ISSN: 2476-6909; Modares Mechanical Engineering. 2021;21(6):353-365

Design and Manufacture of an Intelligent Prosthetic Ankle-foot for Walking and Running Modes via Optimization of Power and Energy Consumption

ARTICLE INFO

Article Type
Original Research

Authors
Rajaie F.[1] *MSc*,
Alipour K.[1]* *PhD*,
Tarvirdizadeh B.[1] *PhD*,
Hadi A.[1] *PhD*,
Valiyanholagh H.[2] *MSc*

How to cite this article
Rajaie F, Alipour K, Tarvirdizadeh B, Hadi A, Valiyanholagh H. Design and Manufacture of an Intelligent Prosthetic Ankle-foot for Walking and Running Modes via Optimization of Power and Energy Consumption. Modares Mechanical Engineering. 2021;21(6):353-365.

[1] Advanced service robots (ASR) laboratory, Department of Mechatronics, Faculty of New Sciences and Technologies, University of Tehran, Tehran, Iran.
[2] Department of Electrical and Computer Engineering, College of Engineering, University of Tehran, Tehran, Iran.

Correspondence
Address: Advanced service robots (ASR) laboratory, Department of Mechatronics, Faculty of New Sciences and Technologies, University of Tehran, Tehran, Iran
Phone: -
Fax: -
k.alipour@ut.ac.ir

Article History
Received: September 05, 2020
Accepted: January 03, 2021
ePublished: April 30, 2021

ABSTRACT

Human ankle-foot gait is the result of a complex interaction between nerves and muscles. A significant number of prosthetic ankles-foots (passive, semi-active, active) have been designed to restore an identical function of a real limb. Excluding passive and semi-active prosthesis, that cannot generate any positive work, one of the biggest challenges in creating these prostheses is providing the needed power and energy during movement. Supplying this power and energy, requires a high-torque and high-power actuator having high weight, thereby causing a dramatic increase in the weight and size of the resulted prosthesis. In this paper, a combination of an active actuator (an electrical motor) and a passive stimulus (a spring) is utilized, which can decrease the needed power and energy. This design does not only support walking mode, but also provides running mode up to 2.5m/s. Accordingly, the first stage of this article includes mechanical modeling of the ankle and evaluation of efficiency and power consumption in all presented models. Then, a combination of spring and series actuator is selected as the best and optimal combination, which is different from the previous structures. In this structure, power and energy consumption are dramatically reduced up to 58% and 26% in walking mode and 64% and 57% in running mode. Consequently, a lighter motor and battery can supply the required power, so the prosthesis's weight is decreased. Thus, in order to optimize power and energy consumption, it is necessary to determine the optimal spring stiffness based on design priorities (maximum power reduction). In the last step, the most suitable segments are developed for receiving the best performance, and then the designed prosthetic ankle is built. The results of simulations and experimental tests show that the produced prosthesis has all the desired performance, and it uses less energy and power while its user is moving.

Keywords Disabled People, Rehabilitation Robots, Prosthetic Ankle-Foot, Ankle Mechanical Model, Optimization of Power and Energy

CITATION LINKS

[1] Springer Handbook of robotics. [2] Recent development of mechanisms and control strategies ... [3] Sagittal plane characterization of normal human ankle function ... [4] Characterizing ankle function during stair ascent, decent ... [5] Lower extremity exoskeletons and active orthoses ... [6] Mimicking human-like leg function ... [7] Series elastic actuator development for a biomimetic walking ... [8] The RoboKnee: an exoskeleton for enhancing strength ... [9] Adaptive control of a variable-impedance ankle-foot orthosis to assist ... [10] An efficient robotic tendon ... [11] The SPARKy (Spring Ankle with Regenerative Kinetics) project ... [12] Control of a regenerative braking powered ankle foot ... [13] Dynamically controlled ankle–foot orthosis (DCO) with regenerative ... [14] From conventional prosthetic feet to bionic feet ... [15] Design and validation of the ankle mimicking prosthetic ... [16] Design of powered ankle-foot prosthesis with nonlinear parallel ... [17] Conceptual design of a powered ankle-foot prosthesis ... [18] Design of a quasi-passive ankle-foot prosthesis with biomimetic ... [19] Design and preliminary evaluation of a two dofs cable-driven ankle–foot ... [20] A collisional model of the energetic cost of support work ... [21] Stiffness adjustment of a Series Elastic Actuator in an ankle-foot ... [22] Intelligent control of a prosthetic ankle joint using gait ... [23] Energy storage and release of prosthetic feet ... [24] https://www.ossur.com [25] Estimation of force-activation, force-length, and force-velocity ... [26] Series elastic actuators. In Intelligent Robots and Systems ... [27] Does it pay to have a damper in a powered ankle prosthesis ... [28] https://www.tu-darmstadt.de [29] Establishing pedestrian walking speeds.

Copyright© 2020, TMU Press. This open-access article is published under the terms of the Creative Commons Attribution-NonCommercial 4.0 International License which permits Share (copy and redistribute the material in any medium or format) and Adapt (remix, transform, and build upon the material) under the Attribution-NonCommercial terms.

طراحی و ساخت مچ‌پای هوشمند فعال برای راه رفتن و دویدن از طریق بهینه‌سازی مصرف انرژی و توان

فرهاد رجایی MSc
کارشناسی ارشد، مهندسی مکاترونیک، آزمایشگاه ربات‌های‌خدمت‌رسان پیشرفته، دانشکده علوم و فنون نوین دانشگاه تهران، دانشگاه تهران، تهران، ایران
خلیل عالی‌پور • PhD
دانشیار، مهندسی مکاترونیک، آزمایشگاه ربات‌های‌خدمت‌رسان پیشرفته، دانشکده علوم و فنون نوین دانشگاه تهران، دانشگاه تهران، تهران، ایران
بهرام تارویردی زاده PhD
دانشیار، مهندسی مکاترونیک، آزمایشگاه ربات‌های‌خدمت‌رسان پیشرفته، دانشکده علوم و فنون نوین دانشگاه تهران، دانشگاه تهران، تهران، ایران
علیرضا هادی PhD
استادیار، مهندسی مکاترونیک، آزمایشگاه ربات‌های‌خدمت‌رسان پیشرفته، دانشکده علوم و فنون نوین دانشگاه تهران، دانشگاه تهران، تهران، ایران
حسین ولی‌یان هلق MSc
کارشناسی ارشد، مهندسی برق، دانشکده فنی دانشگاه تهران، دانشگاه تهران، تهران، ایران

چکیده
حرکت مچ‌پای انسان نتیجه تعامل پیچیده بین عصب و ماهیچه‌ها است. به منظور ایجاد عملکردی مشابه عملکرد عضو واقعی، پروتزهای مچ‌پای زیادی(غیرفعال، نیمه-فعال، فعال) طراحی شده‌اند. اگر از پروتزهای غیرفعال و نیمه فعال که تأمین توان خالصی ندارند و عملکردی متفاوت از عضو واقعی دارند بگذریم، بزرگترین چالش پیش‌رو در پروتزهای فعال، تأمین توان و انرژی موردنیاز به‌منظور ایجاد رفتاری مشابه رفتار مچ‌پای سالم است. تأمین مستقیم این توان و انرژی، نیاز به محرک با گشتاور و توان بالا دارد که باعث افزایش شدید وزن و اندازه پروتز می‌شود. در این مقاله به منظور کاهش این انرژی و توان مورد نیاز، از طراحی جدید و متفاوتی به صورت ترکیب محرک غیر فعال (فنر) و محرک فعال (موتور) استفاده می‌شود که وزن موتور موردنیاز را به‌شدت کاهش می‌دهد و علاوه بر مد راه‌رفتن قادر به پشتیبانی از مد دویدن تا سرعت ۲/۵ متر بر ثانیه نیز است. مرحله اول این مقاله شامل مدل‌سازی مکانیکی مچ‌پا و بررسی کارایی و مصرف توان و انرژی در تمامی مدل‌های ارائه شده می‌باشد. در ادامه ترکیب محرک سری با فنر با ساختاری متفاوت‌تر از نمونه های قبلی، به عنوان بهترین و بهینه‌ترین ساختار انتخاب می‌شود. طرح انتخاب شده قادر به کاهش توان موتور و انرژی مصرفی آن تا، به ترتیب ۵۸ و ۲۶ درصد در حالت راه رفتن و ۶۴ و ۵۷ درصد در حالت دویدن است، که به تبع آن می‌توان با موتور و باتری به مراتب سبک‌تر، تا حدی توان و انرژی موردنیاز را تامین کرد و وزن سیستم را کاهش داد. در ادامه، در راستای بهینه‌سازی مصرف توان و انرژی، نیاز به تعیین سختی بهینه فنر براساس اولویت‌های طراحی(کاهش ماکزیمم توان) است. در گام آخر، جهت دریافت عملکرد بهتر، مناسب‌ترین قطعات مورد نیاز انتخاب شده و پروتز موردنظرساخته می‌شود. نتایج حاصل از شبیه‌سازی و تست‌های عملی نشان می‌دهد که پروتز ساخته شده تمامی کارایی مدنظر را داشته و از انرژی و توان کمتری در هنگام حرکت انسان استفاده می‌کند.

کلیدواژه‌ها: افراد معلول، ربات‌های توان بخش، پروتز مچ پا، مدل مکانیکی مچ‌پا، بهینه‌سازی انرژی و توان
تاریخ دریافت: ۱۳۹۹/۰۶/۱۵
تاریخ پذیرش: ۱۳۹۹/۱۰/۱۴
*نویسنده مسئول: k.alipour@ut.ac.ir

۱- مقدمه
اولین پروتزها، معمولاً به صورت جسم‌های سخت غیرقابل کنترل بودند که به ساده‌ترین شکل ممکن ساخته می‌شدند. از اولین پروتزهای قابل کنترل، می‌توان به دست پروتزی اشاره کرد که قابلیت کنترل انگشتان دست به صورت یکجا (باز و بسته کردن دست) را داشت. روال کار بدین صورت بود که انگشتان دست از طریق کابل‌های انعطاف‌پذیری به شانه وصل می‌شدند و از طریق بالا و پایین کردن شانه، عمل باز و بسته کردن دست انجام می‌شد. ولی مهم‌ترین کار در حوزه پروتز، که می‌توان گفت باعث انقلابی در این زمینه شد، پروژه بازوی پروتز دفتر علوم دفاع (DSO) از آژانس تحقیقاتی دولت آمریکا در سال ۲۰۰۵[1] بود. هدف این تحقیقات، ساخت یک بازوی بسیار نزدیک به بازوی طبیعی (از لحاظ دقت، سرعت، کنترل و غیره) در یک بازه‌ی زمانی ۴ ساله بود. محققان در این پروژه با چالش‌های اساسی روبرو بودند که برای حل این چالش‌ها و مشکلات پیش رو، نیازمند رابط‌های حسی و حرکتی خوب جهت درک تمایل حرکتی کاربر، حسگرهای دقیق و قوی، موتورها و محرک‌های سبک و در عین حال قوی، منبع قدرت قابل حمل وغیره بودند.

