌آل برای نیازهای اساسی حرکتی تلقی شود؛ اما این پا هیچ حرکت جانبی را فراهم نکرده و اجازه هیچ‌گونه چرخش در مفصل مچ را نمی‌دهد. دومین نوع از پروتزهای متعارف، پای تک‌محوری است. این پروتز دارای یک مفصل چرخشی در مفصل مچ بوده و از آنجا که می‌تواند در صفحه سهمی^۴ چرخش داشته باشد، برای سطوح ناهموار مناسب‌تر است [۲ و ۳].

- 1 Conventional feet
- 2 Energy Storing and Returning feet (ESAR)
- 3 Solid Ankle-Cushioned Heel (SACH)
- 4 Sagittal

نویسنده عهده‌دار مکاتبات: h.sadeghian@eng.ui.ac.ir

5 Seattle
6 Jaipur
7 Flex foot

۲- ملزومات طراحی پروتز میچ پا

۲-۱- سیکل راه رفتن

راه رفتن، یک الگوی سیکلی از حرکات بدن است. مطابق شکل ۱، هر سیکل که با برخورد پاشنه یک پا به زمین شروع شده و تا برخورد بعدی پاشنه همان پا ادامه پیدا می‌کند، می‌تواند به دو فاز اصلی تقسیم شود: فاز ایستایش^۷ (حدود ۶۰٪ سیکل) که از برخورد پاشنه با زمین^۸ شروع شده و قبل از جدا شدن پنجه از زمین^۹ خاتمه می‌یابد و فاز نوسان^{۱۰} (حدود ۴۰٪ سیکل) که طی آن، پا هیچ تماسی با زمین ندارد [۱۵ و ۱۶].

فاز ایستایش به سه بخش تقسیم می‌شود [۱۴ و ۱۶]: پلنتارفلکشن کنترل شده که از برخورد پاشنه با زمین شروع شده و تا پای صاف^{۱۱} ادامه پیدا می‌کند؛ دورسی فلکشن کنترل شده که از پای صاف آغاز شده و در حداکثر دورسی فلکشن^{۱۲} به پایان می‌رسد و در حین جدا شدن پاشنه از زمین^{۱۳}، عمل پوش آف انجام می‌گیرد. بخش باقیمانده فاز ایستایش، با پلنتارفلکشن قدرت یافته ادامه می‌یابد و با جدا شدن پنجه از زمین به اتمام می‌رسد. از این مرحله به بعد، فاز نوسان آغاز خواهد شد.

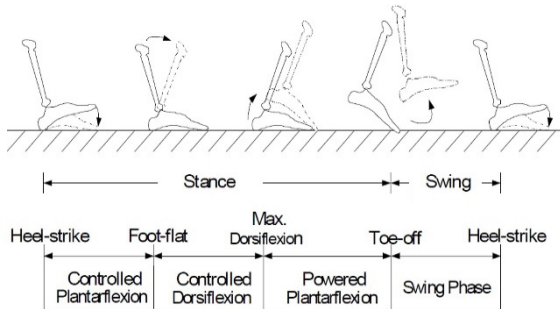


Fig. 1. Normal gait cycle [16]

شکل ۱: سیکل راه رفتن طبیعی از مرجع [۱۶]

۲-۲- ویژگی‌های طراحی

با توجه به توضیحات بیومکانیکی ارائه شده در بخش قبل، نیاز است که پروتز دارای ویژگی‌های زیر باشد:

- ابعاد و وزن پروتز مشابه با پای سالم باشد.
- قادر به تغییر سختی خود در طول هر فاز، مشابه با سختی نیمه استاتیک پای سالم باشد.
- قادر به تولید گشتاور و توان لحظه‌ای بالا برای پوش آف باشد.
- توانایی جذب ضربه داشته باشد تا از آسیب‌های هنگام برخورد پاشنه با زمین جلوگیری کند.
- قادر به کنترل موقعیت مفصل در طول فاز نوسان باشد [۳ و ۸].

