

طراحی بهینه، مدل‌سازی و ساخت یک آرتز فعال خارجی جهت توان بخشی اندام تحتانی افراد ناتوان

فائزه جهان‌شاه^۱، علی مختاریان^{۲*}، محمدتقی کریمی^۳

اطلاعات مقاله	چکیده
دریافت مقاله: ۱۳۹۷/۰۳/۲۴	
پذیرش مقاله: ۱۳۹۷/۰۶/۱۲	
واژگان کلیدی:	
آرتز فعال، توان بخشی، بهینه‌سازی، اندام تحتانی.	<p>امروزه با پیشرفت علوم مهندسی در زمینه پزشکی، استفاده از سیستم‌های توان بخشی رباتیکی برای درمان ناتوانی حرکتی، بسیار مورد توجه قرار گرفته است. برخی از سیستم‌های رباتیکی برای احیای مکانیک و اصلاح الگوی حرکتی افراد ناتوان، از جمله مبتلایان به سکته مغزی به کار گرفته شده‌اند و نتایج امیدوارکننده‌ای از آن‌ها حاصل شده است. محور اصلی این تحقیق نیز کمک به تأمین استقلال حرکتی این بیماران بوده تا ضمن حذف فیزیوتراپ، امکان بهبودی و اصلاح حرکت در اعضای که دچار فقر حرکتی شده‌اند، فراهم شود. هدف اصلی در این مقاله، طراحی و ساخت یک آرتز فعال خارجی یک درجه آزادی مبتنی بر ساختار مکانیزم چهارمیله‌ای برای ایجاد حرکت مطلوب پای بیمار است. در همین زمینه، طراحی بهینه سینماتیکی مکانیزم بر مبنای ایجاد حرکتی مشابه با الگوی صحیح راه رفتن برای پای بیمار انجام شده است. همچنین پس از استخراج معادلات حرکت ربات توان بخش، توان و گشتاور بهینه موتور الکتریکی محرک مکانیزم با حل دینامیک معکوس ربات، محاسبه و تعیین می‌شود. پس از طراحی و ساخت نمونه اولیه از آرتز پیشنهادی، کارایی و عملکرد آن بر روی یک کاربر سالم، مورد ارزیابی و بررسی قرار گرفته است. آزمایش‌های به عمل آمده نشان می‌دهد که این دستگاه، حرکت شبیه‌سازی شده بهینه را برای کاربر فراهم می‌کند. به علاوه نتایج تست ضربان قلب کاربر، گویای کاهش قابل توجه سرعت ضربان قلب وی در هنگام استفاده از آرتز نسبت به حالت عادی (بدون اتصال دستگاه) و به دنبال آن کاهش مصرف انرژی کاربر است.</p>

۱- مقدمه

می‌تواند توانایی راه رفتن را از بیماران سلب کند [۲]. توان بخشی فیزیکی توسط یک یا چند فیزیوتراپ، روشی مؤثر برای احیای تعادل و هماهنگی عضلات بدن است [۳]. با این حال باید در نظر داشت این روش به صورت بالقوه می‌تواند عدم دقت لازم در بازتوانی فرد مصدوم را در پی داشته باشد که خود ممکن است ناشی از خستگی یا عدم مهارت نیروی انسانی باشد. علاوه بر فیزیوتراپ، می‌توان از وسایل کمک حرکتی با نام آرتز^۴ استفاده کرد و توسط آن‌ها بدون نیاز به فیزیوتراپیست، عضو مصدوم را به فعالیت

اختلال عملکرد اندام تحتانی، یکی از شایع‌ترین و اساسی‌ترین عواقب سکته مغزی است که در بین افراد مبتلا، ۲۳-۵۳ درصد از آن‌ها، وابستگی کامل یا ناقص در فعالیت‌های روزمره زندگی دارند [۱]. بدون تردید یکی از مهم‌ترین مراحل درمانی بیماران سکته‌ای با آسیب مغزی و نخاعی، توان بخشی با دقت و تکرارپذیری کافی است. ناتوان شدن عضلات و از بین رفتن تعادل بدن، از جمله متداول‌ترین عوارض این آسیب‌ها است که چنین عوارضی

⁴ Orthosis

* پست الکترونیک نویسنده مسئول: mokhtarian@iaukhsh.ac.ir

۱. دانشجوی کارشناسی ارشد، مهندسی مکانیک، دانشگاه آزاد اسلامی واحد

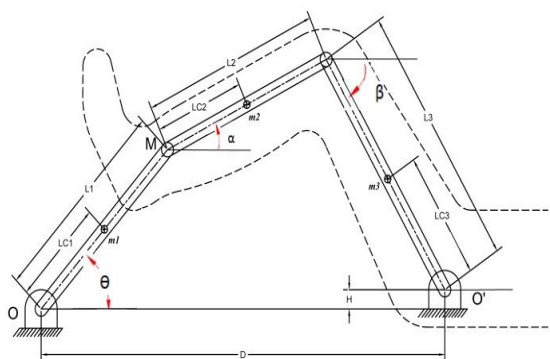
خمینی‌شهر، خمینی‌شهر

۲. استادیار، مهندسی مکانیک، دانشگاه آزاد اسلامی واحد خمینی‌شهر،

خمینی‌شهر

۳. دانشیار، آرتوپدی فنی، دانشگاه علوم پزشکی شیراز، شیراز

می‌سازد. مسیر مرجع از حرکت راه رفتن یک فرد سالم استخراج و به‌عنوان ورودی به سیستم داده می‌شود. آرتز با توجه به مسیر مرجع حرکت پا، گشتاور اصلاحی به پا اعمال می‌کند تا به حرکت اندام‌های تحتانی بر روی مسیر صحیح کمک کند. اسپاستیسیته، خشکی مفاصل و سفتی عضلات از دیگر عوارض در بیماران سکته مغزی است که ناشی از کوتاهی فیبرهای عضلانی و کاهش آن‌ها است. استفاده از فیزیوتراپی و وسایل کمک‌حرکتی، نقشی مهم در رفع این عوارض دارد [۱۵]. آرتز طراحی شده به‌عنوان یک وسیله کمک‌حرکتی مناسب می‌تواند تا حد زیادی به بهبود این عوارض کمک کند. طراحی بهینه انجام‌شده شامل دو بخش بهینه‌سازی سینماتیکی و دینامیکی مسئله است. هدف مورد نظر در بهینه‌سازی سینماتیکی، تعیین بهینه پارامترهای طولی مکانیزم به گونه‌ای است که دستگاه بتواند نزدیک‌ترین حرکت به الگوی صحیح راه رفتن را برای مفاصل ران و زانوی پا ایجاد کند. همچنین در طی بهینه‌سازی دینامیکی، حداقل توان و گشتاور مورد نیاز برای موتور محرک آرتز خارجی با حل معادلات دینامیک معکوس مسئله، به دست می‌آید. با استفاده از مقادیر به‌دست‌آمده در طی طراحی مکانیزم، ساخت یک نمونه اولیه به انجام رسیده و اعتبارسنجی نتایج به همراه امکان‌سنجی استفاده از دستگاه برای بیماران با به‌کارگیری دستگاه برای یک کاربر سالم و با استفاده از تست سرعت ضربان قلب و بیان معیاری برای مصرف انرژی، صورت پذیرفته و نتایج ارائه شده است.