با توجه به نقش مهم و غیر قابل انکار راه رفتن و محدودیت‌های فراوانی که نقص اندام پایین تنه می‌تواند برای انسان ایجاد کند، در سال‌های اخیر توجه زیادی به پروتزها و ارتزهای پایین‌تنه شده است. در این میان ترکیب پا-مچپا که رفتار دینامیکی پیچیده‌ای دارد و با زمین در تماس است، نقشی اساسی در حرکت انسان دارد و نبودن آن باعث محدودیت جدی در راه رفتن و سایر فعالیت‌ها می‌شود[2]. تمرکز این مقاله نیز بر روی پروتز پا-مچ پای فعال است.

حرکت انسان شامل دو فاز ایستایی (Stance Phase) و نوسانی (Swing Phase) است. فاز ایستایی انسان را معمولاً براساس نحوه عملکرد می‌توان به سه قسمت تقسیم کرد. قسمت اول از لحظه برخورد پاشنه با زمین شروع می‌شود و تا زمانی که کف‌پا با زمین تماس کامل دارد و ساق‌پا در حالت عمود قرار دارد، ادامه می‌یابد (پلانترفلکسشن (Plantarflexion)). قسمت دوم ادامه قسمت اول است تا وقتی که زاویه ساق‌پا با مچپا کمی کوچک شده و پاشنه قصد بلند شدن از زمین را داشته باشد (دورسی‌فلکسشن (Dorsiflexion)). قسمت سوم از زمانی که پاشنه از زمین جدا می‌شود، تا زمانی که پا به‌طور کامل از زمین جدا شود را شامل می‌شود (پلانترفلکسشن تقویت شده (Powered Plantarflexion)).

اولین پروتزها و ارتزهایی که برای پا-مچپا و کمک به حرکت انسان طراحی شدند، غیرفعال بودند و فقط قادر بودند در سرعت‌های پایین تا حد رضایت‌بخشی حرکت مچپا را شبیه‌سازی کنند. ولی برای تقلید این حرکت در سرعت‌های معمولی و سریع، مچپا در قسمت سوم فاز ایستایی نیازمند انرژی بیشتری بود[3,4]

و عدم وجود یک منبع انرژی، باعث ایجاد نقص در حرکت فرد می‌شد. درنتیجه محققان به پروتزها و ارتزهای فعال و نیمه‌فعال روی آوردند تا حرکت فرد مصدوم را طبیعی‌تر کنند و به پیشرفت‌های مهمی نیز در این زمینه دست پیدا کردند که در ادامه به آنها اشاره خواهد شد. با این حال هنوز مشکلاتی نظیر منبع قدرت قابل حمل، محرک‌های سبک و غیره وجود دارند که مانع تولید و تجاری کردن این دستگاه‌ها می‌شوند و نیازمند بهبود هستند[5] . در[6] پروتزهای غیرفعال و نیمه‌فعال به طور کامل مورد بررسی قرار گرفته‌اند.

چالش اساسی در طراحی مچ‌پای فعال پروتز، عدم وجود محرک‌ها، با تراکم بالای توان و انرژی است. حرکت انسان(راه رفتن) نیازمند ۲۵۰ وات توان و ۳۶ ژول انرژی برای هر گام است (با فرض وزن ۸۰ کیلوگرم برای فرد و نرخ حرکت ۰/۸ هرتز). در بهترین حالت تولید این مقدار توان، نیازمند مجموعه‌ای حداقل ۶/۶ کیلوگرمی است. از جمله کارهای انجام شده در راستای حل این مشکل می‌توان به کار رابینسون[7] اشاره کرد، که مفهومی به نام محرک‌سری‌الاستیک (Series Elastic Actuation) را معرفی کرد. این محرک‌ها شامل یک فنر خطی به صورت سری بین موتور و خروجی محرک بودند. کشش فنر اندازه‌گیری می‌شد تا برآورد دقیقی از نیرو بدهد و قابلیت کنترل با استفاده از روش کنترل نیرو یا امپدانس را داشتند. از دیگر کارهای مشابه انجام شده می‌توان به پروژه روبوکی‌نی[8] و ارتز مچ‌پای فعال[7] اشاره کرد، که از یک سازوکار پیچ‌توپ (بال‌اسکرو (Ball screw)) سری با الاستیک (فنر) استفاده می‌کردند. بعدها به دلیل مشکلاتی که در کنترل این سیستم‌ها بود (کنترل نیرو و امپدانس خوب نیازمند محرک‌های سنگین و گران‌قیمت است)، کوین هولاندر[10] تاندون رباتیکی(Robotic Tendon) را معرفی کرد که ساختاری مشابه داشت (محرک خطی سری با فنر). تفاوت آنها در این بود که تاندون رباتیکی از یک موتور کوچک، سبک و با انرژی پایین برای تنظیم موقعیت موتور به وسیله یک کنترلر ساده موقعیت، استفاده می‌کرد. در پروژه‌ای به اسم اسپارکی ۱[11] که با حمایت ارتش ایالات متحده آمریکا رقم خورد نیز از این سیستم استفاده شد. تاندون رباتیکی شامل یک موتور جریان مستقیم، یک سیستم تبدیل حرکت دورانی به مستقیم و یک فنر به صورت سری است و بدین صورت عمل می‌کند که فنر در قسمت دوم فاز ایستایی، مقداری انرژی در خود ذخیره می‌کند و از این انرژی در قسمت سوم فاز ایستایی که احتیاج به انرژی زیادی است استفاده می‌کند. این روش محرک‌های سبک‌تری دارد و نیاز به کنترل امپدانس ندارد. البته در همان سال اویماگیل[12,13] نیز همچنین سیستمی را ارائه کرد. در[14] یک بررسی اجمالی بر روی سیستم‌های کاملاً غیرفعال تا نمونه‌های اولیه فعال انجام شده است. همچنین در[15] از دو فنر سری با محرک و یک سازوکار قفل خودکار جهت ذخیره انرژی در فازهای قبل از پلانترفلکسشن استفاده شده است که باعث کاهش بیش‌تر مصرف انرژی نسبت به حالت ساده محرک سری با فنر(کار[11]) می‌شود. یانان لیو در[16] از یک فنر-بادامک موازی با محرک، با تمرکز بر طراحی پروفیل بادامک استفاده کرده است، که حدود ٪۸۶ انرژی فاز دورسی فلکسشن را ذخیره و در فاز پلانترفلکسشن آن را آزاد می‌کند. او در این کار توانسته انرژی مصرفی موتور را حدود ٪۳۴ کاهش دهد. در[17] نیز از محرک سری با فنر با سازوکار انتقال قدرت چرخ‌دنده‌ای و فنر پیچشی استفاده شده است. پروتز ارائه شده دارای یک درجه آزادی فعال در صفحه فرانتال (Frontal) و یک درجه آزادی غیرفعال در صفحه ساجیتال (Sagittal) است. مکس شفرد نیز در[18] یک پروتز مچ‌پای نیمه فعال با قابلیت تغییر سفتی فنر(براساس مشخصه گشتاور-زاویه مچ‌پا) استفاده کرده است. هم‌چنین از جمله سازوکارهای متفاوت‌تر در طراحی پروتزهای مچ‌پا می‌توان به[19] اشاره کرد که از یک سازوکار کابلی ۲ درجه آزادی(قابلیت کنترل در دو صفحه ساجیتال و فرانتال) استفاده کرده است. دلیل اصلی استفاده از کابل در این کار جانمایی بهتر محرک‌ها و بهبود مشخصات بایومکانیکی مانند تقارن گام‌ها و کاهش انرژی متابولیک بیان شده است. از جمله کارهای انجام‌شده در زمینه دویدن نیز می‌توان به[20] اشاره کرد که مقایسه مفصّلی میان پروسه‌های راه رفتن و دویدن در زمینه مصرف انرژی انجام داده است. از نتیجه‌گیری‌های مهم این کار می‌توان به پایین‌تر بودن انرژی مصرفی در مد دویدن با سرعت‌های بالاتر از سرعت طبیعی، نسبت به راه رفتن در آن سرعت‌ها اشاره کرد. هم‌چنین در[21] مقادیر بهینه توان و انرژی مصرفی یک سازوکار محرک سری با فنر، با فرض سفتی قابل تنظیم، برای دو مد راه رفتن و دویدن محاسبه و بحث شده است. به علاوه محققان در سال‌های اخیر از روش‌های کنترل هوشمند در جهت کاهش تاثیرات نویز و اغتشاش بر روی عملکرد پروتز به وفور استفاده می‌کرده‌اند[22].

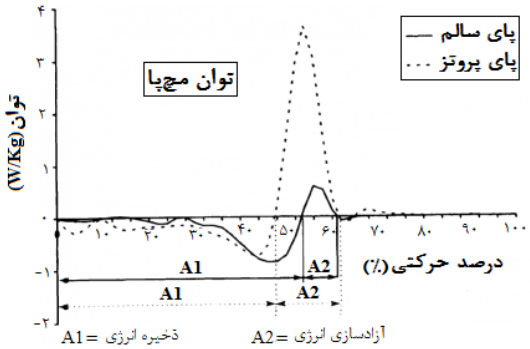
بدین منظور، در این مقاله برای مقابله با چالش‌های موجود، اقدام به ساخت یک نوع پروتز مصنوعی با در نظر گرفتن حداقل کردن حداکثر توان مورد نیاز در دو مد راه رفتن و دویدن شده‌است. لذا در ابتدا به تحلیل‌های موردنیاز و روش بهینه‌سازی انجام شده به منظور انتخاب ترکیب مناسب، یعنی محرک سری با فنر پرداخته می‌شود. در ادامه طراحی مکانیکی نهایی، نحوه محاسبه سختی فنر و انتخاب قطعات مورد بررسی قرار می‌گیرند و درگام نهایی این پروتز با مشخصات مدنظر ساخته می‌شود. این پروتز نه تنها بسیاری از ویژگی‌های پروتزهای موجود را داراست بلکه از وزن کمی برخوردار بوده و از حداقل توان ماکزیمم و انرژی ممکن استفاده می‌کند تا کاربر نیاز به منبع انرژی کوچک‌تری داشته باشد. این ویژگی برترین ویژگی پروتز ساخته شده در مقایسه با پروتزهای موجود است.

۲- مدل‌سازی مکانیکی مچپا

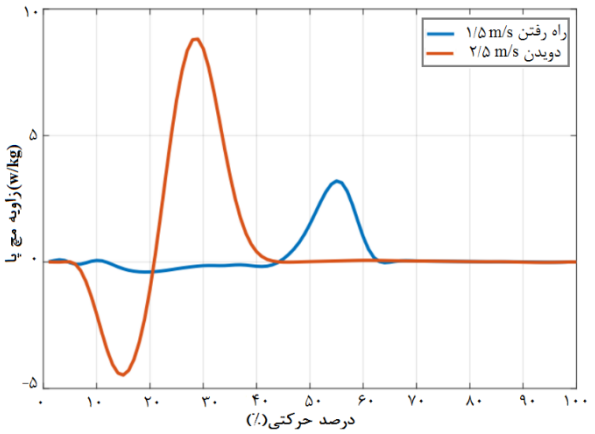
در این بخش ابتدا پروتزهای پای غیرفعال موجود و معایب آنها مطرح شده و سپس به معرفی پروتزهای فعال و بررسی روش‌های موجود برای بهبود معایب پروتزهای غیرفعال و استفاده از ترکیبات مختلف محرک‌های فعال و غیرفعال برای تامین توان و انرژی موردنیاز حرکت پرداخته خواهد شد.