پلنتارفلکشن کنترل شده^۱ و دورسی فلکشن کنترل شده^۲ ذخیره شده و در زمان پلنتارفلکشن قدرت یافته^۳ آزاد می‌گردد [۶]. این در حالی است که کاربران پروتزهای زیر زانو نسبت به افراد سالم در راه رفتن با سرعت یکسان، به ۳۰-۲۰٪ انرژی بیشتر نیاز دارند. به بیان دیگر، در راه رفتن سریع و حتی معمولی، به انرژی بیشتری نیاز است که این انرژی نمی‌تواند به وسیله اجزای غیرفعال تأمین شود [۳ و ۶]. به علاوه، این پروتزها موجب ناهنجاری‌های راه رفتن، نرخ سوخت و ساز بالاتر و نیز الگوی گام برداشتن نامتقارن می‌شوند [۷]. به همین دلیل، برای تقلید بهتر عملکرد میچ پای انسان و افزایش تقارن الگوی راه رفتن، به پروتزی نیاز است که به صورت فعال، موقعیت مفصل، توان محرک و امپدانس مفصل را کنترل کند [۸]. از این رو در سال‌های اخیر، پروتزهای فعال مورد توجه قرار گرفته‌اند؛ اما بیشتر این پروتزها در سطح تحقیقاتی بوده و برای طیف گسترده‌ای از کاربران در دسترس نیستند [۹]. مؤسسه فناوری ماساچوست و دانشگاه وریج بروکسل از مراکزی هستند که در ساخت پروتزهای فعال الکتریکی و پنوماتیکی فعالیت داشته‌اند [۱۰ و ۱۱]. از نمونه‌های دیگر این نوع پروتز می‌توان به پروتز چهار میله‌ای دارای فتر پیچشی و پروتز اسپارکی اشاره نمود [۱۲ و ۱۳]. در این پروتزها، با به‌کارگیری یک محرک پنوماتیکی یا الکتریکی، انرژی لازم برای به جلو راندن بدن (پوش آف^۴) به سیستم تزریق می‌شود و به این ترتیب، باعث بهبود الگوی راه رفتن و کاهش نرخ سوخت و ساز می‌گردد. اگرچه این پروتزها قادرند انرژی مورد نیاز حرکت را فراهم کنند؛ اما برای تولید گشتاورهای بالا در مدت زمان کم، نیازمند محرک‌های سنگین و بزرگی هستند؛ بنابراین پیشنهاد می‌شود محرک‌های کم‌توان به گونه‌ای به کار گرفته شوند که در دوره زمانی طولانی‌تری کار کرده و انرژی را در اجزای غیرفعال ذخیره نمایند. این انرژی می‌تواند در زمان مورد نیاز آزاد شده و به‌طور آنی به سیستم تزریق شود. در این صورت، اندازه و وزن پروتز به مقدار قابل توجهی کاهش یافته؛ در حالی که پروتز هنوز هم قادر به تولید توان مورد نیاز برای نیروی محرکه^۵ رو به جلو می‌باشد [۱۴].

در این مطالعه، ابتدا چرخه راه رفتن طبیعی بررسی شده و سپس، طراحی انجام گرفته مبتنی بر مطالعات بیومکانیکی شرح داده می‌شود. در این طراحی، به منظور انطباق هرچه بهتر ویژگی‌های میچ پای طبیعی و پروتز، از جمله گشتاور-زاویه و توان-درصد سیکل آن‌ها، از محاسبات نظری مهندسی و بهینه‌سازی در نرم‌افزار متلب^۶ استفاده شده است. در نهایت نتایج شبیه‌سازی پروتز در محیط سیم‌مکانیک^۶ متلب ارائه می‌شود.

7 Stance phase
8 Heel strike
9 Toe off
10 Swing phase
11 Foot flat
12 Maximum dorsiflexion
13 Heel off

1 Controlled Plantarflexion
2 Dorsiflexion
3 Powered plantarflexion
4 Push off
5 Matlab
6 Simmechanics

۳- طراحی مکانیکی پروتز

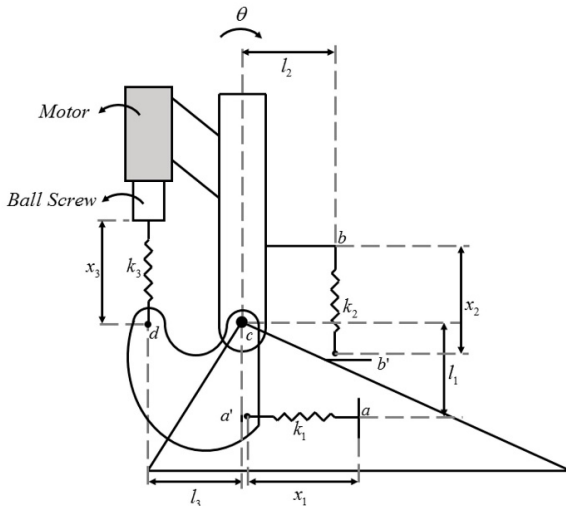


Fig. 2. Schematics of the prosthesis

شکل ۲: شماتیک پروتز

مجموعه فنرها: فنر فشاری ۱ دارای سختی ۱۸ نیوتون بر میلی‌متر بوده که به قسمت پای پروتز متصل می‌شود. فنر فشاری ۲ با سختی ۱۰۷ نیوتون بر میلی‌متر به گونه‌ای قرار گرفته که محور آن بین دو صفحه‌ی پ قرار دارد. مجموعه فنر ۳ نیز از دو فنر کششی موازی با سختی ۲۳ نیوتون بر میلی‌متر تشکیل شده است. سختی تمامی این فنرها بر اساس محاسبات نظری و شبیه‌سازی تعیین شده است. علاوه بر این، فنرهای پیچشی دیگری نیز برای برگشت پنجه نیاز است که به محل اتصال پنجه به پا در دو سمت پروتز متصل می‌شوند.

محرك: جهت دستیابی به ویژگی‌های میچ پای طبیعی، نیازمند یک محرك الاستیک سری با بازده مکانیکی بالا و نسبت توان و استحکام، به وزن معقول هستیم. با توجه به گشتاور و سرعت زاویه‌ای میچ پا، به موتوری با توان حدود ۸۰ وات برای دنبال کردن نمودار میچ پا نیازمندیم؛ اما با توجه به بازده ۹۰ درصدی بال اسکرو و ۸۰ درصدی گیربکس انتخابی، یک موتور ۱۰۰ وات می‌تواند پاسخگوی نیاز پروتز باشد. جهت توصیف نحوه انتخاب سیستم انتقال، به محاسبه گشتاور مورد نیاز پروتز احتیاج داریم. میزان این گشتاور از طریق رابطه (۱) به دست می‌آید:

$$T = \frac{F \times P}{2 \times \pi \times \eta} \quad (1)$$

در این رابطه، T گشتاور مورد نیاز از طریق موتور و بال اسکرو، F نیروی محوری اعمالی بر مهره بال اسکرو بر حسب نیوتون، P لید بر حسب میلی‌متر و η کارایی بال اسکرو است.