شکل ۱: مکانیزم پیشنهادی برای توان‌بخشی اندام تحتانی

۲- مدل‌سازی و بهینه‌سازی

در این تحقیق، مکانیزم پیشنهادی (شکل (۱)) برای ایجاد

درآورد و حرکت آن را بهبود بخشید [۴]. آرتزهایی که برای نوعی خاص از آسیب‌دیدگی طراحی و ساخته شده‌اند، به دو دسته فعال^۱ و غیرفعال^۲ تقسیم‌بندی می‌شوند. در آرتزهای فعال، حرکت مطلوب عضو مصدوم توسط محرک‌های خارجی، مانند موتور الکتریکی یا جک‌های هیدرولیکی یا پنوماتیکی ایجاد شده، تحت کنترل قرار می‌گیرند [۵-۸]؛ در حالی که در آرتزهای غیرفعال، محرک‌های خارجی وجود ندارند و عضو مصدوم به کمک اثر نیرویی اجزایی منفعل مانند فنر به حرکت درآمده، در محل مورد نظر از بدن فرد نصب می‌شود تا ضعف حرکتی آن عضو و در نتیجه، نقصان حرکتی کل بدن فرد را بهبود بخشد یا برطرف کند [۹-۱۲]. همراه با بیشتر آرتزهای کمک‌حرکتی برای بیماران، از سیستم مهارکننده وزن استفاده شده است که منجر به ایجاد مشکلات و محدودیت‌هایی در روند مطلوب توان‌بخشی آن‌ها می‌شود که از آن جمله می‌توان به ممانعت از حرکت آزادانه و مطلوب حرکت لگن (با توجه به اتصال مهارکننده وزن به لگن) در حین توان‌بخشی و عدم راحتی و تمایل بیمار نسبت به استفاده از آن اشاره کرد [۱۳]. با توجه به این موضوع، در این پژوهش سعی شده است مکانیزمی ارائه شود که بدون نیاز به سیستم مهارکننده وزن و تردمیل، موجبات توان‌بخشی پای فرد ناتوان فراهم شود. از این رو در تحقیق حاضر، طراحی و ساخت یک آرتز جدید برای پا با ساختاری مبتنی بر عملکرد مکانیزم چهارمیله‌ای، برای بازتوانی افراد ناتوان حرکتی، در حالت خوابیده (درازکش) به انجام رسیده است. با توجه به اینکه آرتزهای پایین‌تنه معمولاً اتصال کامل به پا دارند، ناهماهنگی حرکتی بین اجزا و مفاصل آرتز و پا از معضلات مهم استفاده از آن‌ها به شمار می‌آید و این مسئله منجر می‌شود فرایند توان‌بخشی به طور مطلوب به انجام نرسد [۱۴]. در این زمینه، آرتز پیشنهادی در این تحقیق به گونه‌ای طراحی شده است که کمترین تماس را در حین توان‌بخشی با پای بیمار داشته باشد. از مزایای طراحی این سیستم، اتصال خارجی آن به بدن و سازگاری بیشتر با حرکات مفاصل ران و زانوی بیمار بوده، به طوری که ممانعتی برای حرکت آزاد مفاصل ایجاد نمی‌کند. سیستم طراحی شده پس از اتصال به پای آسیب‌دیده، با دنبال کردن مسیر مرجع، امکان حرکت را برای پا فراهم

² Passive

¹ Active

با تعریف طرف راست روابط (۳) و (۴) به صورت:

$$A \triangleq D - L_1 \cos(\theta) \quad (۵)$$

$$B \triangleq H - L_1 \sin(\theta) \quad (۶)$$

و سپس جمع کردن مجذور A و B خواهیم داشت:

$$\begin{aligned} &(L_2 \cos(\alpha) + L_3 \cos(\beta))^2 \\ &(L_2 \sin(\alpha) + L_3 \sin(\beta))^2 = A^2 + B^2 \end{aligned} \quad (۷)$$

با بسط رابطه (۷) و استفاده از اتحادهای مثلثاتی داریم:

$$\begin{aligned} \cos(\beta - \alpha) = \\ (A^2 + B^2 - L_3^2 - L_2^2) / 2L_2L_3 \end{aligned} \quad (۸)$$

پس از آن، با تعریف:

$$\emptyset \triangleq \beta - \alpha \quad (۹)$$

و بازنویسی رابطه (۸)، نتیجه می‌شود:

$$\begin{aligned} \emptyset = \\ \cos^{-1} \left(\frac{(A^2 + B^2 - L_2^2 - L_3^2)}{2L_2L_3} \right) \end{aligned} \quad (۱۰)$$

همچنین با استفاده از روابط (۳) و (۵) و (۹) خواهیم داشت:

$$L_2 \cos(\alpha) + L_3 \cos(\alpha + \emptyset) = A \quad (۱۱)$$

و به دنبال آن با بسط مثلثاتی رابطه (۱۱)، رابطه (۱۲) حاصل می‌شود:

$$\begin{aligned} L_3 \cos(\alpha) \cos(\emptyset) - L_3 \sin(\alpha) \sin(\emptyset) \\ + L_2 \cos(\alpha) = A \end{aligned} \quad (۱۲)$$

طرفین رابطه (۱۲) را بر $\cos(\alpha)$ تقسیم می‌کنیم و حاصل را به توان ۲ می‌رسانیم. بنابراین با استفاده از روابط مثلثاتی خواهیم داشت:

$$\begin{aligned} (L_3 \cos(\emptyset) + L_2)^2 + L_3^2 \sin^2(\emptyset) \tan^2(\alpha) \\ - 2(L_2 + L_3 \cos(\emptyset))L_3 \sin(\emptyset) \tan(\alpha) \\ = A^2 [1 + \tan^2(\alpha)] \end{aligned} \quad (۱۳)$$

رابطه (۱۳) به صورت یک معادله درجه ۲ برحسب متغیر $\tan(\alpha)$ بیان شده است، که بر اساس آن، ضرایب معادله به شرح زیر است:

$$a \triangleq A^2 - (L_3)^2 (\sin(\emptyset))^2 \quad (۱۴)$$

$$b \triangleq 2(L_2 + L_3 \cos(\emptyset))(L_3 \sin(\emptyset)) \quad (۱۵)$$

$$c \triangleq A^2 - (L_3 \cos(\emptyset) + L_2)^2 \quad (۱۶)$$

و در نتیجه:

$$\alpha = \tan^{-1} \left[\frac{(-b \pm \sqrt{b^2 - 4ac})}{2a} \right] \quad (۱۷)$$

حرکت مطلوب پای بیمار، برگرفته از ساختار یک مکانیزم چهارمیله‌ای از نوع لنگ - نوسانگر است [۱۶]. در مدل‌سازی این سیستم، عضو لنگ (L_1 ، m_1) متناظر با لینک دوار مکانیزم، عضو نوسانگر (L_2 ، m_2) مدل ساق بیمار و عضو رابط (L_3 ، m_3) مدل ران بیمار است. این مکانیزم توسط یک موتور الکتریکی، قابلیت حرکت را برای پای ناتوان بیمار فراهم می‌کند. موتور در مفصل O مکانیزم در نظر گرفته شده است.

در این بخش به بیان روابط سینماتیکی و سینتیکی حاکم بر حرکت سیستم و بهینه‌سازی پارامترهای هندسی و گشتاور عملگر سیستم و ارائه نتایج شبیه‌سازی خواهیم پرداخت.