مچ پاهای پروتز تجاری موجود، اکثراً در فاز ایستایی کاملاً غیرفعال هستند و متاسفانه قابلیت تامین کارخالص مثبت در زیرفاز نهایی ایستایی(push-off)، جهت حرکت دادن بدن را ندارند. همانطور که در شکل ۱ مشاهده می‌شود اختلاف زیادی بین توان تامین شده توسط پای سالم و پای معلول با پروتز غیرفعال وجود دارد[23]. در بعضی پاهای پروتز غیرفعال که خاصیت الاستیکی دارند و فنر در آنها تعبیه شده است، مقداری کار به وسیله آزادسازی انرژی الاستیکی، که قبلا در فاز برخورد با زمین، در فنر ذخیره شده است، تولید می‌شود، که قادر به تامین توان موردنیاز برای حرکت انسان نیست. از پاهای مصنوعی تجاری دیگر می‌توان به Proprio [24] اشاره کرد که فقط در فاز نوسانی فعال است و قابلیت تنظیم مچپا برای فرود بعدی، با توجه به شرایط زمین را دارد ولی در فاز ایستایی کاملا غیرفعال است. همچنین در شکل ۲، که براساس داده‌های آزمایشگاهی این پژوهش رسم شده است نیز مشاهده می‌شود که، مچپای انسان کار خالص مثبت قابل توجهی در فاز ایستایی راه رفتن و دویدن تولید می‌کند، که به وسیله پروتزهای غیرفعال و نیمه فعال قابل تأمین نیست. این تأمین کار خالص تنها از طریق پروتزهای فعال ممکن است، که البته همانطور که اشاره شد، چالش‌های مربوط به خود را دارد.

در سال‌های اخیر به منظور غلبه بر مشکلات مربوط به پروتزهای غیرفعال و بازگرداندن عملکرد طبیعی مفصل مچپا، تحقیقات در راستای طراحی و توسعه پروتزهای فعال آغاز شده است. یکی از سؤال‌های اصلی مطرح شده در این زمینه، چگونگی بازتولید حرکت انسان با استفاده از ادوات مکانیکی، به منظور تولید توان موردنیاز است. پاسخ به این سؤال نیازمند توضیح مختصری راجع به ساختار بیولوژیکی مچپا و معادل مکانیکی آن است.



شکل ۱) مقایسه توان تامین شده توسط پای سالم و پای معلول با پروتز غیرفعال[23]

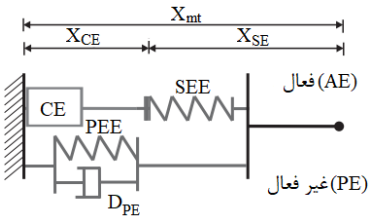


شکل ۲) توان تامین شده توسط پای سالم در دو حالت راه رفتن ودویدن.

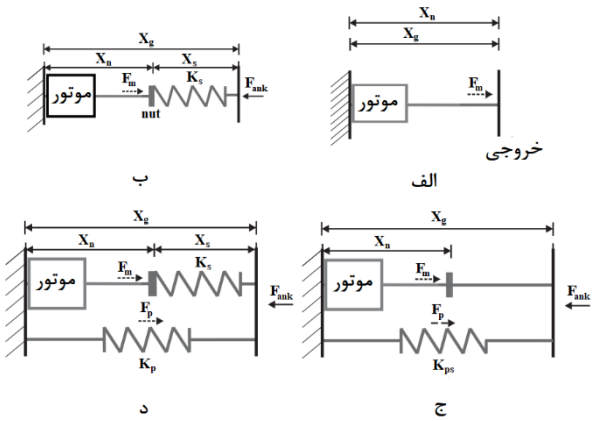
اساس بیشتر مدل‌های ماهیچه‌ای کارهای هیل[26] است. او سه خاصیت الاستیکی، دمپینگ و تحریک را برای ماهیچه‌ها تعریف می‌کند که معادل مکانیکی آن فنر، دمپر و موتور (منبع تولید توان) است. مدل استفاده شده در این مقاله به صورت شکل ۳ است که به مدل دوورفی(Durfee) معروف است. این مدل شامل یک فنر سری با محرک، یک فنر موازی با محرک و یک دمپر است.

ما با استناد به تحلیل‌های انجام شده در[27]، مبنی بر عدم کارایی خیلی مؤثر دمپر در بهینه‌سازی مصرف توان و انرژی در فرایند حرکت و هم‌چنین به جهت ساده کردن طراحی و کاهش وزن سیستم، از دمپر که بیشتر برای کاهش نوسانات استفاده می‌شود صرف نظر می‌کنیم. در شکل ۴ مدل‌های مختلف موجود از حالت بدون فنر تا حالتی که هر دو فنر سری و موازی را شامل می‌شود قابل مشاهده است. وقتی از مزیت پروتز مچپای فعال صحبت می‌شود، منظور کاهش انرژی مصرفی و توان موردنیاز است. چرا که کاهش این دو ترم می‌تواند منجر به موتور و باتری کوچک‌تر شود که امکان افزایش کارایی سیستم با وزن پایین‌تر را میسر می‌سازد.

در حالت‌های فوق کل توان مصرفی به صورت جدول زیر محاسبه می‌شود. رابطه (۱-الف) مربوط به محرک بدون فنر (Direct Drive یا (DD)، که از آن به عنوان حالت مستقیم نیز نام برده می‌شود، رابطه (۱-ب) مربوط به محرک سری با فنر(Series Elastic Actuator) یا (SEA)، رابطه (۱-ج) مربوط به محرک موازی با فنر



شکل ۳) مدل ماهیچه‌ای ارائه شده توسط دوورفی[25]



شکل ۴) حالت‌های ساده شده مدل ماهیچه‌ای الف)محرک بدون فنر(مستقیم) ب) محرک سری با فنر ج) محرک موازی با فنر د) محرک سری-موازی با فنر.

(Parallel Elastic) یا (PE) و رابطه (۱-د) مربوط به محرک با فنر سری-موازی(SEA+PE) می‌باشند.

$$P_m = F_m\,\dot{x}_n \qquad (۱\text{-الف})$$

$$P_m = F_m\,(\dot{x}_g + \frac{\dot{F}_m}{K_s}) \qquad (۱\text{-ب})$$

$$P_m = \left(F_{ank} - K_p.\Delta x_p\right)\,\dot{x}_g \qquad (۱\text{-ج})$$

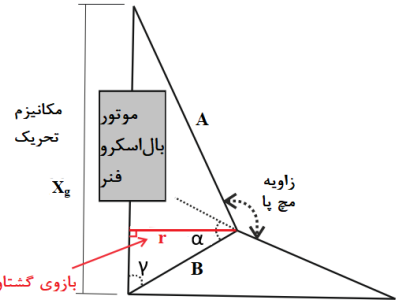
$$P_m = \left(F_{ank} - K_p\left(l_{op} - x_g\right)\right)\,(\dot{x}_g + \frac{\dot{F}_m}{K_s}) \qquad (۱\text{-د})$$

در روابط فوق x_s طول لحظه‌ای فنر سری، K_s سختی فنر، F_m مجموع نیروی موتور، F_p مجموع نیروی فنر موازی، F_{ank} نیروی مچپا، l_{op} طول فنر در حالت آزاد و $\dot{x}_n$ سرعت مهره بال اسکرو هستند. هم‌چنین در روابط بالا منظور از تغییرات زمانی نیروی موتور($\dot{F}_m$)، درواقع همان تغییرات نیروی فنر می‌باشد، که با $\dot{x}_s$ (تغییرات زمانی طول فنر) نسبت مستقیم دارد.

۳- انتخاب ساختار مناسب بر اساس بهینه‌سازی سختی فنر و حداقل کردن ماکزیمم توان

۳-۱- مقایسه توان و انرژی ترکیبات مختلف با بهینه‌سازی فنر

مدل مکانیکی ساده در نظر گرفته شده جهت به دست آوردن روابط توان و انرژی پروتز مورد نظر برای ترکیبات مختلف فنر با محرک، مطابق شکل ۵ می‌باشد که در نهایت با در نظرگرفتن اهداف موردنظر یکی از این ترکیب‌ها انتخاب می‌شود.



شکل ۵) مدل اولیه درنظر گرفته‌شده برای پروتز فعال.

جهت محاسبه توان و انرژی مصرفی موتور در ترکیب‌های مختلف، نیاز به اطلاعات بیومکانیکی مچپا، شامل زاویه و گشتاور آن داریم (شکل ۶). این اطلاعات توسط دانشگاه دارمشتات آلمان[28]، از ۲۱ فرد با رنج سنی ۲۲ تا ۲۸، میانگین قدی ۱/۷۳ متر و میانگین وزنی ۷۰/۹ کیلوگرم برای ۵ سرعت مختلف در دو حالت راه رفتن و دویدن جمع‌آوری شده است. با توجه به مشابه بودن روش محاسباتی برای ترکیب‌های مختلف، این عملیات فقط برای حالت مستقیم و محرک سری با فنر محاسبه می‌شود و برای دو ترکیب دیگر فقط به نتایج اکتفا می‌شود.

در حالت مستقیم، در گام اول به محاسبه نیرو و سرعت خطی مکانیزم انتقال قدرت(بال اسکرو) پرداخته می‌شود. همانطور که از شکل ۵ مشخص است، با توجه به این‌که نقطه اتصال کفی پا و سازوکار انتقال قدرت به صورت مفصلی است، در نتیجه زاویه γ و به تبع آن طول بازوی گشتاور متغیر بوده و برابر است با:

$$r(lever\ arm) = B\ sin(\gamma) \qquad (۲)$$

$$F_{ank} = F_{spring} = \frac{T_{ank}}{r} \qquad (۳)$$

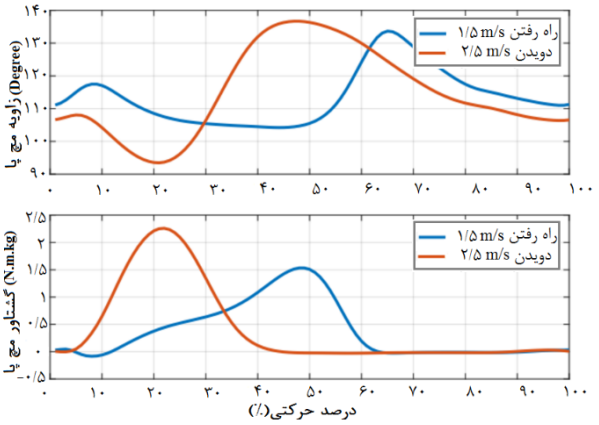
$$x_g = \sqrt{A^2 + B^2 - 2AB\cos(180 - \theta_{ank} + \alpha)} \qquad (۴)$$

$$\gamma = cos^{-1}(\frac{A^2 - B^2 - {x_g}^2}{-2\,B\,x_g}) \qquad (۵)$$

در رابطه (۲) نیروی مچپا برحسب نیوتن (N) محاسبه می‌شود، هم‌چنین $\dot{x}_g$ با استفاده از مقدار θ_{ank} در نقاط مختلف و فاصله زمانی هر گام حرکتی، با مشتق‌گیری عددی قابل محاسبه است. حال با استفاده از معادله (۱-الف) توان موتور قابل محاسبه است. انرژی موتور نیز با استفاده از رابطه زیر بر حسب ژول برای هر گام حرکتی به دست می‌آید.

$$E_m = \int_{t1=step\ begin}^{t2=step\ end} |P|dt \qquad (۶)$$

تمام محاسبات انجام شده برای حالت مستقیم برای حالت محرک سری با فنر نیز مشابه است. تنها تفاوت موجود در گام اول محاسبات می‌باشد که باید اثر فنر سری در سرعت خطی



شکل ۶) نمودارهای مربوط به زاویه و گشتاور مچپا در طول یک چرخه حرکتی.