با انجام محاسبات، گشتاور به دست آمده طبق رابطه (۱) در مقایسه با گشتاور موتور انتخابی بسیار بزرگ است. به همین دلیل، پیشنهاد می‌شود بین موتور و بال اسکرو، از یک گیربکس استفاده شود.

از آنجا که در این طراحی سرعت کشش فنر نیز از اهمیت بالایی برخوردار است، نسبت انتقال گیربکس از طریق سرعت موتور و سرعت خروجی گیربکس مطابق با رابطه (۲) به دست می‌آید. در این رابطه R نسبت انتقال گیربکس و n سرعت دورانی می‌باشد.

هدف اصلی این مقاله، دنبال نمودن نمودار گشتاور-زاویه میچ پای طبیعی و توجه به توزیع مطلوب توان در طی فازهای راه رفتن است. به گونه‌ای که با به کارگیری اجزای غیرفعال و فعال مانند فنر و محرك الاستیک سری با حداقل مصرف توان، انرژی مورد نیاز برای فازهای راه رفتن به خصوص مرحله پوش آف فراهم شود. راه‌حلی که برای کاهش توان محرك به نظر می‌رسد، افزایش مدت زمانی است که محرك انرژی فراهم می‌کند.

در شکل ۲ بخش‌های مختلف طرح ارائه شده نشان داده شده است. در این پروتز، جهت داشتن رفتاری شبیه به میچ پا، ۳ مجموعه فنر به کار گرفته شده است. فنر فشاری ۱ برای ذخیره انرژی در فاز پلنتارفلکشن کنترل شده و فنر فشاری ۲ جهت ذخیره انرژی در فاز دورسی‌فلکشن کنترل شده مورد استفاده قرار می‌گیرند. مجموعه فنر کششی ۳ نیز در طول فاز ایستایش توسط محرك بارگذاری می‌شود؛ اما به دلیل وجود سازوکار قفل، انرژی ذخیره شده در این فنر تا لحظه پوش آف آزاد نمی‌گردد. به این ترتیب می‌توان با استفاده از یک محرك با توان و وزن پایین، با ذخیره انرژی در فنر ۳ و آزاد کردن آن در زمان مورد نیاز، انرژی کافی برای پوش آف را فراهم نمود. مطابق شکل ۲ این پروتز از سه بخش بدنه شامل ساق پا، بازوی اهرمی و پا تشکیل شده که حول محور میچ مفصل شده‌اند. همانطور که در بخش قبل اشاره شد، پروتز دارای سه مجموعه فنر است. فنر فشاری ۱ در نقطه a به پا جوش خورده و سر دیگر آن آزاد است. به گونه‌ای که در برخی زوایا با صفحه a' متصل به بازوی اهرمی درگیر می‌شود. فنر فشاری ۲ در نقطه b به صفحه متصل به ساق ثابت شده و سر دیگر آن در برخی زوایای معین، با صفحه b' متصل به پا درگیر می‌شود. مجموعه فنر ۳ نیز از یک سو به نقطه ثابت d روی بازوی اهرمی متصل شده و از طرف دیگر به صورت سری با واحد انتقال حرکت دورانی به حرکت خطی (بال اسکرو^۱) و موتور قرار گرفته که به مجموعه آن‌ها، محرك الاستیک سری گفته می‌شود.

۳-۱- اجزای پروتز

با توجه به داده‌های دکتر وینتر^۲ [۱۷]، حداکثر گشتاور مورد نیاز حول مفصل میچ برای راه رفتن شخص ۷۵ کیلوگرمی با سرعت معمولی روی سطح زمین، حدود ۱۲۰ نیوتون متر است که به عنوان معیاری برای طراحی این پروتز مورد استفاده قرار گرفته است. همچنین با توجه به محدوده حرکتی مفصل میچ از حدود $+10^\circ$ در حداکثر دورسی‌فلکشن تا حدود -20° در حداکثر پلنتارفلکشن، مقادیر اجزای پروتز به گونه‌ای تعیین شده‌اند که این محدوده را پوشش دهند. براساس نسبت‌های آنتروپومتری برای فرد ۷۵ کیلوگرمی، طول پا به اندازه ۲۷ سانتی‌متر (معادل سایز ۴۱ اروپایی) و ارتفاع میچ پا به اندازه ۹ سانتی‌متر انتخاب گردیده است. شرحی از دیگر اجزای مورد استفاده در پروتز، در زیر آورده شده است.