۲-۱- بهینه‌سازی سینماتیکی

هدف اصلی که در این پژوهش دنبال می‌شود، تعیین مقادیر بهینه برای پارامترهای طولی مکانیزم، به گونه‌ای است که دستگاه بتواند نزدیک‌ترین حرکت به الگوی صحیح راه رفتن را برای پا ایجاد کند [۱۷ و ۱۸]. برای این منظور از روابط حاصل از تحلیل سینماتیکی مکانیزم جهت به دست آوردن منحنی حرکت آرتز و به‌کارگیری در برنامه بهینه‌سازی استفاده شده است [۱۹]. با انتخاب یک دسته از پارامترهای طولی آرتز فعال و تعریف یک تابع بهینه‌سازی مناسب، پارامترهای بهینه آرتز به گونه‌ای حاصل می‌شود که پاسخ شبیه‌سازی، متناظر با نزدیک‌ترین مسیر برای حرکت مفاصل ران و زانو به نمودارهای متناظر با حالت مطلوب راه رفتن باشد. همان طور که مشخص است، مدل دینامیکی این سیستم حلقه بسته دارای یک درجه آزادی است. بنابراین با در نظر گرفتن زاویه چرخش موتور محرک (θ) به‌عنوان مختصه تعمیم‌یافته مستقل، می‌توان زوایای α (زاویه ساق پا) و β (زاویه ران پا) را برحسب پارامترهای هندسی و زاویه θ به دست آورد. در زنجیره سینماتیکی ایجادشده برای سیستم (شکل (۱)) داریم:

$$L_1 \cos(\theta) + L_2 \cos(\alpha) + L_3 \cos(\beta) = D \quad (۱)$$

$$L_1 \sin(\theta) + L_2 \sin(\alpha) + L_3 \sin(\beta) = H \quad (۲)$$

با توجه به اینکه هدف، یافتن زوایای β و α برحسب تغییرات زاویه عملگر (θ) است، روابط (۱) و (۲) را به شکل زیر بازنویسی می‌کنیم:

$$L_2 \cos(\alpha) + L_3 \cos(\beta) = D - L_1 \cos(\theta) \quad (۳)$$

$$L_2 \sin(\alpha) + L_3 \sin(\beta) = H - L_1 \sin(\theta) \quad (۴)$$

شود باید مجموع طول کوتاه ترین و بلندترین لینکها در این مکانیزم از مجموع طول دو لینک دیگر کوچکتر باشد [۱۶].

$$L_1 + L_4 < L_2 + L_3 \quad (21)$$

در رابطه (۲۱)، L_3 بیانگر طول ران پای بیمار و L_4 مبین طول لینک پایه مکانیزم (فاصله O تا \bar{O}) بوده که برحسب H و D با استفاده از رابطه (۲۲) قابل تعیین است.

$$L_4 = \sqrt{D^2 + H^2} \quad (22)$$

رابطه گراشف، یک قید قابل اعمال در طراحی بهینه آرتز فعال مذکور است. بدین منظور، در برنامه بهینه سازی کدنویسی شده، در صورت عدم برقراری رابطه گراشف، یک تابع جریمه^۲ به صورت مقدار عددی ثابت به تابع هدف اضافه می شود. قید نامساوی دیگری که برقراری آن، امکان چرخش کامل لینک ورودی متصل به موتور را تضمین می کند، قید کوچکترین طول برای این لینک نسبت به دیگر لینکهای مکانیزم است. این قید نیز به شکل یک مقدار جریمه ثابت به تابع هدف افزوده شده است.

در این مقاله، مسئله بهینه سازی مقید تعریف شده با به کارگیری توأمان یک برنامه نوشته شده مبتنی بر الگوریتم ژنتیکی^۳ و تابع مشهور بهینه ساز اِفمین کان^۴ در نرم افزار متلب^۵ به نتیجه بهینه مطلوب رسیده است [۲۰]. تابع اِفمین کان برای حل مسائل بهینه سازی مقید کلی به کار می رود و مبتنی بر الگوریتم کاهشی مقید اصلاح شده با تندترین شیب^۶ است که از جمله روشهای معین^۷ در مباحث بهینه سازی است [۲۱].

در مسئله بهینه سازی حاضر، ابتدا با استفاده از الگوریتم ژنتیک (که از جمله روشهای نامعین^۸ بهینه سازی به شمار می آید) با انتخاب یک جمعیت هدف اولیه پارامترهای سیستم، فرایند بهینه سازی آغاز و مسئله در مرحله اول بهینه می شود. پس از دستیابی به یک نقطه بهینه قابل قبول، در مرحله دوم با شروع از نقطه بهینه به دست آمده در مرحله اول بهینه سازی، از تابع اِفمین کان که از توانایی بالاتری در رسیدن به نقطه بهینه برخوردار است، استفاده شده است. در این روش ترکیبی، روند بهینه سازی و دستیابی به نقطه یا نقاط بهینه مناسب به شدت تسهیل و

پارامترهای طراحی مسئله بهینه سازی تعریف شده، متناظر با متغیرهای طراحی آرتز فعال پیشنهادی اند که به صورت زیر معرفی می شوند (شکل (۱)):

L_1 : طول لینک واسط بین موتور و پای بیمار
 L_2 : فاصله زانو تا نقطه اتصال لینک موتور به ساق پا
 H : ارتفاع مفصل ران از شفت موتور
 D : فاصله افقی مفصل ران و شفت موتور
 Q_i : زاویه اولیه شفت موتور متناظر با زوایای ابتدایی مفصل ران و زانوی کاربر.

تابع بهینه سازی مربوط، مطابق رابطه (۱۸) انتخاب شده و بیانگر انتگرال زمانی مجموع مجذور وزن دار اختلاف بین نمودارهای واقعی (شبیه سازی شده) و مطلوب زوایای مفاصل زانو و ران است.

$$e = \int_0^T [w_1(\theta_{hip}(t) - \theta_{dhip}(t))^2 + w_2(\theta_{knee}(t) - \theta_{dknee}(t))^2] dt \quad (18)$$

که در آن، θ_{hip} و θ_{knee} توابع زمانی حرکت شبیه سازی شده مفاصل ران و زانو هستند و پس از حل معادلات سینماتیکی مسئله از طریق روابط (۱۹) و (۲۰) به دست می آیند.

$$\theta_{hip} = \beta \quad (19)$$

$$\theta_{knee} = \beta - \alpha \quad (20)$$

همچنین θ_{dhip} و θ_{dknee} توابع زمانی حرکت مطلوب مفاصل ران و زانو بوده که برای کاربر سالم از طریق آنالیز سینماتیکی راه رفتن او در حالت طبیعی، به صورت دقیق قابل تعیین است. پارامترهای w_1 و w_2 برای وزن دار کردن مناسب آن ها در تابع هدف است. بهینه سازی های انجام شده با تمرکز بر روی یکی از مفاصل ران و زانو با تغییر مناسب ضرایب وزنی w_1 و w_2 به طور جداگانه انجام شده است؛ بدین معنا که با افزایش w_1 نسبت به w_2 ، قابلیت آرتز در نزدیک کردن زاویه مفصل ران به تابع زمانی مطلوب و با افزایش w_2 نسبت به w_1 توانایی دستگاه در نزدیک کردن زاویه مفصل زانو به تابع زمانی مطلوب، افزایش می یابد.