بال‌اسکرو و درنتیجه در توان و انرژی نهایی موتور در نظر گرفته‌شود.

$$\dot{x}_n = \dot{x}_g + \frac{\dot{F}_{ank}}{K_s} \quad (۷)$$

$\dot{x}_n$ سرعت بال‌اسکرو بر حسب متر بر ثانیه (m/s)، $\dot{F}_{ank}$ تغییرات زمانی نیروی مچ‌پا(که معادل با تغییرات طول فنر $\dot{x}_s$ می‌باشد) و K_s سختی فنر می‌باشد.

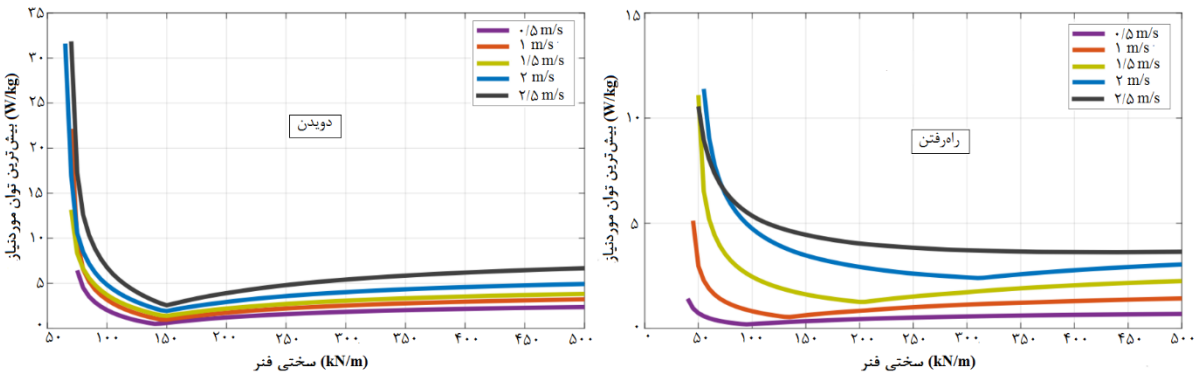
همانطور که از معادله (۱-ب) نیز مشخص است، بعد از طراحی سیستم، توان موتور فقط به سختی فنر بستگی دارد. مقادیر F_m و x_g از داده‌های مچ‌پای انسان و هندسه سیستم به دست می‌آیند و در واقع سختی فنر تنها پارامتر قابل تنظیم بوده که بر روی توان موتور تاثیر می‌گذارد.

بهینه‌سازی سختی فنر برای هرکدام از مدل‌های ذکر شده به شدت به سرعت حرکت فرد بستگی دارد. در این‌صورت یا می‌توان از سازوکاری جهت تغییر سختی فنر در سرعت‌های مختلف استفاده کرد، یا می‌توان از یک سختی معادل برای همه سرعت‌ها استفاده کرد. استفاده از روش اول در بهترین حالت، نیازمند محرکی مستقل به منظور تنظیم سفتی فنر(طول مؤثر) می‌باشد که در وهله اول باعث افزایش وزن سیستم(حداقل ۴۰۰ گرم با احتساب موتور و ادوات مکانیکی موردنیاز) خواهد شد که موردنظر ما نیست، چرا که وزن نهایی پروتز باید در حد ممکن نزدیک به وزن واقعی قسمت قطع‌شده(حدود ۲/۵kg برای فرد با وزن ۷۵kg و ارتفاع قطعی ۳۲cm) باشد. همچنین فرایند ساخت چنین سازوکاری نیز پیچیده‌تر خواهد بود. به این منظور در این مقاله از روش دوم استفاده شده است که هم موجب کاهش وزن سیستم شده و هم به طرحی ساده‌تر منجر می‌گردد.

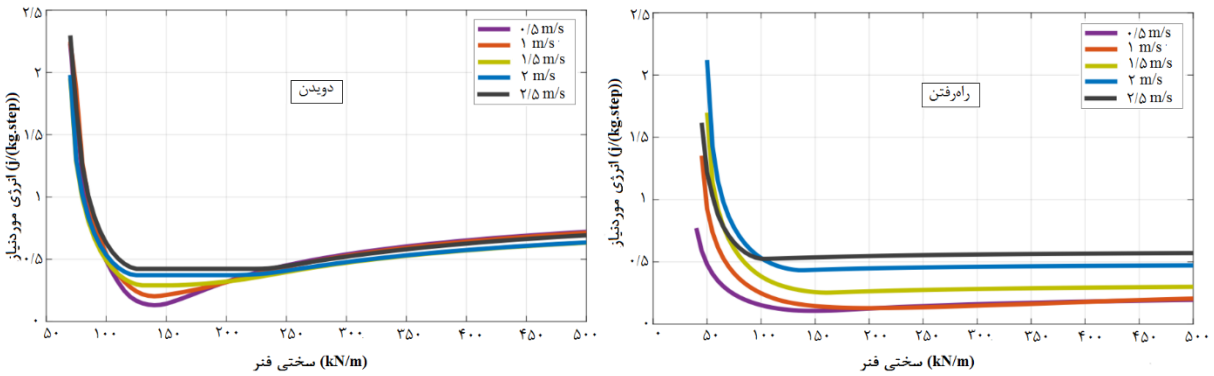
دو روش برای بهینه‌سازی سختی فنر(حداقل کردن پیک توان موردنیاز و حداقل کردن انرژی موردنیاز) وجود دارد که هر دو در انتخاب موتور، باتری و وزن سیستم تأثیرگذار هستند. در حالت SEA با درنظر گرفتن یک بازه‌ی $1\ kN/m$ تا $500\ kN/m$ (با گام $1kN/m$) برای سختی فنر سری، به ازای هر سختی مقدار پیک توان را برای هر سرعت با استفاده از معادله (۱-ب) محاسبه شده و سپس نتایج باهم مقایسه می‌شوند. سختی‌ای که به ازای آن کمترین مجموع پیک توان در تمام سرعت‌ها حاصل شده است، به عنوان مقدار بهینه(کمینه کردن پیک توان) انتخاب می‌شود. روش محاسبه سختی بهینه در حالت کمترین مقدار انرژی نیز به همین ترتیب است. در جدول ۱ مقادیر سختی بهینه در حالت محرک سری برای سرعت‌های مختلف در هر دو حالت راه‌رفتن و دویدن، براساس محاسبات مربوط به شکل ۵، که درواقع حالت ساده‌تر طرح نهایی(شکل ۱۰) است، برای روش حداقل پیک توان آورده‌شده است. دلیل نزدیک بودن سفتی فنر در سرعت‌های بالای دویدن این است که خم گشتاور-زاویه مچ‌پا که بیانگر سفتی است، در این سرعت‌ها بسیار شبیه به هم هستند. هم‌چنین دلیل اصلی کمتر بودن سختی فنر دویدن نسبت به راه‌رفتن در سرعت ۰/۵ m/s، به مشخصه گشتاور-زاویه مچ‌پا در این سرعت برمی‌گردد. در واقع در سرعت‌های بسیار پایین حرکت، نسبت تغییرات گشتاور به تغییرات زاویه مچ‌پا(که معادل سفتی فنر است) در مد دویدن کمتر از مد راه رفتن است. شکل‌های ۷ و ۸ نیز که در زیر آورده‌شده‌اند، نمودارهای مربوط به انتخاب سختی بهینه، در حالت SEA، برای تمام سرعت‌ها(هر دو حالت حرکت)،با هر دو روش بهینه سازی، برای طرح نهایی(شکل ۱۳) را نشان می‌دهد. انتخاب مقدار نهایی سختی بهینه فنر برای طرح نهایی، براساس مقادیر به‌دست‌آمده از این دو شکل می‌باشد که جزئیات تحلیلی مربوط به آن در قسمت طراحی جزئی سیستم آورده‌شده‌است. در هنگام محاسبه سختی بهینه در حالت PE و PE+SEA علاوه بر مقدار سختی فنرسری و موازی، طول اولیه و آزاد فنر موازی نیز در محاسبات و مقدار توان و انرژی موثر است و باید درنظر گرفته شود. در این دو ترکیب بازه تغییرات سختی فنر موازی از $1\ kN/m$ تا $100\ kN/m$ و بازه تغییر طول آزاد فنر موازی نیز از $0.4\ m$ تا $0.5\ m$ با گام $1\ mm$ است.

جدول ۱) مقادیر سختی بهینه برای روش حداقل پیک توان در حالت SEA.

شیوه گام برداشتن	راه رفتن					دویدن				
سرعت (m/s)	۰/۵	۱	۱/۵	۲	۲/۵	۰/۵	۱	۱/۵	۲	۲/۵
ضریب سختی(kN/m)	۱۰۰	۷۸	۹۸	۱۳۴	۱۷۶	۹۸	۱۰۴	۱۱۰	۱۱۱	۱۱۰



شکل ۷) الف) حداکثر توان مصرفی به ازای سختی فنر در سرعت‌های مختلف راه‌رفتن برای حالت SEA ب) حداکثر توان مصرفی به ازای سختی فنر در سرعت‌های مختلف دویدن برای حالت SEA.