- 1 Ball screw
- 2 Dr. Winter

۳-۲- عملکرد پروتز در طول فازهای راه رفتن

در این بخش عملکرد پروتز در طول فازهای راه رفتن، به صورت جزئی شرح داده خواهد شد. شکل ۴ نمایی از یک سیکل کامل پروتز را نشان می‌دهد. از آنجا که در شرایط عادی ۹۳٪ کار انجام شده به وسیلهٔ مچ، به حرکت در صفحهٔ سهمی مربوط است، فرض می‌شود که عملکرد مچ در صفحهٔ سهمی، مهم‌تر از صفحات عرضی^۲ و تاجی^۳ می‌باشد [۹]. به همین دلیل در این طراحی تنها حرکت سهمی مچ در نظر گرفته شده است.

۳-۲-۱- برخورد پاشنه با زمین تا پای صاف

در این فاز، پای پروتز حول محور مچ (نقطهٔ c) نسبت به ساق چرخیده و از زاویهٔ 0° (برخورد پاشنه با زمین) به $4/6^\circ$ (پای صاف) می‌رسد. از آنجا که در ابتدای کار بازوی اهرمی به ساق قفل شده است، فنر ۱ با صفحهٔ a' درگیر و فشرده شده و به این ترتیب، گشتاور دورسی فلکشن مطابق رابطه (۵) حول مچ به پا وارد می‌کند. در حالی که با این تغییر زاویه، فنر ۲ با صفحهٔ b' درگیر نیست و گشتاوری تولید نمی‌کند.

$$T_1 = k_1 l_1^2 \sin(\theta) \cos(\theta) \quad (5)$$

در این رابطه، k_1 سختی فنر ۱ و l_1 فاصلهٔ عمودی بین دو نقطهٔ a و c است. طی این مرحله، با چرخش موتور، انژژی در فنر ۳ ذخیره می‌شود؛ اما به دلیل قفل بودن بازوی اهرمی به ساق، کشش فنر ۳ گشتاوری به مچ تحویل نمی‌دهد.

۳-۲-۲- پای صاف تا حداکثر دورسی فلکشن

در زمانی که پا به صورت کاملاً صاف روی زمین قرار دارد، ساق حول نقطهٔ c می‌چرخد و زاویهٔ مچ، از $4/6^\circ$ به $9/6^\circ$ می‌رسد. در بازهٔ $4/6^\circ$ تا $9/6^\circ$ ، تنها فنر ۱ درگیر بوده و گشتاور حول مچ مطابق با رابطه (۵) به دست می‌آید.

از زاویهٔ 0° تا $9/6^\circ$ ، فنر ۱ به طول آزاد خود رسیده و گشتاوری تولید نمی‌کند؛ اما انتهای آزاد فنر ۲ با صفحهٔ b' درگیر شده و گشتاوری مطابق رابطه (۶)

$$T_2 = k_2 l_2 \cos(\theta) (x_2 - \sqrt{(x_2 \cos(\theta) - l_2 \sin(\theta))^2} - \sqrt{(x_2 \sin(\theta) + l_2 \cos(\theta) - l_2)^2}) \quad (6)$$

حول مچ ایجاد می‌کند.

در رابطه (۶)، k_2 سختی فنر ۲ و l_2 فاصلهٔ افقی نقطهٔ b تا c است.

در این فاز نیز بازوی اهرمی به ساق قفل بوده و موتور همچنان فنر ۳ را بارگذاری می‌کند؛ اما این کشیدگی، گشتاوری تولید نمی‌کند.

$$R = \frac{n_{motor}}{n_{gearbox}} \quad (2)$$

سرعت دورانی گیربکس می‌تواند با استفاده از رابطه (۳) محاسبه شود. در این رابطه V بیشترین سرعت مورد نیاز جهت کشش مجموعه فنر ۳ است که با توجه به محاسبات نظری و شبیه‌سازی در نرم‌افزار متلب به دست می‌آید.

$$n_{gearbox} = \frac{V}{P} \quad (3)$$

با بررسی همزمان گشتاور و سرعت موتورهای در دسترس و همچنین نسبت انتقال و بازده گیربکس‌های گوناگون، موتوری با توان ۱۰۰ وات، گشتاور ۰/۲۳۴ نیوتون متر و سرعت ۵۰۰۰ دور بر دقیقه انتخاب گردید. با توجه به نسبت کاهش گیربکس در رابطه (۲)، یک گیربکس دنده خورشیدی^۱ (Maxon GP32C) انتخاب گردید که نسبت انتقال آن ۱: ۵/۸ بوده و دارای ۸۰٪ کارایی می‌باشد. با قرار دادن این پارامترها در رابطه (۴) می‌توان گشتاور در دسترس پروتز را به دست آورد.

$$T = R \times T_{motor} \times \eta_{gearbox} \quad (4)$$

باید توجه داشت که ماکزیمم گشتاور مورد نیاز پروتز بایستی کمتر از ماکزیمم گشتاور تولیدی موتور باشد. از این رو، مقایسهٔ گشتاور به دست آمده از طریق رابطه (۴) با گشتاور مورد نیاز طبق رابطه (۱)، نشان می‌دهد که فرایند انتخاب سیستم محرک پروتز به درستی صورت گرفته است.

در شکل ۳، پروتز طراحی شده در نرم‌افزار CATIA V5R20 نشان داده شده است. در طراحی صورت گرفته، نحوهٔ قرارگیری اجزای پروتز به گونه‌ای است که فضای زیادی را اشغال نکند.