یکی از روابطی که در مکانیزم چهارلینکی لنگ - نوسانگر، رعایت آن الزامی است، برقراری قاعده گراشف^۱ است (رابطه (۲)). بر اساس این قاعده برای آنکه دوران کامل لنگ میسر

⁵ MATLAB

⁶ Modified Constraint Steepest Descent Algorithm

⁷ Deterministic Methods

⁸ Non-deterministic Methods

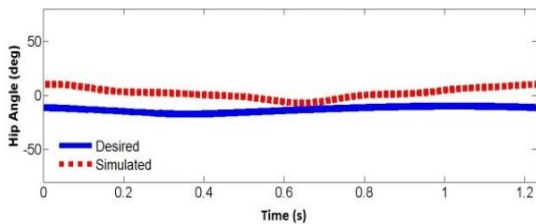
¹ Grashof low

² Penalty function

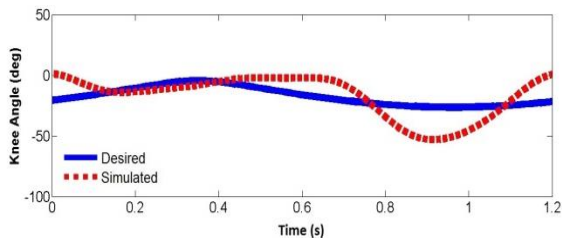
³ Genetic Algorithm

⁴ fmincon

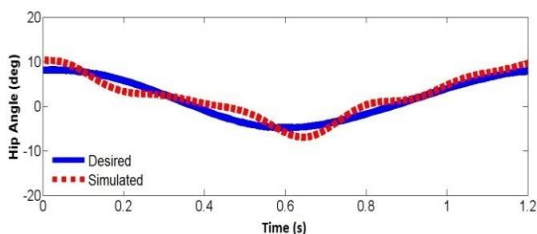
شده، در پی آن، حرکت مفصل ران از نمودار مطلوب متناظرش دور می‌شود (شکل (۳)).



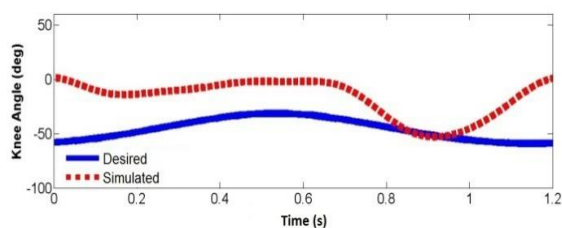
شکل ۲: مقایسه با نمودار مطلوب ($w_2 = 100$ ، $w_1 = 1$)



شکل ۳: نمودار زمانی زاویه چرخش بهینه مفصل زانو در مقایسه با نمودار مطلوب ($w_2 = 100$ ، $w_1 = 1$)



شکل ۴: نمودار زمانی زاویه چرخش بهینه مفصل ران در مقایسه با نمودار مطلوب ($w_2 = 1$ ، $w_1 = 100$)



شکل ۵: نمودار زمانی بهینه‌شده زاویه چرخش بهینه مفصل زانو در مقایسه با نمودار مطلوب ($w_2 = 1$ ، $w_1 = 100$)

شکل‌های (۴) و (۵) بیانگر نمودار زوایای مفصل ران و زانوی حاصل از بهینه‌سازی مسئله در حالت $w_1 = 100$ و $w_2 = 1$ برای کاربر سالم انتخابی در مقایسه با نمودارهای مطلوب متناظر در حین راه رفتن است. در این وضعیت با بیشتر بودن مقدار w_1 در مقایسه با w_2 چرخش مفصل ران به نمودار مطلوب متناظر نزدیک (شکل (۴)) و چرخش

تسریع شده است.

۲-۲- شبیه‌سازی حرکت بهینه مفصل ران و زانو

برای انجام شبیه‌سازی حرکت بهینه مفصل پا، نمودار زمانی زوایای مطلوب چرخش مفصل ران و زانوی یک کاربر در طی یک سیکل گامی مورد نیاز است. بدین منظور، ابتدا آنالیز حرکت راه رفتن با استفاده از تصویربرداری مادون قرمز بر روی یک کاربر سالم (با مشخصات فیزیکی جرم ۶۱ کیلوگرم و قد ۱۷۴ سانتی‌متر) و با به‌کارگیری نرم‌افزار مدیریت تعقیب مسیر^۱ در مرکز تحقیقات عضلانی - اسکلتی دانشکده علوم توان‌بخشی دانشگاه علوم پزشکی اصفهان به انجام رسیده است [۲۲]. پس از آن، با انتقال اطلاعات ثبت‌شده به نرم‌افزار ویژوال‌تری‌دی^۲ و مدل‌سازی راه رفتن کاربر در این نرم‌افزار، مشخصات سینماتیکی راه رفتن از جمله نمودارهای زمانی چرخش مفصل ران و زانوی کاربر در صفحه ساجیتال^۳ بدن، تعیین و استخراج شده است [۲۳ و ۲۴].

با توجه به ملاحظات و محدودیت‌های پیاده‌سازی و ساخت دستگاه، بازه‌ای نه چندان گسترده برای تغییرات پارامترهای طراحی در مسئله بهینه‌سازی در نظر گرفته شده است. پس از انجام مراحل بهینه‌سازی، نتایج به‌دست‌آمده برای پارامترهای طراحی، مطابق با جدول ۱ گردآوری شده است.

جدول ۱: مقادیر بهینه پارامترهای طراحی

$w_1 = 1$ $w_2 = 100$	$w_1 = 1$ $w_2 = 100$	پارامتر طراحی
۰/۱۹۷۹	۰/۳۰۳۰	H(m)
۰/۶۰۸۴	۰/۶۰۳۷	D(m)
۰/۰۳۱۷	۰/۰۰۸۸	L_1 (m)
۰/۳۰۲۲	۰/۲۸۹۵	L_2 (m)
۰/۷۲۸۹	۰/۸۱۹۰	q_i (rad)

شکل‌های (۲) و (۳) بیانگر نمودار زوایای مفصل ران و زانوی حاصل از بهینه‌سازی و شبیه‌سازی مسئله در حالت $w_1 = 1$ و $w_2 = 100$ برای کاربر سالم انتخابی در مقایسه با نمودارهای مطلوب متناظر در طی یک سیکل گامی است. همان‌گونه که در شکل (۲) مشاهده می‌شود، بیشتر بودن مقدار w_2 نسبت به w_1 منجر به این می‌شود که حرکت مفصل زانو به نمودار مطلوب متناظر نزدیک

³ Sagittal plane

¹ Qualisys Track Manager (QTM)

² Visual 3D

از آنجا که θ زاویه مستقل سیستم در نظر گرفته شده است، می‌توان رابطه (۲۵) را به شکل زیر بازنویسی کرد:

$$\begin{bmatrix} L_2 \sin(\alpha) & L_3 \sin(\beta) \\ L_2 \cos(\alpha) & L_3 \cos(\beta) \end{bmatrix} \begin{bmatrix} \dot{\alpha} \\ \dot{\beta} \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} -L_1 \sin(\theta) \\ -L_1 \cos(\theta) \end{bmatrix} \dot{\theta} \quad (27)$$

و یا به بیان دیگر:

که در رابطه (۲۷):

$$S_1(\theta, \alpha, \beta) = \frac{L_1 \sin(\beta - \theta)}{L_2 \sin(\alpha - \beta)} \quad (28)$$

$$S_2(\theta, \alpha, \beta) = \frac{L_1 \sin(\theta - \alpha)}{L_2 \sin(\alpha - \beta)} \quad (29)$$

بنابراین:

$$\dot{\alpha} = S_1(\theta, \alpha, \beta) \dot{\theta} \quad (30)$$

$$\dot{\beta} = S_2(\theta, \alpha, \beta) \dot{\theta} \quad (31)$$

انرژی جنبشی کل سیستم برابر است با مجموع انرژی جنبشی همگی لینک‌ها و انرژی جنبشی هر لینک عبارت است از مجموع انرژی جنبشی انتقالی و دورانی آن لینک، به طوری که خواهیم داشت:

$$K = \frac{1}{2}(m_1 v_{c1}^2 + I_1 \dot{\theta}^2) + \frac{1}{2}(m_2 v_{c2}^2 + I_2 \dot{\alpha}^2) + \frac{1}{2}(m_3 v_{c3}^2 + I_3 \dot{\beta}^2) \quad (32)$$