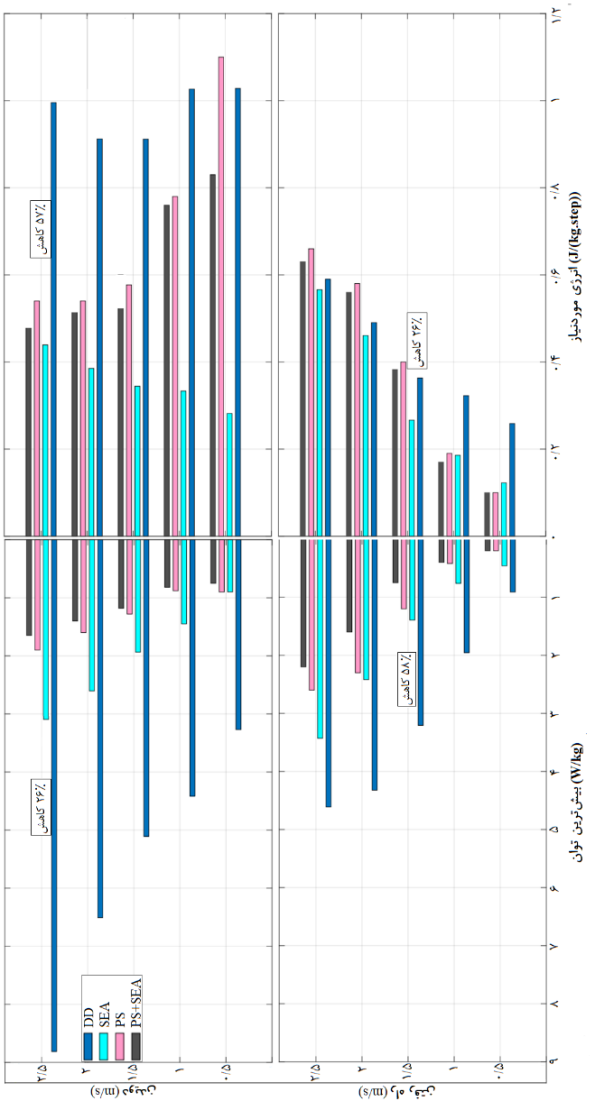
شکل ۸) الف) حداکثر انرژی مصرفی به ازای سختی فنر در سرعت‌های مختلف راه‌رفتن برای حالت SEAب) حداکثر انرژی مصرفی به ازای سختی فنر در سرعت‌های مختلف دویدن برای حالت SEA.

۲-۳- روش بهینه‌سازی حداقل پیک توان

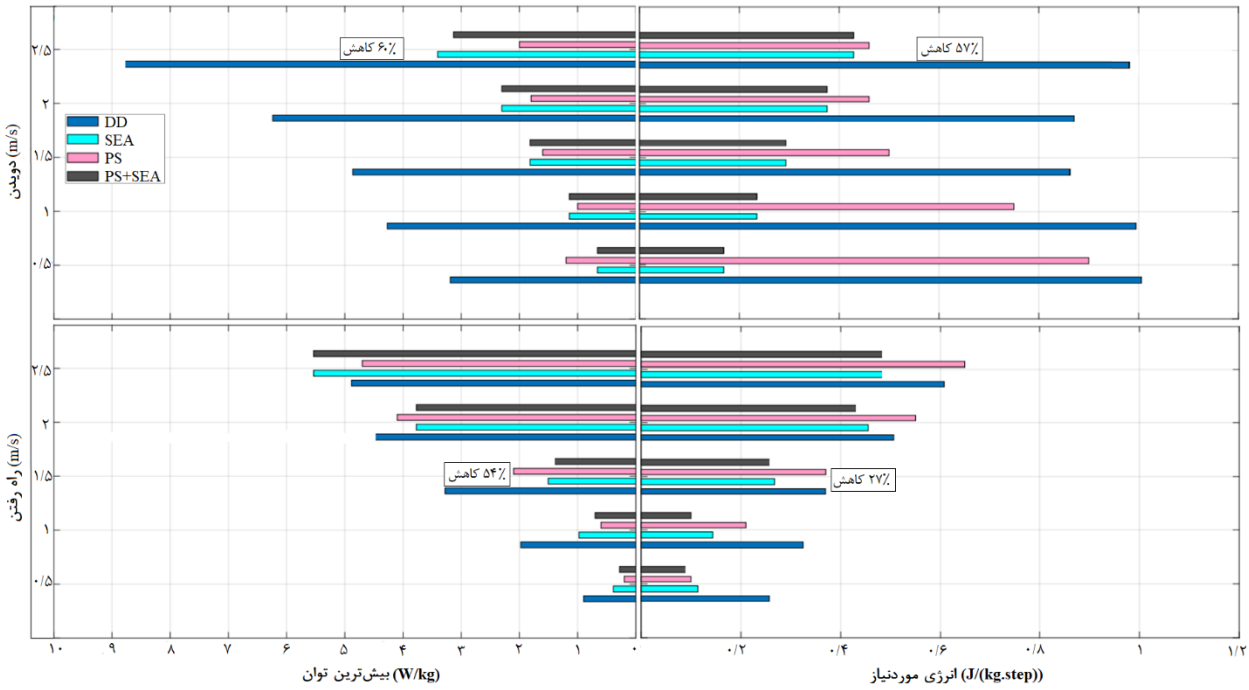
پس از محاسبه سختی بهینه فنر برای سرعت‌ها و ترکیب‌های مختلف، با استفاده از هر دو روش بهینه‌سازی، نوبت به مقایسه مقدار پیک توان و انرژی می‌رسد. در شکل ۹ نتایج مربوط به حداقل پیک توان و انرژی متناظر با آن براساس روش حداقل پیک توان نمایش داده شده‌است. همانطور که مشاهده می‌شود استفاده از فنر واقعاً مفید بوده و باعث کاهش قابل توجه پیک توان نسبت به حالت مستقیم شده است. اگرچه دو ترکیب PS و SEA+PS مقدار پیک توان کمتری نسبت به حالت SEA دارند ولی در حالت راه‌رفتن با سرعت بالاتر از ۱ m/s و دویدن، مصرف انرژی بالاتری حتی نسبت به حالت DD(راه‌رفتن با سرعت بالاتر از ۱ m/s و دویدن با سرعت ۰/۵m/s) دارند. اگر به شکل ۹ دقت شود، مشاهده می‌شود که فقط در حالت SEA است که هم پیک توان و هم مصرف انرژی در تمام سرعت‌ها به مقدار قابل توجهی نسبت به حالت مستقیم کاهش می‌یابد. اگر سرعت ۱/۵ m/s را که سرعت مناسبی برای راه رفتن است(درصد بالایی از حرکت روزانه ما با این سرعت انجام می‌شود[29]) معیار قرار داده، مشاهده می‌شود که پیک توان و انرژی متناظر با آن به ترتیب ۵۸٪ و ۲۶٪ کاهش می‌یابند که ما را به استفاده از آن ترغیب می‌کند. البته شاید این نتایج قابل‌انتظار بودند، چون ترکیبات معرفی شده از بیولوژیک بدن الهام گرفته شده‌اند و به ساختار اسکلتی عضلانی انسان شبیه‌تر هستند.

۳-۳ روش بهینه سازی حداقل انرژی

نتایج برای حداقل انرژی موردنیاز و توان متناظر باآن برای روش بهینه‌سازی حداقل انرژی در شکل ۱۰ قابل مشاهده است. در حالت PS اگرچه پیک توان در حالت دویدن و سرعت‌های پایین راه‌رفتن، نسبت به حالت SEA و SEA+PS کمی کمتر است، ولی مصرف انرژی به مراتب بالاتری دارد(نسبت افزایش مصرف انرژی نسبت به کاهش پیک توان بیشتر است). هم‌چنین دو ترکیب SEA و SEA+PS تقریبا نتایج مشابهی دارند. اگر سرعت ۱/۵ m/s به عنوان سرعت طبیعی حرکت انسان معیار مقایسه در نظر گرفته شود، مشاهده می‌کنیم که در روش بهینه‌سازی حداقل انرژی، میزان مصرف انرژی و پیک توان در حالت SEA نسبت به DD به ترتیب ۵۴٪ و ۲۷٪ کاهش می‌یابد. با مقایسه این نتایج با روش بهینه‌سازی اول متوجه می‌شویم که اگرچه مصرف انرژی در روش دوم ۱٪ کاهش یافته است ولی پیک توان ۴٪ درصد افزایش یافته است که مطلوب نیست.



شکل ۹) مقادیر پیک توان و انرژی در روش حداقل توان



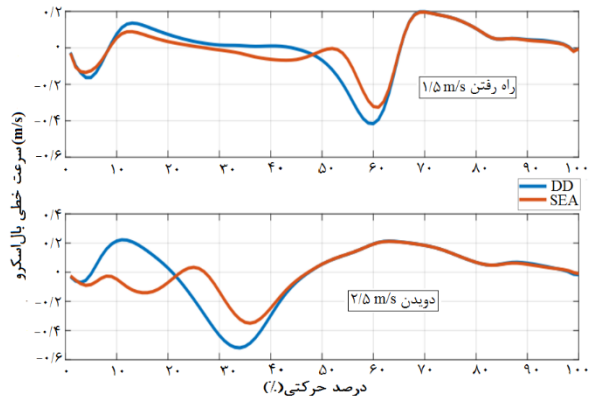
شکل ۱۰) مقادیر پیک توان و انرژی در روش حداقل انرژی.

پس با توجه به مقایسات انجام شده و معیارهای مدنظر(پیک توان کمتر برای انتخاب موتور کوچک‌تر و سبک‌تر و مصرف انرژی کمتر به جهت انتخاب باتری کوچک‌تر و سبک‌تر) نتیجه می‌گیریم استفاده از ترکیب SEA با روش بهینه سازی سختی حداقل پیک توان روش مناسب‌تری است.

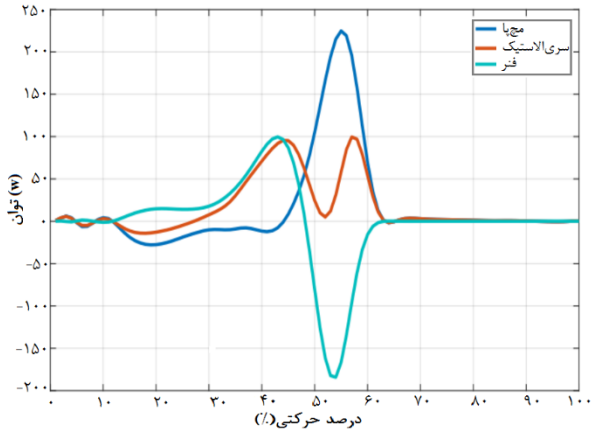
البته باید اشاره شود که روش SEA+PS نیز در روش بهینه‌سازی انرژی نتایج مطلوبی به خصوص در دو سرعت پایین راه‌رفتن دارد و به همین دلیل در طراحی نهایی استفاده از فنر موازی نیز برای کارهای بعدی در نظر گرفته شده است. شاید تنها فاکتور منفی آن افزایش وزن سیستم باشد. در ادامه تمام محاسبات و نمودارها با روش بهینه‌سازی حداقل پیک توان انجام شده است.

۳-۴- تحلیل محرک سری با فنر

همانطور که در بخش قبلی اشاره شد محرک سری با فنر مصرف توان را نسبت به حالت DD کاهش می‌دهد. از طرف دیگر، اگر به شکل ٤-ب دقت شود مشاهده می‌شود که در این ترکیب مقدار نیروی سیستم نسبت به حالت DD تغییری نمی‌کند. پس دلیل این کاهش توان چیست؟ با توجه به معادله ۷ تنها گزینه‌ای که می‌تواند باعث این کاهش توان در حالت سری الاستیک باشد، سرعت خطی بال اسکرو(سرعت موتور) است. اگر به شکل ۱۱ دقت شود، مشاهده می‌شود که در فاز نهایی ایستایی(۵۰٪-۶۰٪ چرخه حرکتی) که پا می‌خواهد از زمین بلند شود(Push off) و در واقع بیشترین مقدار توان مورد نیاز است، سرعت خطی بال اسکرو در حالت SEA نسبت به حالت DD کمتر است. این کاهش سرعت به دلیل انرژی پتانسیلی است که قبل از Push off در فنر ذخیره شده و به صورت لحظه‌ای آزاد می‌شود. همانطور که در شکل ۱۲ مشاهده می‌شود، فنر حدود j ۱۳/۴ انرژی پتانسیل تا قبل از push off(۰-۵۰٪ چرخه حرکتی) در خود ذخیره می‌کند، که



شکل ۱۱) سرعت خطی بال‌اسکرو در حالت SEA و DD.