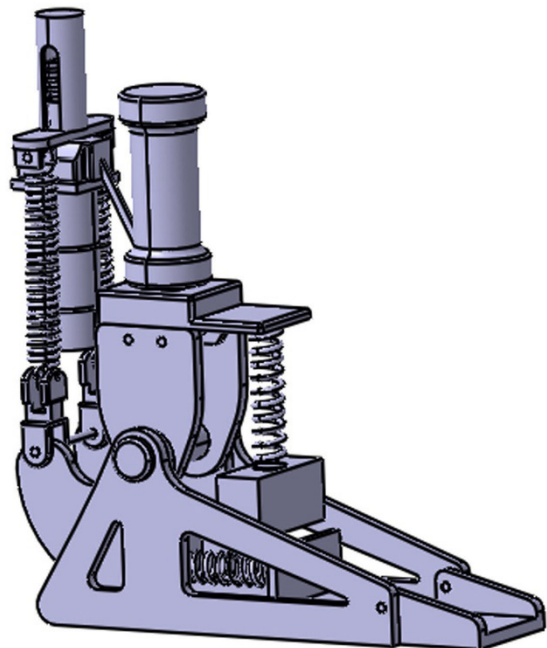


Fig. 3. Designed prosthesis in CATIA V5R20

شکل ۳: پروتز طراحی شده در نرم‌افزار CATIA V5R20

1 Planetary gearhead

2 Transverse plane

3 Coronal plane

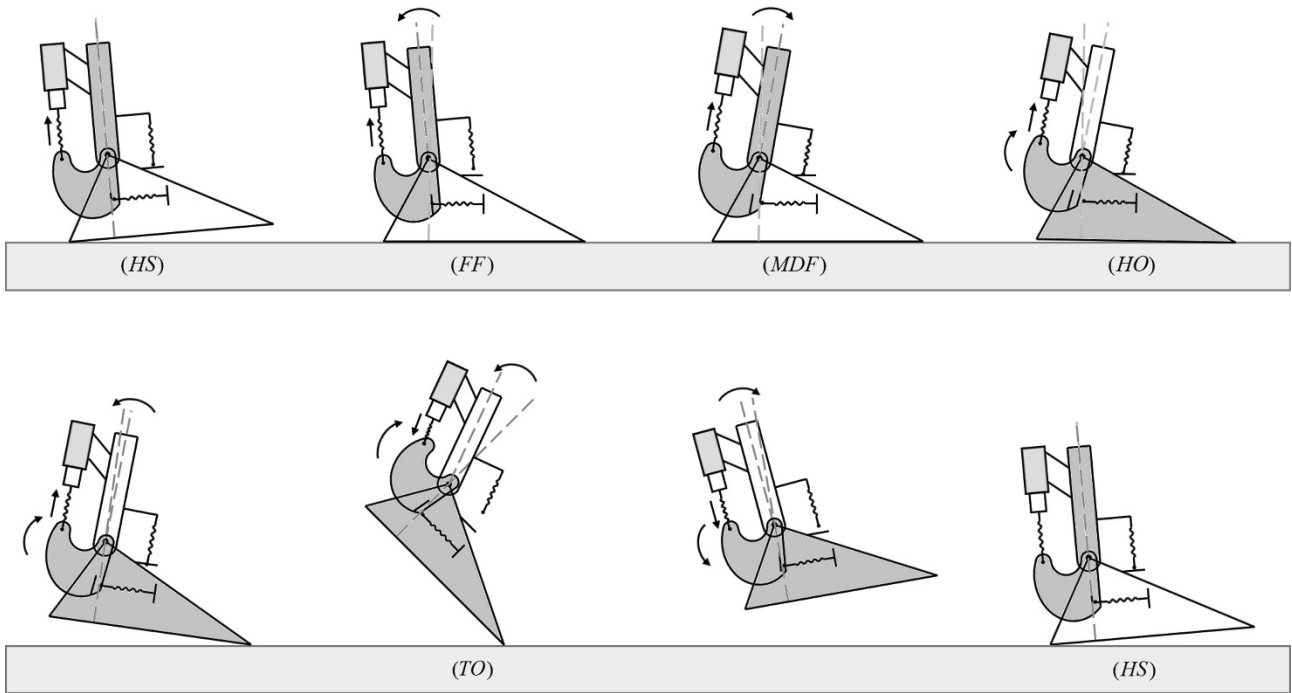


Fig. 4. Working principle of the prosthesis during one complete gait cycle. The greyed parts denote interlocked bodies.
 شکل ۴: قاعده کار پروتز در طول یک سیکل راه رفتن کامل. قسمت‌های رنگ شده، اجزای به هم قفل شده را نشان می‌دهد

۳-۲-۳- جدا شدن پاشنه

طراحی به گونه‌ای است که در زاویه $9/6^\circ +$ ، قفل بازوی اهرمی از ساق آزاد شده و به پا متصل می‌شود؛ بنابراین انرژی ذخیره شده در مجموعه فنر ۳، به طور آنی و بدون تغییر زاویه مچ، به سیستم منتقل شده و گشتاوری مطابق رابطه (۷) به مجموعه گشتاورهای قبلی اضافه خواهد کرد.

$$T_3 = k_3 l_3 x_1^* \quad (7)$$

از آنجا که در ابتدای کار، زاویه بین بازوی اهرمی و مجموعه فنر ۳ در $90^\circ +$ ثابت شده بود، گشتاور به صورت بالا به دست می‌آید. در این رابطه، l_3 فاصله افقی نقطه c تا d بوده و x_1^* میزان کشیدگی فنر ۳ از ابتدای سیکل تا این لحظه است.