که در آن I_1 ، I_2 و I_3 به ترتیب ممان اینرسی لینک‌های ۱، ۲ و ۳ حول مرکز جرم آن‌ها و v_{c1} ، v_{c2} و v_{c3} سرعت مرکز جرم هر یک از لینک‌های متناظر است که به صورت زیر قابل محاسبه هستند:

$$v_{c1} = |L_{c1} \dot{\theta}| \quad (33)$$

$$v_{c2} = \sqrt{L_1^2 \dot{\theta}^2 + L_{c2}^2 \dot{\alpha}^2 + 2L_1 L_{c2} \cos(\theta - \alpha) \dot{\theta} \dot{\alpha}} \quad (34)$$

$$v_{c3} = |L_{c3} \dot{\beta}| \quad (35)$$

انرژی پتانسیل سیستم نیز برابر است با مجموع انرژی پتانسیل گرانشی همگی لینک‌ها که مطابق رابطه (۳۶) بیان می‌شود:

$$V = m_1 g L_{c1} \sin(\theta) + m_2 g (L_1 \sin(\theta) + L_{c2} \sin(\alpha)) - m_3 g L_{c3} \sin(\beta) \quad (36)$$

برای به دست آوردن لاگرانژین سیستم پس از محاسبه

مفصل زانو از نمودار مطلوب متناظر در حالت نرمال دور می‌شود (شکل (۵)).

با توجه به اینکه حرکت پا با یک مدل دینامیکی شامل دو مفصل لولایی، یک حرکت با دو درجه آزادی است و در حالی که سیستم پیشنهادی، سیستم یک درجه آزادی است، با توجه به محدودیت‌های موجود در طراحی و ساخت مکانیزم توان‌بخشی، ایجاد انطباق کامل بین منحنی‌های مطلوب و منحنی‌های بهینه‌شده امکان‌پذیر نبوده است. این انطباق کامل به معنای رسیدن تابع هدف ارائه‌شده به مقدار ایدئال صفر است. با این حال، به کارگیری نتایج حاصل تا همین میزان نیز می‌تواند اثری مطلوب در توان‌بخشی فرد بیمار به دنبال داشته باشد و هدف اصلی در توان‌بخشی افراد که به حرکت درآوردن مناسب مفاصل برای تقویت و بازتوانی عضلات پایین‌تنه، جلوگیری از کوتاه شدن عضلات، رفع گرفتگی عضلانی، ممانعت از خشکی مفاصل و ... است، محقق می‌شود.

۲-۳- استخراج معادله حرکت

با توجه به لزوم ایجاد قابلیت استفاده از دستگاه برای کاربرانی با مشخصات فیزیکی متفاوت، باید به تعیین حداقل گشتاور مورد نیاز و قابل تأمین توسط عملگر جهت انتخاب موتور الکتریکی مناسب پرداخته شود. در این زمینه ابتدا لازم است معادله حرکت سیستم استخراج شود. به منظور استفاده از روش لاگرانژ در تعیین معادله حرکت، ابتدا انرژی جنبشی و انرژی پتانسیل و در پی آن لاگرانژین سیستم را محاسبه کرده، در معادله لاگرانژ که برحسب مختصه تعمیم یافته θ (زاویه دوران عملگر) بیان شده است، جای‌گذاری و با حل مسئله دینامیک معکوس، گشتاور موتور محاسبه می‌شود [۲۵ و ۲۶].

با مشتق‌گیری از روابط (۱) و (۲) نسبت به زمان خواهیم داشت:

$$L_1 \sin(\theta) \dot{\theta} + L_2 \sin(\alpha) \dot{\alpha} + L_3 \sin(\beta) \dot{\beta} = 0 \quad (23)$$

$$L_1 \cos(\theta) \dot{\theta} + L_2 \cos(\alpha) \dot{\alpha} + L_3 \cos(\beta) \dot{\beta} = 0 \quad (24)$$

فرم ماتریسی این روابط به صورت رابطه (۲۵) قابل بیان است:

$$\begin{bmatrix} L_1 \sin(\theta) & L_2 \sin(\alpha) & L_3 \sin(\beta) \\ L_1 \cos(\theta) & L_2 \cos(\alpha) & L_3 \cos(\beta) \end{bmatrix} \begin{bmatrix} \dot{\theta} \\ \dot{\alpha} \\ \dot{\beta} \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} 0 \\ 0 \end{bmatrix} \quad (26)$$

$$P_1(C_1) \left(\frac{\partial S_1}{\partial \theta} + S_1 \frac{\partial S_1}{\partial \alpha} + S_2 \frac{\partial S_1}{\partial \beta} \right) + S_1 \left(\frac{\partial C_1}{\partial \theta} + S_1 \frac{\partial C_1}{\partial \alpha} \right) \dot{\theta}^2 - \frac{\partial G}{\partial \theta} - S_1 \frac{\partial G}{\partial \alpha} - S_2 \frac{\partial G}{\partial \beta} \quad (47)$$

با توجه به اینکه مکانیزم توان بخش طراحی شده باید قابلیت استفاده برای کاربران با مشخصات جرمی و طولی متفاوت داشته باشد، لازم است موتور محرکی برای آن در نظر گرفته شود که توان و گشتاور لازم برای حرکت مکانیزم همراه با تنظیمات طولی بهینه روی اجزای دستگاه برای کاربران متفاوت را تأمین کند.

۲-۴- بهینه‌سازی گشتاور موتور مکانیزم

پارامترهای طراحی در بهینه‌سازی دینامیکی به شکل زیر تعریف شده‌اند:

H: ارتفاع مفصل ران از محور موتور

D: فاصله افقی مفصل ران از محور موتور

L₁: طول لینک واسط بین موتور و ساق پای بیمار

L₂: فاصله زانو تا نقطه اتصال لینک موتور به ساق پا

h: قد بیمار

M: جرم کل بدن بیمار

در برنامه نوشته شده برای بهینه‌سازی دینامیکی این سیستم، از رابطه (۴۸) جهت محاسبه تابع هدف استفاده شده است. تابع هدف کمینه‌سازی در این برنامه به شکل زیر تعریف شده است:

$$f = -\text{Max}[T(\theta)d(\theta)] \quad (48)$$

هدف از این مرحله بهینه‌سازی، تعیین میزان حداکثر نقطه ماکزیم نمودار زمانی گشتاور عملگر در طی یک سیکل کامل حرکت سیستم و در محدوده تعریف شده برای پارامترها است.