شکل ۱۲) مقایسه توان مچ‌پا(آبی پر رنگ)، موتور(قرمز) و فنر(آبی کم رنگ) در حالت SEA برای سرعت ۱/۵m/s با فرض بهینه‌سازی فنر با روش حداقل پیک توان.

برای سرعت نرمال ۱٫۵ m/s حدود ۰٫۴۸ s طول می‌کشد(قسمت مثبت نمودار فنر). بنابراین میانگین توان فنر در این بازه برابر است با W ۲۷٫۹ $= \frac{\Delta E}{\Delta t}$. این درحالی است که آزادسازی انرژی فنر که در بازه ۵۰٪ تا ۶۰٪ حرکت(قسمت منفی نمودار فنر) و فاصله زمانی۰٫۱۵ s اتفاق می‌افتد، مقدار میانگین توان برابر است با W ۸۹٫۳ در واقع می‌توان گفت که فنر یک انرژی‌ای را به صورت آهسته تا قبل از Push off در خود ذخیره می‌کند و در لحظه push off به سرعت آن را آزاد می‌کند و نقش اساسی در کاهش پیک توان در حالت SEA بازی می‌کند.

۳- طراحی جزئی سیستم

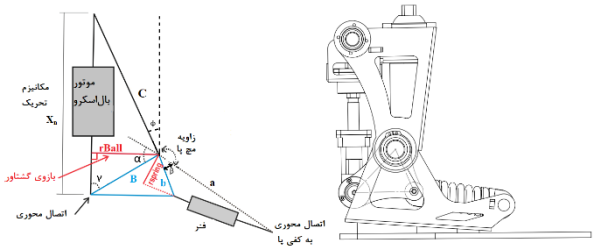
قبل از شروع هر طراحی ابتدا باید مشخصات نهایی سیستم که موردنظر و ایده‌آل هستند بررسی شوند. از جمله مهم‌ترین چالش‌های پیش‌روی در این طراحی وزن و حجم مچپای هوشمند و هم‌چنین رنج حرکتی زاویه مچ بودند که در ادامه مورد بررسی قرار گرفته‌اند. با استفاده از اطلاعات بیومکانیکی حاصل‌شده از مچپا، خلاصه مشخصات در نظر گرفته‌شده برای طراحی پروتز عبارتند از: پروتز باید وزن و ارتفاعی مشابه پای سالم داشته باشد، پروتز باید قادر به تولید توان و گشتاور بالایی در فاز push off باشد و سیستم باید قادر به کنترل موقعیت مفصل مچپا (در هر دو فاز ایستایی و نوسانی) باشد. خلاصه پارامترهای هدف موردنظر در جدول ۲ آورده شده‌اند.

طرح نهایی ارائه شده برای مچپای پروتز فعال به صورت شکل ۱۳ می‌باشد. تنها تفاوت این طرح با طرح ارائه شده در شکل ۵ در محل قرارگیری فنر سری می‌باشد. تغییر مکان فنر باعث می‌شود برخلاف شکل ۵ بازوی گشتاور فنر و بال اسکرو طول‌های متفاوتی داشته باشند. بنابراین نیروی فنر با نیروی مکانیزم انتقال قدرت برابر نیست و در واقع ضریبی از آن است. تأثیر اصلی این تغییر مکان بر محاسبه سختی فنر و انتخاب موتور خواهد بود. بازوی گشتاور فنر سری همواره متغیر و کوچکتر از بازوی گشتاور بال‌اسکرو است در نتیجه نیروی وارد شده به فنر در این حالت بیشتر از نیروی موتور خواهد بود و به تبع آن سرعت فنر کمتر از سرعت موتور خواهد بود. پس در واقع با این تغییر مکان فنر، دست ما برای انتخاب موتور با سرعت بالاتر و گشتاور پایین‌تر که معمولا وزن‌های پایین‌تری دارند بازتر است. هم‌چنین در طرح نهایی نیز نقطه اتصال مکانیزم انتقال قدرت به

جدول ۲) پارامترهای هدف برای ساخت پروتز.

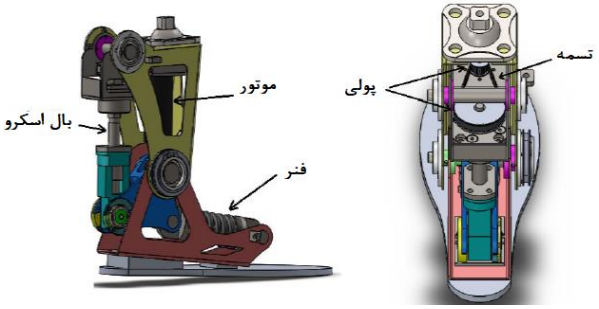
وزن	۲٫۶ Kg
ارتفاع	۳۵Cm<
حداکثر دورسی فلکسشن	۲۵ درجه
حداکثر پلانتر فلکسشن	۱۵ درجه
حداکثر گشتاور	۱۶۰ Nm
حداکثر سرعت	۶٫۸۶ rad/s
حداکثر توان	۶۱۰ Wa

پا به صورت محور(pivot) می‌باشد و صلب نیست، که در نتیجه آن همانطور که در شکل ۱۴مشاهده می‌شود طول بازوی گشتاور بال‌اسکرو متغیر است (بازوی گشتاور فنر نیز متغیر است). مکانیزم کلی این طرح همانگونه که از شکل ۱۵ نیز مشخص است بدین صورت است که موتور از طریق پولی و تسمه به مکانیزم انتقال قدرت که بال‌اسکرو است وصل است. بال اسکرو نیز از قسمت پایین به اهرم مثلثی شکل(قطعه آبی رنگ در شکل‌های ۱۴ و ۱۵) وصل می‌شود(که دو سر دیگر آن به مفصل مچپا و فنر وصل هستد). اتصال هر سه سر اهرم مثلثی به صورتی محوری(ball boaring) است و هیچ کدام دارای اتصال صلب نیستند. سر دیگر فنر نیز به صورت محوری به بدنه پروتز(کف پروتز) متصل است. بنابراین حرکت دورانی موتور از طریق پولی و تسمه به حرکت خطی در بال اسکرو تبدیل می‌شود. این حرکت خطی بال اسکرو به اهرم مثلثی منتقل و باعث تحریک فنر(فنر در فاز ایستایی که کف پا با زمین در تماس است و نیروی عکس-العمل زمین به آن وارد می‌شود تحریک می‌شود و در فاز نوسانی که که پا با زمین تماسی ندارد مانند جسم صلب عمل می‌کند و فقط نیروی واردشده را منتقل می‌کند) و اعمال نیرو به کف پا و چرخش محور مچپا (که مورد نظر است) می‌شود.



شکل ۱۳) طرح نهایی پروتز مچپای فعال.

شکل ۱۴) تغییرات بازوی گشتاور بال‌اسکرو.



شکل ۱۵) نمای سه بعدی پروتز طراحی‌شده.

۴-۱- نحوه انتخاب قطعات

همانطور که از شکل ۱۵ مشخص است سه المان اصلی در طراحی این پروتز به کار رفته‌اند که عبارتند از: موتور DC با توان خروجی بالا، مکانیزم انتقال قدرت(بال‌اسکرو) و فنر سری. این سه المان در ترکیب باهم به عنوان محرک سری-الاستیک شناخته می‌شوند.

۴-۱-۱ محرک

محرک(منبع تولید توان) در یک پروتز مچپای فعال می‌تواند موتور DC، پنوماتیک، هیدرولیک و یا سایر منابع تولید توان باشد. اهداف موردنظر و محیط و شرایط کاری موجود محرک مناسب یعنی موتور DC را انتخاب می‌کنیم. از موتور DC به عنوان منبع تولید توان در این طراحی استفاده می‌شود. موتور استفاده‌شده موتور DC، brushless، ۲۰۰وات مکسون (EC-4 pole 30) می‌باشد که دارای پیک توانی بالاتر از حداکثر پیک توان موردنیاز جهت دویدن(یعنی ۶۱۰) است. هم‌چنین این موتور دارای وزن بسیاز پایین ۳۰۰ گرم است. از دیگر مشخصات این موتور می‌توان به گشتاور استال و حداکثر سرعت‌زاویه‌ای آن اشاره کرد که به ترتیب ۳/۲۴N.m و ۱۶۷۰۰rpm هستند.

۴-۱-۲ مکانیزم انتقال قدرت

جهت انتخاب مکانیزم انتقال قدرت مناسب بهتر است ابتدا به محاسبه مشخصه حداکثر گشتاور/توان-سرعت پرداخته‌شود. در این تحلیل اثر اشباع محرک و نرخ انتقال بر روی مشخصه گشتاور/توان-سرعت، بدون در نظر گرفتن اثر اصطکاک موتور و اینرسی مچپا بررسی خواهدشد.گشتاور مچپا از $T_{ext} = R_{total}.T_m$ قابل محاسبه است.که R_{total} نرخ انتقال است. به دلیل محدودیت موتورها در اعمال گشتاور و سرعت، معمولا عملکرد آنها با معادله زیر محدود می‌شود:

$$T_m(\omega) \le T_m^{max} - \omega\left(\frac{T_m^{max}}{\omega^{max}}\right) \qquad (۸)$$

که T_m، ω، T_m^{max}، ω^{max} به ترتیب گشتاور موتور، گشتاور استال موتور، سرعت موتور و حداکثر سرعت موتور هستند. اگر معادله براساس داده‌های مچپا و نرخ تبدیل بدون درنظر گرفتن اثر فنر سری نوشته‌شود، داریم:

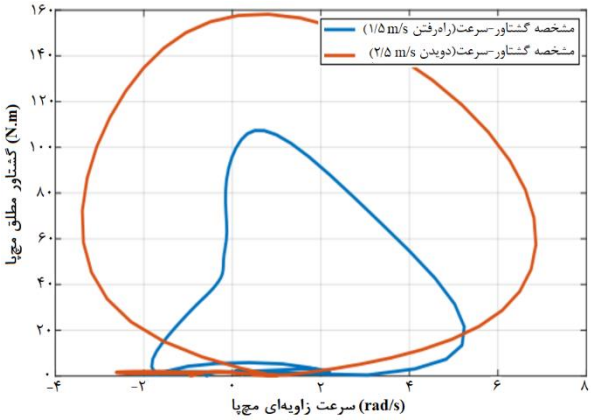
$$T_{ext}(\dot\theta) \le R_{total}T_m^{max} - \dot\theta\left(\frac{R_{total}T_m^{max}}{(\omega^{max}/R_{total})}\right) \qquad (۹)$$