۳-۲-۴- جدا شدن پاشنه تا جدا شدن پنجه از زمین

با قفل شدن بازوی اهرمی به پا، به تدریج انرژی ذخیره شده در فنر ۳ آزاد شده و باعث بالا آمدن پاشنه می‌شود. به این ترتیب، زاویه مچ از $9/6^\circ +$ به $18/6^\circ -$ تغییر کرده و تماس پنجه با زمین قطع خواهد شد. البته باید توجه داشت که برای دستیابی به گشتاور مطلوب، محرک همچنان مجموعه فنر ۳ را بارگذاری می‌کند. این طراحی به گونه‌ای است که از $9/6^\circ +$ تا 0° ، علاوه بر مجموعه فنر ۳، فنر ۲ نیز درگیر بوده و گشتاور مثبتی ایجاد می‌کند. بنابراین گشتاور این بازه به صورت رابطه (۸) محاسبه می‌شود.

$$T_4 = k_3 l_3 \cos(9.6 - \theta)(x_1^* + x_2^* - l_3 \sin(9.6 - \theta)) + k_2 l_2 \cos(\theta)(x_2 - \sqrt{(x_2 \cos(\theta) - l_2 \sin(\theta))^2} - \sqrt{+(x_2 \sin(\theta) + l_2 \cos(\theta) - l_2)^2}) \quad (8)$$

x_2^* تعریف شده در این رابطه، کشیدگی لحظه‌ای مجموعه فنر ۳ توسط محرک، بعد از باز شدن قفل از ساق است که رابطه خطی آن با زمان، با روش‌های بهینه‌سازی، سعی و خطا محاسبه شده است. در زاویه 0° ، فنر ۲ به طول آزاد خود رسیده و تا $18/6^\circ -$ گشتاوری تولید نمی‌کند؛ بنابراین در این بازه گشتاور مطابق رابطه (۹) محاسبه می‌شود.

$$T_5 = k_3 l_3 \cos(9.6 - \theta)(x_1^* + x_3^* - l_3 \sin(9.6 - \theta)) \quad (9)$$

در این رابطه x_3^* برگشت لحظه‌ای مجموعه فنر ۳ است که برای دنبال نمودن بهتر نمودار گشتاور-زاویه، رابطه غیرخطی با زمان برای آن به دست آمده است.

۳-۲-۵- فاز نوسان

پس از جدا شدن پنجه از زمین، موتور در جهت خلاف چرخیده و بال‌اسکرو را به موقعیت اولیه خود برمی‌گرداند. در نتیجه، زاویه مچ به 0° رسیده و تمامی فنرها به طول آزاد خود برمی‌گردند. در انتهای این فاز بار دیگر بازوی اهرمی به ساق قفل شده و پروتز برای سیکل بعدی آماده خواهد شد.

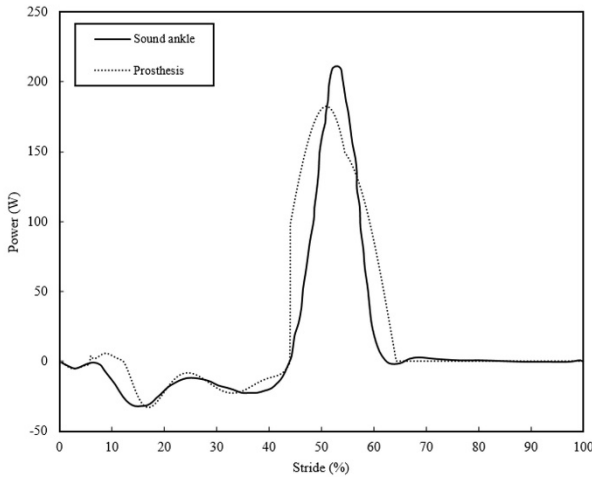


Fig. 7. Ankle power during one stride for the proposed prosthesis in comparison with the natural ankle data in [17]

شکل ۷: نمودار توان برحسب درصد سیکل پروتز طراحی شده و داده‌های مچ پای طبیعی از مرجع [۱۷]

استخراج شده توسط دکتر وینتر [۱۷] مقایسه شده است. نتایج حاصل از شبیه‌سازی، محاسبات نظری اولیه را به خوبی تصدیق و تأیید نمود و با این که تفاوت‌هایی بین گشتاور خروجی شبیه‌سازی و داده‌های مچ پای طبیعی وجود دارد؛ اما می‌توان گفت که نتایج این شبیه‌سازی، نمودار مچ پای طبیعی را به خوبی دنبال کرده است.

قابل توجه است که این پروتز محدوده حرکتی $+9/6^\circ$ تا $-18/6^\circ$ را پوشش داده و گشتاوری به بزرگی ۱۳۲ نیوتون متر در هنگام جدا شدن پاشنه از زمین تولید می‌کند.