اطلاعات آنترپومتری^۱ مورد نیاز کاربران، با استفاده از قد و جرم کل بدن هر یک از آنها با استفاده از روابط زیر قابل تقریب زدن است [۲۷]:

$$g = 9.81 \text{ m/s}^2 \quad (49)$$

$$m_1 = 5 \text{ kg} \quad (50)$$

$$m_2 = 0.061M \quad (51)$$

$$m_3 = 0.100M \quad (52)$$

انرژی جنبشی و انرژی پتانسیل، نتایج را در رابطه لاگرانژین (رابطه (۳۷)) جایگزین می‌کنیم:

$$\mathcal{L} \triangleq K - V \quad (37)$$

بنابراین تابع لاگرانژین سیستم به شکل رابطه (۳۸) در خواهد آمد:

$$\mathcal{L}(\theta, \alpha, \beta, \dot{\theta}, \dot{\alpha}, \dot{\beta}) = J_1 \dot{\theta}^2 + J_2 \dot{\alpha}^2 + J_3 \dot{\beta}^2 + P_1 C_1(\theta, \alpha) \dot{\theta} \dot{\alpha} + G(\theta, \alpha, \beta) \quad (38)$$

که در آن:

$$J_1 = \frac{1}{2} (m_1 L_{c1}^2 + I_1 + m_2 L_1^2) \quad (39)$$

$$J_2 = \frac{1}{2} (m_2 L_{c2}^2 + I_2) \quad (40)$$

$$J_3 = \frac{1}{2} (m_3 L_{c3}^2 + I_3) \quad (41)$$

$$P_1 = m_2 L_1 L_{c2} \quad (42)$$

$$C_1(\theta, \alpha) = \cos(\theta - \alpha) \quad (43)$$

$$G(\theta, \alpha, \beta) = (-m_1 g L_{c1} - m_2 g L_1) \sin(\theta) - m_2 g L_{c2} \sin(\alpha) + m_3 g L_{c3} \sin(\beta) \quad (44)$$

با جایگزینی روابط (۳۰) و (۳۱) در رابطه (۳۸) خواهیم داشت:

$$\mathcal{L}(\theta, \alpha, \beta, \dot{\theta}, \dot{\alpha}, \dot{\beta}) = [J_1 + J_2 S_1^2(\theta, \alpha, \beta) + J_3 S_2^2(\theta, \alpha, \beta) + P_1 C_1(\theta, \alpha) S_1(\theta, \alpha, \beta)] \dot{\theta}^2 + G(\theta, \alpha, \beta) \quad (45)$$

با توجه به اینکه مکانیزم ارائه شده دارای یک درجه آزادی با مختصه تعمیم یافته (θ) است، تنها یک معادله لاگرانژ بر حسب متغیر مستقل θ مطابق رابطه (۴۶) قابل بیان است:

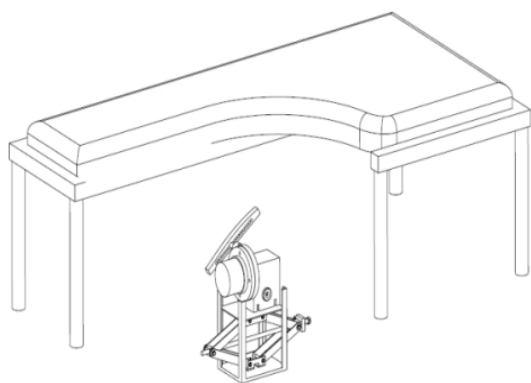
$$\frac{d}{dt} \left(\frac{\partial \mathcal{L}}{\partial \dot{\theta}} \right) - \frac{\partial \mathcal{L}}{\partial \theta} = T(\theta) \quad (46)$$

که در آن، T بیانگر گشتاور عملگر است. با جای گذاری تابع لاگرانژین در معادله لاگرانژ و انجام مشتق گیری‌ها می‌توان گشتاور عملگر را که عامل حرکت این مکانیزم است، به دست آورد:

$$T(\theta) = 2[J_1 + J_2 S_1^2 + J_3 S_2^2 + P_1 C_1 S_1] \dot{\theta} + [2J_2 S_1 \left(\frac{\partial S_1}{\partial \theta} + S_1 \frac{\partial S_1}{\partial \alpha} + S_2 \frac{\partial S_1}{\partial \beta} \right) + 2J_3 S_2 \left(\frac{\partial S_2}{\partial \theta} + S_1 \frac{\partial S_2}{\partial \alpha} + S_2 \frac{\partial S_2}{\partial \beta} \right) +$$

¹ Anthropometry

ساختار دستگاه توان‌بخش ارائه‌شده، از دو قسمت کلی مکانیکی و الکتریکی تشکیل شده است. قسمت مکانیکی شامل چهار بخش اساسی است که عبارت از شل^۱ ترموپلاستیکی مچ و ساق پا، لینک واسط بین آرتز و جعبه‌دنده، میز نگهدارنده موتور با قابلیت تنظیم ارتفاع و تخت بیمار است. قسمت الکتریکی نیز شامل دو بخش موتور الکتریکی همراه با جعبه‌دنده و مدار راه‌انداز موتور است. طراحی اولیه ساختار این آرتز توسط نرم‌افزار کتیا^۲ انجام شده است (شکل ۶).



شکل ۶: مدل‌سازی طرح مکانیکی توسط نرم‌افزار CATIA



شکل ۷: نمونه اولیه ساخته‌شده از مکانیزم توان‌بخشی پایین‌تنه

بخش‌های مختلف دستگاه، به گونه‌ای طراحی شده است که پارامترهای مورد نظر برای تنظیم بر روی مقادیر بهینه را در بر داشته باشد. در این سیستم پیشنهادی، بیمار در حالت خوابیده از دستگاه استفاده می‌کند. هنگام حرکت پای بیمار توسط مکانیزم، هیچ‌گونه برخوردی بین تخت و پای کاربر وجود نداشته، از طرفی قابلیت استفاده برای هر دو پای چپ و راست بیمار برقرار است (شکل ۷).

بر مبنای نتایج بهینه‌سازی، عملگر به‌کاررفته در این

$$L_3 = 0.245h \quad (53)$$

$$L_{sh} = 0.285h \quad (54)$$

$$L_{c1} = 0.5L_1 \quad (55)$$

$$L_{c2} = L_2 - 0.606L_{sh} \quad (56)$$

$$L_{c3} = 0.433L_3 \quad (57)$$

$$I_1 = \frac{1}{12} m_1 L_1^2 \quad (58)$$

$$I_2 = m_2 (0.416L_{sh})^2 \quad (59)$$

$$I_3 = m_3 (0.323L_3)^2 \quad (60)$$

که در این روابط، L_{sh} طول ساق کاربر است.

پس از انجام بهینه‌سازی سینماتیکی، محدوده متغیرهای بهینه‌سازی دینامیکی را در مجاورت نتایج به‌دست‌آمده از بهینه‌سازی سینماتیکی انتخاب کرده، بر مبنای این محدوده مقادیر، برنامه کمینه‌سازی گشتاور موتور را اجرا می‌کنیم. این انتخاب محدود با توجه به تشابه کلی الگوی راه رفتن در همه کاربران قابل توجیه است. شایان ذکر است در این مسئله بهینه‌سازی نیز پس از دستیابی به یک نقطه بهینه قابل قبول توسط الگوریتم ژنتیک، از تابع اف‌مین‌کان برای رسیدن به نقطه بهینه مطلوب استفاده شده است. بر اساس نتایج به‌دست‌آمده برای ایجاد حرکت مکانیزم طراحی‌شده در این تحقیق و با توجه به داده‌های مسئله و الگوی حرکتی مرجع، گشتاوری معادل با ۱۲/۳۲ نیوتن متر برای حرکت لازم است که البته با در نظر گرفتن نامعینی‌های ساختاری و ناساختاری، مقدار بالاتری برای گشتاور خروجی عملگر در پروسه پیاده‌سازی و ساخت دستگاه در نظر گرفته شده است.