که $\dot\theta$ سرعت زاویه‌ای مچپا است. اگر یک مسیر گشتاوری $T_h(\dot\theta)$ مانند شکل ۱۶، که نشان دهنده مشخصه گشتاور-سرعت مچپای طبیعی است (برای دو حالت راه‌رفتن و دویدن با سرعت طبیعی) تعریف شود، هدف طراحی این است که $T_{ext}(\dot\theta)$ همواره به ازای هر سرعتی بزرگتر از $T_h(\dot\theta)$ باشد:

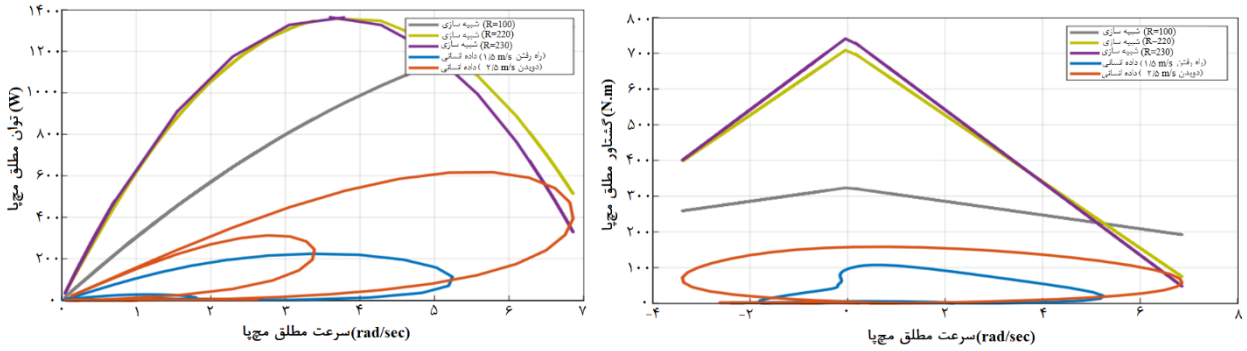
معادله ۱۰ نشان دهنده هدف اول در طراحی پروتز است. موتور(ω^{max}،T_m^{max}) و مکانیزم انتقال قدرت(R_{total}) انتخاب شده برای پروتز همواره باید این معادله را ارضا کنند.

$$T_h(\dot\theta) < T_{ext}(\dot\theta) \le R_{total}T_m^{max} - \dot\theta\left(\frac{R_{total}T_m^{max}}{(\omega^{max}/R_{total})}\right) \quad \forall\dot\theta \qquad (۱۰)$$

در عمل خیلی از فاکتورهای دیگر وجود دارد که باعث کاهش ماکزیمم گشتاور خروجی موتور می‌شوند، مانند اینرسی موتور، اشباع جریان موتور و غیره. بنابراین بهتر است که گشتاور خروجی محاسبه شده از این رابطه، بزرگتر از دوبرابر گشتاور موردنیاز باشد. در شکل ۱۷ نمودارهای مربوط به مشخصه حداکثر گشتاور/توان-سرعت با نرخ‌های انتقال متفاوت، رسم شده است. موتور استفاده شده در این شبیه‌سازی maxon EC 4-pole 30 است که قبلا به عنوان محرک انتخاب کردیم. همانطور که از شکل ۱۷(الف) مشخص است بهترین نتایج به ازای نرخ انتقال در بازه $[۱۰۰ - ۲۲۰]$ $R_{total} =$ به دست آمده‌اند که مشخصه حداکثر گشتاور همواره بزرگتر(بزرگتر از دو برابر) از مقدار طبیعی آن برای مچپا



شکل ۱۶) مشخصه گشتاور-سرعت مچپا.



شکل ۱۷) مقایسه مشخصه حداکثر گشتاور/توان-سرعت مفصل مچ پروتز و مچپای طبیعی.

است. هم‌چنین حداکثر نرخ انتقال قدرت قابل قبول ۲۲۰ می‌باشد و معادله ۳-۳ به ازای مقادیر بزرگتر از ۲۲۰ برقرارنیست در شکل ۱۷ (ب) مشخصه توان-سرعت موتور نیز رسم شده است، که پیک آن در در محدوده سرعت ۴rad/s اتفاق می‌افتد و برابر با ۱۳۵۰ وات(بزرگتر از ۶۱۷) است.

۳-۱-۴ یافتن یک سختی معادل

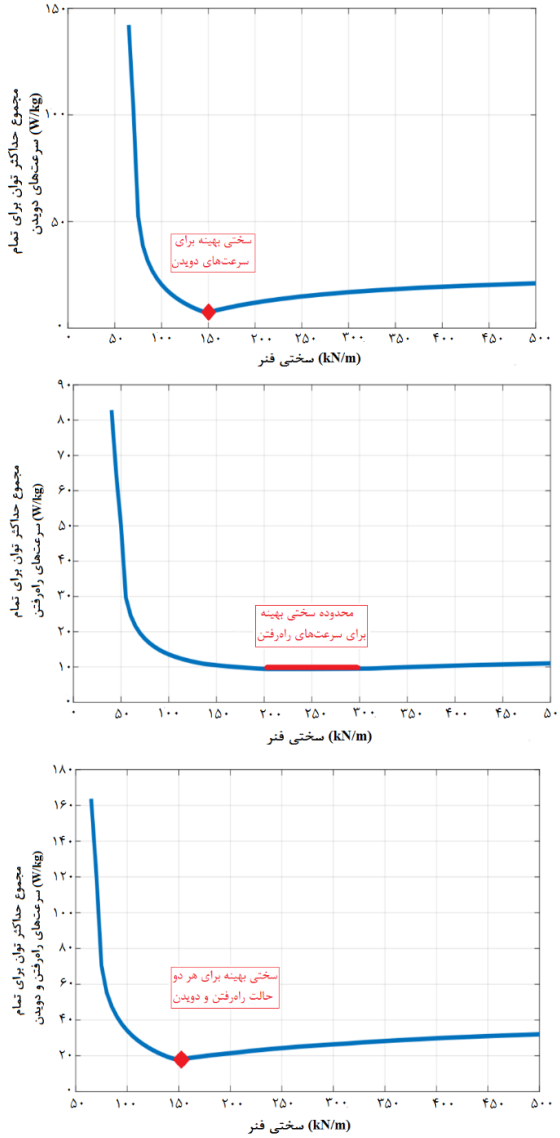
همانطور که قبلا نیز اشاره شد، مطابق شکل ۷ و ۸ مقدار بهینه سختی فنر برای سرعت‌های مختلف متفاوت است. این خاصیت هنگام طراحی پروتز مچپا، با سختی ثابت به یک چالش اساسی تبدیل می‌شود. زیرا بهینه نبودن فنر به شدت بر مقدار توان و انرژی مصرفی تاثیرگذار است. یکی از راه‌های حل این مشکل که قبلا نیز به آن اشاره شد طراحی سازوکاری با خاصیت تغییر سختی برای سرعت‌های مختلف است، که بر پیچیدگی و وزن سیستم می‌افزاید. گزینه دیگر حل این مشکل پیداکردن یک سختی بهینه برای تمام سرعت‌ها است، به گونه‌ای که جمع پیک توان‌ها در تمام سرعت‌ها مینیمم شود.به منظور کاستن از پیچیدگی سیستم ابتدا می‌توان با استفاده از روش دوم و معادله ۱۱ یک محدوده تقریبی سختی بهینه برای راه رفتن پیدا کرد(شکل ۱۸-الف) به گونه‌ای که مجموع پیک توان مصرفی در تمام سرعت‌ها کمترین مقدار ممکن باشد. همین روش در مد دویدن نیز استفاده شده‌است و همانطور که از شکل ۱۸-(ب) مشخص است به جای محدوده سختی، یک مقدار معین به دست آمده‌است. یک بارهم روش مذکور به هردو حالت راه رفتن و دویدن توأماً اعمال شد و نتیجه نهایی تغییر زیادی نسبت به حالت دویدن نداشت(شکل ۱۸-(پ)). با توجه به این‌که بیشتر حرکت انسان در سرعت طبیعی ۱٫۵ m/s (راه رفتن) انجام می‌شود، باید سعی شود مقداری به عنوان سختی بهینه انتخاب شود که هم در محدوده به دست آمده باشد و هم به سختی معادل سرعت ۱٫۵ m/s نزدیک باشد.

$$\min\left(\sum_{n=1}^{5} P_{max}^{K_s}\right) \quad for\ K_s = 1\ to\ 300kN/m \qquad (۱۱)$$

البته ذکر این نکته نیز ضروری است که تغییر وزن افراد تأثیرات هرچند جزئی بر روی سختی فنر دارد. درواقع با افزایش وزن افراد میزان سختی فنر نیز بیشتر می‌شود. تمام طراحی‌ها برای وزن ۷۵kg انجام شده است و با توجه به کوچک بودن تغییرات در بازه [۸۰-۷۰ Kg] معتبر است. در نتیجه مقدار سختی انتخاب شده برای فنر در این پروژه ۱۸۰kN/m می‌باشد.

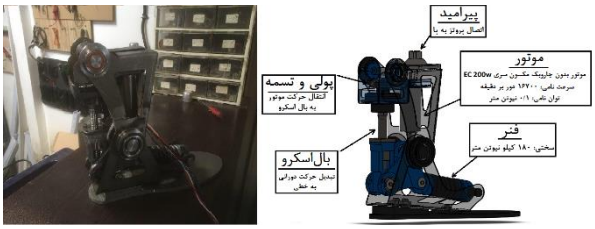
۴-۲ ساخت پروتز

پروتز موردنظر پس از بررسی تحلیل‌های انجام‌شده و انتخاب قطعات وارد مرحله ساخت شد. علاوه بر سه قطعه مهم(موتور، بال‌اسکر و فنر) که به صورت مفصل مورد بحث قرارگرفتند، سایر قطعات نقش اساسی در نحوه کارکرد و سازوکار سیستم ندارند. ولی به منظور برآورده کردن محدودیت‌های وزنی و ارتفاعی که



شکل ۱۸) مقایسه مشخصه حداکثر گشتاور/توان-سرعت مفصل مچ پروتز و مچپای طبیعی الف) محدوده سختی بهینه برای سرعت‌های راه رفتن ب) سختی بهینه برای سرعت‌های دویدن پ) سختی بهینه برای هر دو حالت راه رفتن و دویدن.

قبلا به آنها اشاره شد باید در انتخاب این قطعات نیز دقت شود. برای جنس بدنه پروتز ورق فولادی انتخاب شد که از استحکام بالایی برخوردار است. ضخامت این ورق‌ها پس از انجام تحلیل‌های استاتیکی و با اعمال یک و نیم برابر نیروهای واقعی وارده(به عنوان ضریب اطمینان) محاسبه شدند. تمام بلبرینگ‌های استفاده شده نیز براساس تحلیل‌های نیرویی انتخاب شدند. جنس اولیه درنظر گرفته‌شده برای کفی پا که نقشی غیرقابل انکار در کیفیت کارکرد و حرکت فرد دارد، آلیاژ کربنی بود که به دلیل محدودیت‌های مالی تصمیم به استفاده از آلومینیوم در مرحله ساخت شد. در شکل ۱۹ پروتز نهایی ساخته‌شده قابل مشاهده است. همچنین جدول ۳ به مقایسه مشخصات واقعی پروتز ساخته‌شده و مقادیر دلخواه مورد انتظار قابل مشاهده است.