در شکل ۷ نمودار توان مکانیکی پروتز و توان نظری مچ پای طبیعی برحسب درصد سیکل نشان داده شده است. توان مکانیکی، از سرعت زاویه‌ای مفصل و گشتاورهای خروجی شبیه‌سازی به دست می‌آید. در اینجا نیز می‌توان مشاهده نمود که نمودار توان متوسط تولید شده توسط پروتز، مشابه نمودار توانی است که از راه رفتن طبیعی به دست می‌آید. این نمودار، در هنگام پوش‌آف (حدود ۵۰٪ سیکل) به حداکثر خود می‌رسد. از طریق این نمودار، می‌توان میزان انرژی تولید شده توسط مچ پا را نیز محاسبه نمود؛ به عبارتی مساحت زیر نمودار توان، بیانگر انرژی مچ پا است که مطابق با نمودار وینتر [۷۱]، برای یک فرد سالم ۵۷ کیلوگرمی حدود ۲۱ ژول و برای این پروتز، حدود ۹۱ ژول است.

۶- نتیجه‌گیری

در این مطالعه، طراحی جدیدی از پروتز فعال زیر زانو انجام گرفته که می‌تواند رفتار بیومکانیکی مچ پای انسان را به خوبی دنبال کند. به همین منظور، از اجزای غیرفعال و فعالی همچون فنر و یک مجموعه محرک الاستیک سری برای ذخیره‌سازی انرژی از ابتدای سیکل و آزادسازی آن در مرحله پوش‌آف استفاده شده است.

جهت ارزیابی عملکرد این پروتز دو آنالیز انجام گرفت و نتایج حاصل از آن‌ها نشان داد که پروتز، رفتارهای مچ سالم مانند زاویه، گشتاور و توان را

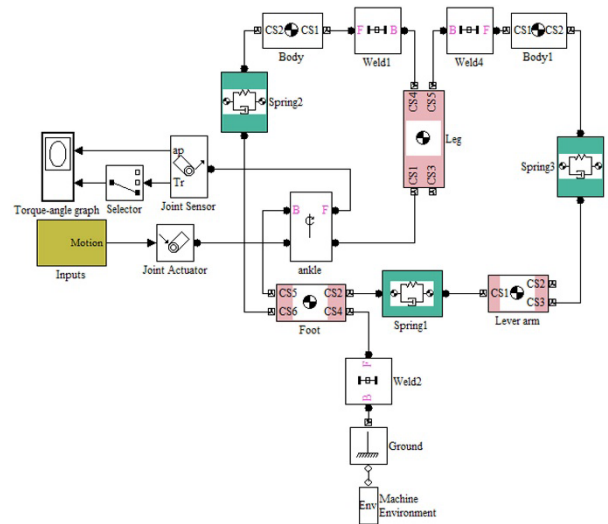


Fig. 5. General view of the prosthesis simulation in SimMechanics environment

شکل ۵: نمای عمومی شبیه‌سازی پروتز در محیط سیم‌مکانیک

۴- ارزیابی

پس از طراحی اولیه پروتز، صحت عملکرد آن در طول فازهای راه رفتن، با محاسبات نظری مهندسی و نرم‌افزار متلب مورد بررسی قرار گرفت. سپس مدلی از آن در محیط سیمولینک^۱ و در بخش سیم‌مکانیک، شبیه‌سازی شد. شکل ۵، یک نمای عمومی از شبیه‌سازی پروتز در محیط سیم‌مکانیک را نشان می‌دهد. برای راحتی کار، هر فاز پروتز به‌طور جداگانه مورد تحلیل قرار گرفت و در هر مرحله، تنها اجزای درگیر در همان فاز وارد شدند.

۵- نتایج

شکل ۶ نمودار گشتاور-زاویه حاصل از محاسبات نظری و شبیه‌سازی در محیط سیم‌مکانیک متلب را نشان می‌دهد که با داده‌های مچ پای طبیعی

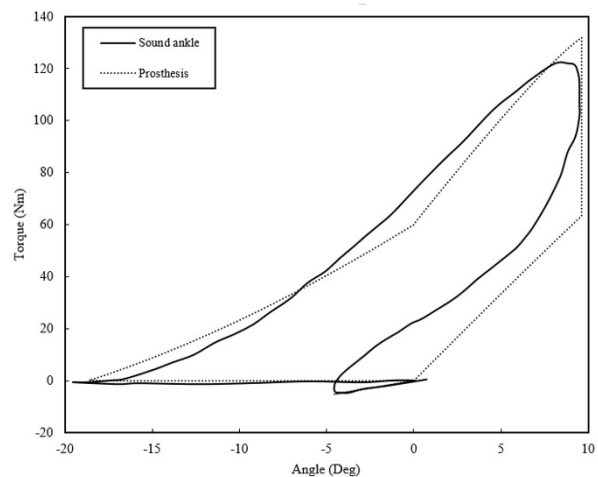


Fig. 6. Torque-angle diagram of the proposed prosthesis in comparison with the natural ankle data in [17]

شکل ۶: نمودار گشتاور-زاویه پروتز طراحی شده و داده‌های مچ پای طبیعی از مرجع [۱۷]

1 Simulink

system for the study of human walking biomechanics, in: Robotics and Automation, 2006. ICRA 2006. Proceedings 2006 *IEEE International Conference on, IEEE*, 2006, pp. 2. 2945-939.