با توجه به اینکه مدت زمان یک گام کاربر انتخاب‌شده در برنامه ۱/۲۳ ثانیه بوده است، سرعت زاویه‌ای خروجی جعبه‌دنده مطابق رابطه (۶۱) تعیین می‌شود:

$$\omega = \frac{2\pi}{1.23} \text{ rad/s} = 5.1 \text{ rad/s} \quad (61)$$

بنابراین توان موتور بهینه مورد نیاز با استفاده از رابطه (۶۲) قابل محاسبه است:

$$P = T \times \omega = 12.32 \times 5.1 = 62.83 \text{ watt} \quad (62)$$

در ادامه، به توضیح مراحل طراحی و ساخت مکانیزم و تشریح جزئیات آن پرداخته شده است.

۳- طراحی و ساخت آرتز

^۲ CATIA

^۱ Shell

نظر گرفته شود، کافی است بازه زمانی سطح ولتاژ ۵ را، ۸ میکرو ثانیه و سطح ولتاژ ۰ را، ۲ میکرو ثانیه تعیین کرد که با میانگین‌گیری، موتور ولتاژ ۴ ولت را دریافت کند یا آنکه سطح ولتاژ ۵ را ۴ میکرو ثانیه و سطح ولتاژ ۰ را ۱ میکرو ثانیه در نظر گرفت که باز همان ولتاژ خروجی ۴ ولت حاصل می‌شود. پس به طور کلی می‌توان گفت نحوه کنترل سرعت موتور بر اساس نمودار ولتاژ خروجی برحسب زمان در مدولاسیون پهنای پالس بدین‌گونه است که ابتدا یک فرکانس مناسب و ثابت را انتخاب کرده، سپس با افزایش یا کاهش دوره کاری^۸ سرعت موتور افزایش یا کاهش داده می‌شود.

در ادامه، به اعتبارسنجی طراحی انجام‌شده و امکان‌سنجی استفاده از دستگاه برای بیماران، با بررسی عملکرد مکانیزم بر روی یک کاربر سالم پرداخته خواهد شد.

۴- امکان‌سنجی و اعتبارسنجی آزمایشگاهی

بدیهی است تست عملکرد دستگاه بر روی بیمار با ناتوانی معین از ناحیه پایین‌تنه، پیش از بررسی امکان‌سنجی استفاده از دستگاه و تأیید اعتبار مقادیر بهینه به‌دست‌آمده جهت تنظیمات پارامترهای آن، می‌تواند مشکلاتی را در پی داشته باشد. گذشته از معضل مجاب کردن بیمار برای قرار گرفتن در دستگاه به منظور تست اولیه، وجود خطای احتمالی در طراحی، مدل‌سازی و شبیه‌سازی‌ها یا ساخت سیستم یا هرگونه مسئله پیش‌بینی‌نشده دیگری در این خصوص ممکن است منجر به وارد شدن آسیب احتمالی به بیمار با در نظر داشتن ناتوانی وی شود. بنابراین در اینجا از یک کاربر سالم به منظور انجام مراحل نخستین آزمایشگاهی بهره برده شده است. با توجه به امکانات آزمایشگاهی موجود، میزان مصرف انرژی بر اساس تغییرات سرعت ضربان قلب^۹ کاربر، معیار سنجش و بررسی عملکرد دستگاه قرار داده شده است. با بررسی چگونگی تغییرات این پارامتر در دو وضعیت کلی با استفاده از دستگاه و بدون استفاده از دستگاه می‌توان در حد قابل قبولی در مورد اعتبار نتایج و نیز امکان استفاده از وسیله کمک‌حرکتی پیشنهادی به اطمینان رسید؛ به طوری که، کاهش مصرف انرژی کاربر در شرایط استفاده از دستگاه در مقایسه با وضعیت عدم

سیستم، یک موتور DC با توان ۳۵۰ وات و خروجی ۲۷۵۰ دور بر دقیقه و جریان نامی ۱۸ آمپر و همراه با جعبه‌دنده‌ای از نوع حلزونی با نسبت تبدیل ۱:۱۰۰ است.

اساسی‌ترین و مهم‌ترین قسمت مدار الکتریکی، پردازنده یا همان میکروکنترلر است. میکروکنترلر استفاده‌شده در این مدار، از نوع آی‌وی‌آر^۱ با مدل آی‌تی‌ام‌ای‌جی‌ای^۲ است که برنامه راه‌اندازی آن به زبان بیسیک^۳ نوشته شده و از نرم‌افزار بسکام^۴ برای تبدیل زبان بیسیک به زبان ماشین استفاده شده است.

برای جلوگیری از اعمال بار بیش از حد مجاز به موتور و آسیب احتمالی به بیمار از یک مولتی‌ترن^۵ در مدار استفاده شده است. حد آن به گونه‌ای تنظیم شده است که اگر جریان مصرفی موتور بیش از ۱۶ آمپر شود، میکروکنترلر، فرمان قطع مدار را بدهد. برای آگاهی از این وضعیت موتور، یک دیود نوری^۶ تعبیه شده است که خاموش شدن آن، به منزله قطع مدار و روشن شدن آن، به معنای پایین بودن جریان مصرفی موتور از حد مجاز ۱۶ آمپر است.

در این مدار از یک مقاومت متغیر برای کم کردن سطح ولتاژ جهت کم شدن سرعت موتور استفاده شده است. سرعت موتور، تابعی مستقیم از ولتاژی است که به آن اعمال می‌شود. این عمل به روش مدولاسیون پهنای پالس^۷ در میکروکنترلر انجام می‌شود. از آنجا که سطح ولتاژ بر روی پایه‌های میکروکنترلر باید مقدار منطقی ۰ یا ۱ باشد؛ یعنی همان مقدار ۰ ولت و ۵ ولت، دو پایه خروجی میکروکنترلر برای حرکت به موتور اختصاص داده شده است. اگر به یکی از این پایه‌ها مقدار ۰ و به پایه دیگر مقدار ۱ داده شود، در این صورت بین این دو پایه اختلاف پتانسیل، ایجاد شده، موتور حرکت می‌کند. حال برای کاستن سرعت موتور باید ولتاژ یکی از پایه‌ها را بین ۰ تا ۵ ولت تغییر داد. روش مدولاسیون پهنای پالس، روشی است که به کمک آن و با استفاده از همین پایه‌های خروجی می‌توان ولتاژ را بین ۰ تا ۵ تغییر داد. در این روش میکروکنترلر با سرعت بالایی سطح ولتاژ خروجی را ۰ و بلافاصله ۱ کرده، موتور این موج را در درون خود میانگین‌گیری می‌کند. برای مثال، برای ایجاد ولتاژ ۴ ولت، اگر دوره تناوب موج ۱۰ میکرو ثانیه در

^۶ Light-Emitting Diode (LED)

^۷ Pulse Width Modulation (PWM)

^۸ Duty Cycle

^۹ Heart Rate

^۱ AVR

^۲ ATMEGA 8

^۳ Basic

^۴ BASCOM

^۵ Multi Tum

باعث کاهش سرعت ضربان قلب در مقایسه با شرایط عادی بدون اتصال به دستگاه شده است. این نتیجه نشانگر تأثیر مطلوب عملکرد آرتز در تسهیل حرکت مفاصل ران و زانوی پا و تأییدی بر اعتبار طراحی انجام شده است.