شکل ۱۹) پروتز واقعی ساخته‌شده.

جدول ۳) مقایسه پارامترهای هدف و واقعی.

پارامتر	مقادیر واقعی	مقادیر هدف
وزن(Kg)	۲/۹	۲/۶
ارتفاع(Cm)	۲۲	<۳۵
حداکثر دورسی‌فلکسشن(Deg)	۲۵	۲۵
حداکثر پلانترفلکسشن(Deg)	۱۵	۱۵
حداکثر گشتاور(N.m)	۷۰۰	۱۶۰
حداکثر سرعت(rad/sec)	۷/۶	۶/۸۶
حداکثر توان(watt)	۱۳۵۰	۶۱۰

۵- نتیجه گیری

در ابتدا با تحلیل کامل رفتار مچپا در طول یک چرخه حرکتی(به خصوص با بررسی گشتاور و سرعت آن)، مشاهده شد که توان و انرژی موردنیاز برای ایجاد رفتاری مشابه رفتار مچپای سالم توسط پروتز، نیاز به محرک با گشتاور و توان بالا دارد که از وزن بالایی برخوردار است و در نتیجه باعث افزایش شدید وزن و اندازه پروتز می‌شود. در ادامه با توجه به تحقیقات قبلی انجام-شده در این زمینه تصمیم به استفاده از محرک غیرفعال(فنر) در کنار محرک فعال(موتور) گرفته‌شد تا بتوان موتور با توان و وزن پایین‌تر را جایگزین کرد. پس از بررسی تمام ترکیبات ممکن محرک فعال و غیرفعال(بدون فنر، فنر سری با موتور، فنر موازی با موتور و فنر سری-موازی با موتور) و مقایسه آنها متوجه برتری‌های دو حالت محرک سری با فنر و محرک سری-موازی با فنر شده و تصمیم به استفاده از محرک سری با فنر گرفته‌شد. مصرف انرژی و توان در این حالت نسبت به حالت عادی به شدت کاهش می‌یابد و به تبع آن می‌توان با موتور به مراتب سبک‌تر تا حدی این مقدار توان را تامین کرد و وزن سیستم را کاهش داد. در راستای بهینه کردن توان و انرژی محرک سری با فنر، نیاز به تعیین سختی بهینه فنر براساس اولویت‌های طراحی است که این پروسه با در اولویت گذاشتن کاهش بیشترین توان موتور به انجام رسید. در ادامه، در راستای دریافت بهترین عملکرد از پروتز، تحلیل‌های موردنیاز به منظور انتخاب بهترین قطعات(موتور، بال‌اسکرو، فنر و غیره) انجام شد. و در آخر پروتز طراحی شده در محیط آزمایشگاهی ساخته شد. این پروتز تمامی ویژگی‌های طراحی شده را داراست.

تشکر و قدردانی: نویسندگان بر خود لازم می‌دارند از پارک علم و فناوری دانشگاه تهران جهت تخصیص بودجه به این تحقیق، تشکر و قدردانی کنند. همچنین از همکاری و مساعدت‌های پروفسور Andre Seyfarth و دکتر مازیار احمد شعربافی کمال تقدیر و تشکر را داریم که داده‌های تهیه شده توسط دانشگاه دارمشتات را، جهت استفاده در این پژوهش در اختیار قرار دادند. همچنین بر خود وظیفه میدانیم که از زحمات بی‌دریغ و کمک‌های بی‌شائبه دکتر مهدی اسلامی تقدیر و تشکر نماییم.

تاییدیه اخلاقی: محتوای علمی و اخلاقی این مقاله حاصل فعالیت نویسندگان بوده و صحت و اعتبار نتایج بر عهده آنها است.

تعارض منافع: هیچ گونه تعارض منافعی وجود ندارد.

سهم نویسندگان: فرهاد رجایی (نویسنده اول)، پژوهشگر اصلی/ نگارنده مقاله (۴۰٪)؛ خلیل عالی پور (نویسنده دوم)، پژوهشگر اصلی (۲۰٪)؛ بهرام تارویردی زاده (نویسنده سوم)، پژوهشگر اصلی (۱۵٪)؛ علیرضا هادی (نویسنده چهارم)، پژوهشگر اصلی (۱۵٪)؛ حسین ولی‌یان هلق (نویسنده پنجم)، نگارنده مقاله/ پژوهشگر کمکی (۱۰٪)

منابع مالی: هزینه‌ها از طریق گرنت پژوهشی اختصاص یافته شده توسط دانشکده علوم و فنون دانشگاه تهران تامین شده است.

منابع

1- Siciliano B, Khatib O, editors. Springer handbook of robotics. springer; 2016.
2- Meng W, Liu Q, Zhou Z, Ai Q, Sheng B, Xie SS. Recent development of mechanisms and control strategies for robot-assisted lower limb rehabilitation. Mechatronics. 2015;31:132-45.
3- Palmer ML. Sagittal plane characterization of normal human ankle function across a range of walking gait speeds (Doctoral dissertation, Massachusetts Institute of Technology).
4- Gates DH. Characterizing ankle function during stair ascent, descent, and level walking for ankle prosthesis and orthosis design (Doctoral dissertation, Boston University), 2004.
5- Dollar AM, Herr H. Lower extremity exoskeletons and active orthoses: Challenges and state-of-the-art. IEEE Transactions on robotics. 2008;24(1):144-58.
6- Grimmer M, Seyfarth A. Mimicking human-like leg function in prosthetic limbs. InNeuro-Robotics 2014 (pp. 105-155). Springer, Dordrecht.
7- Robinson DW, Pratt JE, Paluska DJ, Pratt GA. Series elastic actuator development for a biomimetic walking robot. In1999 IEEE/ASME International Conference on Advanced Intelligent Mechatronics (Cat. No. 99TH8399) 1999 (pp. 561-568). IEEE.
8- Pratt JE, Krupp BT, Morse CJ, Collins SH. The RoboKnee: an exoskeleton for enhancing strength and endurance during walking. InIEEE International Conference on Robotics and Automation, 2004. Proceedings. ICRA'04. 2004 (Vol. 3, pp. 2430-2435). IEEE.
9- Blaya JA, Herr H. Adaptive control of a variable-impedance ankle-foot orthosis to assist drop-foot gait. IEEE Transactions on neural systems and rehabilitation engineering. 2004;12(1):24-31.
10- Hollander KW, Ilg R, Sugar TG, Herring D. An efficient robotic tendon for gait assistance. Journal of Biomechanical Engineering 2006;128(5):788–91.

11- Hitt JK, Bellman R, Holgate M, Sugar TG, Hollander KW. The sparky (spring ankle with regenerative kinetics) project: Design and analysis of a robotic transtibial prosthesis with regenerative kinetics. InASME 2007 International Design Engineering Technical Conferences and Computers and Information in Engineering Conference 2007 (pp. 1587-1596). American Society of Mechanical Engineers Digital Collection.
12- Oymagil AM, Hitt JK, Sugar T, Fleeger J. Control of a regenerative braking powered ankle foot orthosis. In2007 IEEE 10th International Conference on Rehabilitation Robotics 2007 (pp. 28-34). IEEE.
13- Hitt J, Oymagil AM, Sugar T, Hollander K, Boehler A, Fleeger J. Dynamically controlled ankle-foot orthosis (DCO) with regenerative kinetics: Incrementally attaining user portability. InProceedings 2007 IEEE International Conference on Robotics and Automation 2007 (pp. 1541-1546). IEEE.
14- Versluys R, Desomer A, Lenaerts G, Beyl P, Van Damme M, Vanderborght B, Vanderniepen I, Van der Perre G, Lefeber D. From conventional prosthetic feet to bionic feet: a review study. In2008 2nd IEEE RAS & EMBS international conference on biomedical robotics and biomechatronics 2008 (pp. 49-54). IEEE.
15- Cherelle P, Grosu V, Matthys A, Vanderborght B, Lefeber D. Design and validation of the ankle mimicking prosthetic (AMP-) foot 2.0. IEEE Transactions on Neural Systems and Rehabilitation Engineering. 2013;22(1):138-48.
16- Gao F, Liu Y, Liao WH. Design of powered ankle-foot prosthesis with nonlinear parallel spring mechanism. Journal of Mechanical Design. 2018;140(5).
17- Masum H, Bhaumik S, Ray R. Conceptual design of a powered ankle-foot prosthesis for walking with inversion and eversion. Procedia Technology. 2014;14:228-35.
18- Shepherd MK, Rouse EJ. Design of a quasi-passive ankle-foot prosthesis with biomimetic, variable stiffness. In2017 IEEE International Conference on Robotics and Automation (ICRA) 2017 (pp. 6672-6678). IEEE.
19- Ficanha EM, Ribeiro GA, Dallali H, Rastgaar M. Design and preliminary evaluation of a two dofs cable-driven ankle–foot prosthesis with active dorsiflexion–plantarflexion and inversion–eversion. Frontiers in bioengineering and biotechnology. 2016;4:36.
20- Ruina A, Bertram JE, Srinivasan M. A collisional model of the energetic cost of support work qualitatively explains leg sequencing in walking and galloping, pseudo-elastic leg behavior in running and the walk-to-run transition. Journal of theoretical biology. 2005;237(2):170-92.
21- Grimmer M, Seyfarth A. Stiffness adjustment of a series elastic actuator in an ankle-foot prosthesis for walking and running: The trade-off between energy and peak power optimization. In2011 IEEE International Conference on Robotics and Automation 2011 (pp. 1439-1444). IEEE.
22- Mai A, Commuri S. Intelligent control of a prosthetic ankle joint using gait recognition. Control Engineering Practice. 2016;49:1-3.
23- Postema K, Hermens HJ, De Vries J, Koopman HF, Eisma WH. Energy storage and release of prosthetic feet Part 1: Biomechanical analysis related to user benefits. Prosthetics and Orthotics International. 1997;21(1):17-27.
24- https://www.ossur.com
25- Durfee WK, Palmer KI. Estimation of force-activation, force-length, and force-velocity properties in isolated, electrically stimulated muscle. IEEE Transactions on Biomedical Engineering. 1994;41(3):205-16.
26- Pratt GA, Williamson MM. Series elastic actuators. InProceedings 1995 IEEE/RSJ International Conference on Intelligent Robots and Systems. Human Robot Interaction and Cooperative Robots 1995 (Vol. 1, pp. 399-406). IEEE.
27- Eslamy M, Grimmer M, Rinderknecht S, Seyfarth A. Does it pay to have a damper in a powered ankle prosthesis? a power-energy perspective. In2013 IEEE 13th International Conference on Rehabilitation Robotics (ICORR) 2013 (pp. 1-8). IEEE.
28- https://www.tu-darmstadt.de
29- Carey N. Establishing pedestrian walking speeds. Portland State University. 2005; 5-25.