- [9] B. Brackx, M. Van Damme, A. Matthys, B. Vanderborght, D. Lefeber, Passive ankle-foot prosthesis prototype with extended push-off, *International journal of advanced robotic systems*, 10(2) (2013) 101.
- [10] S.K. Au, J. Weber, H. Herr, Powered Ankle-Foot Prosthesis Improves Walking Metabolic Economy, *IEEE Transactions on Robotics*, 25(1) (2009) 51-66.
- [11] R. Versluys, A. Desomer, G. Lenaerts, O. Pareit, B. Vanderborght, G. Perre, L. Peeraer, D. Lefeber, A biomechatronical transtibial prosthesis powered by pleated pneumatic artificial muscles, *International Journal of Modelling, Identification and Control*, 4(4) (2008) 394-405.
- [12] J. Sun, *Powered transtibial prosthetic device control system design*, implementation and testing, Marquette University, 2012.
- [13] R.D. Bellman, M.A. Holgate, T.G. Sugar, SPARKy 3: Design of an active robotic ankle prosthesis with two actuated degrees of freedom using regenerative kinetics, in: *Biomedical Robotics and Biomechatronics, 2008. BioRob 2008. 2nd IEEE RAS & EMBS International Conference on, IEEE*, 2008, pp. 511-516.
- [14] P. Chelle, V. Grosu, A. Matthys, B. Vanderborght, D. Lefeber, Design and validation of the ankle mimicking prosthetic (AMP-) foot 2.0, *IEEE Transactions on Neural Systems and Rehabilitation Engineering*, 22(1) (2014) 138-148.
- [15] J. Zhu, Q. Wang, L. Wang, On the Design of a Powered Transtibial Prosthesis With Stiffness Adaptable Ankle and Toe Joints, *IEEE Trans. Industrial Electronics*, 61(9) (2014) 4797-4807.
- [16] S. Au, M. Berniker, H. Herr, Powered ankle-foot prosthesis to assist level-ground and stair-descent gaits, *Neural Networks*, 21(4) (2008) 654-666.
- [17] D.A. Winter, *Biomechanics and motor control of human gait: normal, elderly and pathological*, 1991.

در طول یک سیکل تقلید می‌کند. پروتز برای یک شخص ۷۵ کیلوگرمی، قادر به تولید حداکثر گشتاور ۱۳۳ نیوتون متر، با محدوده حرکتی حدود ۳۰° می‌باشد. علاوه بر این، در مقایسه با پروتزه‌های غیرفعال مرسوم، طبیعی‌تر عمل کرده و به این ترتیب، قابلیت بهتر پروتزه‌های فعال نسبت به پروتزه‌های غیرفعال در ایجاد سیکل طبیعی‌تر راه رفتن را تأیید می‌کند.

کار آینده شامل طراحی سازوکار قفل، ساخت و کنترل نمونه اولیه پروتز و بهبود عملکرد آن است. به علاوه می‌توان یک مقایسه کمی از برخی عملکردهای پروتز، مانند سوخت و ساز راه رفتن، با دیگر پروتزه‌های موجود انجام داد.

مراجع

- [1] S.K. Au, J. Weber, H. Herr, Biomechanical design of a powered ankle-foot prosthesis, in: *Rehabilitation Robotics, 2007. ICORR 2007. IEEE 10th International Conference on, IEEE*, 2007, pp. 298-303.
- [2] J. Geeroms, *Study and Design of an Actuated Below-Knee Prosthesis*, in, Citeseer, 2011.
- [3] Y. Zeng, Design and testing of a passive prosthetic ankle with mechanical performance similar to that of a natural ankle, (2013) .
- [4] A. Arya, A. Lees, H. Nerula, L. Klenerman, A biomechanical comparison of the SACH, Seattle and Jaipur feet using ground reaction forces, *Prosthetics and Orthotics International*, 19(1) (1995) 37-45.
- [5] B.J. Hafner, J.E. Sanders, J.M. Czerniecki, J. Fergason, Transtibial energy-storage-and-return prosthetic devices: a review of energy concepts and a proposed nomenclature, *Journal of rehabilitation research and development*, 39(1) (2002) 1-12.
- [6] M.F. Eilenberg, H. Geyer, H. Herr, Control of a powered ankle-foot prosthesis based on a neuromuscular model, *IEEE transactions on neural systems and rehabilitation engineering*, 18(2) (2010) 164-173.
- [7] D. Hill, H. Herr, Effects of a powered ankle-foot prosthesis on kinetic loading of the contralateral limb: A case series, in: *Rehabilitation Robotics (ICORR), 2013 IEEE International Conference on, IEEE*, 2013, pp. 1-6.
- [8] S.K. Au, P. Dilworth, H. Herr, An ankle-foot emulation

برای ارجاع به این مقاله از عبارت زیر استفاده کنید:



Please cite this article using:

P. Shokrani, L. Ghorbani, H. Sadeghian, Imitating Sound Ankle Behavior with a Powered Below-Knee Prosthesis and Validation of its Mechanical Performance, *Amirkabir J. Mech. Eng.*, 50(5) (2018) 1137-1144.
DOI: 10.22060/mej.2017.12099.5258