اندیس ارزش فیزیولوژیکی^۱، معیاری معتبر برای تعیین انرژی مصرفی در حین راه رفتن به شمار می‌رود که در سال ۱۹۷۹ توسط مک گرگور معرفی شد [۲۹]. استفاده از این اندیس در حال حاضر در کلینیک‌های توان‌بخشی عضلانی - اسکلتی بسیار مرسوم و قابل استناد است. این اندیس به صورت حاصل تقسیم تفاضل متوسط سرعت ضربان قلب در دو حالت راه رفتن و حالت استراحت، بر سرعت متوسط راه رفتن مطابق رابطه (۶۳) تعریف می‌شود.

$$PCI = \frac{HR_w - HR_r}{S} \quad (63)$$

در این رابطه، HR_w متوسط سرعت ضربان قلب در حین راه رفتن، HR_r متوسط ضربان قلب در حالت استراحت و S رکود و S سرعت متوسط راه رفتن است. در اینجا با توجه به اینکه پروسه توان‌بخشی در حالت خوابیده انجام می‌شود و محاسبه سرعت راه رفتن امکان‌پذیر نیست، از سرعت زاویه‌ای بازوی عملگر که در ارتباط سینماتیکی با سرعت راه رفتن است برای جای‌گذاری پارامتر S استفاده شده است. متوسط سرعت ضربان قلب کاربر در بازه زمانی ابتدای دقیقه چهارم تا انتهای دقیقه هفتم از دوره ده دقیقه‌ای حرکت پا در دو مرحله مذکور محاسبه شده است. همچنین میانگین سرعت ضربان قلب در حالت استراحت باید در سه دقیقه میانی دوره استراحت ۵ دقیقه‌ای محاسبه شود. بر همین مبنا، اندیس ارزش فیزیولوژیکی که معرف مصرف انرژی کاربر در هر یک از مراحل تست است، مطابق آنچه در جدول ۲ آورده شده محاسبه می‌شود.

استفاده از دستگاه می‌تواند گویای عملکرد مؤثر دستگاه بر روی حرکت مفصل ران و زانوی کاربر باشد [۲۸].

در مرحله اول آزمایش، از کاربر خواسته می‌شود با حفظ آرامش به مدت ۱۰ دقیقه پای خود را با سرعت متوسط ثابتی در مسیری متناظر با مسیر حرکت آرتز حرکت دهد. این کار با چندین بار تکرار و تمرین کاربر به انجام رسید. در این زمان، کاربر مجاز به هیچ‌گونه فعالیت جانبی حتی صحبت کردن نیست؛ زیرا با تأثیر بر سرعت ضربان قلب خود، آزمایش را با خطا روبه‌رو می‌کند. پس از انجام این مرحله از آزمایش، کاربر لازم است به مدت ۱۰ دقیقه در حالت نشسته استراحت کند و پس از آن به انجام مرحله بعدی تست بپردازد. البته سرعت ضربان قلب وی در این حالت که ضربان قلب به وضعیت پایدار رسیده است نیز در یک بازه زمانی ۵ دقیقه‌ای اندازه‌گیری و ذخیره‌سازی می‌شود. در مرحله دوم آرتز را به پا متصل کرده، در فاصله زمانی ۱۰ دقیقه در حین استفاده از دستگاه، سرعت ضربان قلب اندازه‌گیری و ثبت می‌شود (شکل (۸)). پس از استفاده از دستگاه، مجدداً سرعت ضربان قلب کاربر در یک بازه زمانی ۵ دقیقه‌ای در حالت نشسته و استراحت، اندازه‌گیری و ثبت می‌شود.

شکل (۹) بیانگر نمودار زمانی سرعت ضربان قلب کاربر در دو مرحله آزمایش برای اعتبارسنجی نتایج شبیه‌سازی و امکان‌سنجی استفاده از دستگاه است. این نمودار در فاصله زمانی ابتدای دقیقه چهارم تا انتهای دقیقه هفتم دوره ده دقیقه‌ای حرکت پا ترسیم شده است. دلیل این امر، حصول اطمینان در ایجاد یک وضعیت پایدار در هنگام تست برای کاربر است. شایان ذکر است نقاط ترسیمی با فاصله ۵ ثانیه‌ای از هم ثبت شده‌اند. همان‌طور که از نمودارها مشاهده می‌شود، استفاده از آرتز

جدول ۲: اندیس ارزش فیزیولوژیکی محاسبه شده در دو مرحله آزمایش

شرایط آزمایش	سرعت ضربان قلب در حال انجام آزمایش (beat/min)	سرعت ضربان قلب در حال استراحت (beat/min)	سرعت زاویه‌ای خروجی عملگر (rpm)	اندیس ارزش فیزیولوژیکی (PCI) (beat/round)
کاربر بدون آرتز	۸۵	۶۵	۱۲	۱/۷۵
کاربر با آرتز	۶۹	۶۴	۱۲	۰/۴۱

¹ Physiological Cost Index (PCI)

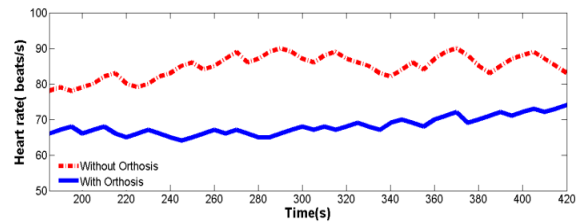
محرك آرتز با ارائه توابع هدف مناسب، تعیین شد. در مرحله بهینه‌سازی سینماتیکی، از الگوی حرکتی راه رفتن یک فرد سالم بر روی زمین با در نظر گرفتن مشخصات هندسی وی استفاده شد. بهینه‌سازی‌های انجام‌شده با تمرکز بر روی حرکت یکی از مفاصل ران و زانو با تغییر مناسب ضرایب وزنی تابع هدف (W_1 و W_2) به طور جداگانه به انجام رسید. بر اساس نتایج شبیه‌سازی، با افزایش W_1 نسبت به W_2 ، قابلیت آرتز در نزدیک کردن زاویه مفصل ران به تابع زمانی مطلوب و با افزایش W_2 نسبت به W_1 توانایی دستگاه در نزدیک کردن زاویه مفصل زانو به تابع زمانی مطلوب، افزایش یافت. البته محدودیت‌های موجود بر پارامترهای طراحی و همچنین یک درجه آزادی بودن مکانیزم، امکان دستیابی به انطباق کامل حرکت‌های واقعی حاصل از بهینه‌سازی با حالت مطلوب متناظر آن‌ها را کاهش داد. شایان ذکر است این انطباق به معنای رسیدن مقدار تابع هدف به مقدار ایدئال صفر است.

در مرحله بهینه‌سازی دینامیکی نیز با در نظر گرفتن نتایج حاصل از بهینه‌سازی سینماتیکی، به تعیین حداقل میزان گشتاور مورد نیاز مکانیزم پرداخته شد؛ به گونه‌ای که دستگاه قابلیت استفاده برای کاربران با مشخصات آنتروپومتری متفاوت را داشته باشد. همچنین ساخت یک نمونه اولیه از آرتز مبتنی بر نتایج بهینه به دست آمده برای پارامترهای آرتز به انجام رسید.

در مرحله اعتبارسنجی نتایج بهینه‌سازی و امکان‌سنجی استفاده از دستگاه، از یک کاربر سالم برای بررسی عملکرد دستگاه استفاده شد. نتایج حاصل از آزمایش‌ها گویای کاهش میانگین سرعت ضربان قلب کاربر در مرحله استفاده از دستگاه و در پی آن کاهش انرژی مصرفی در مقایسه با حالت عادی بدون استفاده از آرتز بوده که این نتیجه بیانگر صحت نتایج شبیه‌سازی و بهینه‌سازی انجام‌شده و امکان استفاده از دستگاه برای بیماران است. از اقدامات بعدی مورد نظر در این زمینه می‌توان به تست آرتز روی افراد بیمار و بررسی روند بهبود آن‌ها و همچنین طراحی سیستم توان‌بخش مشابه، با دو درجه آزادی اشاره کرد.

۶- تقدیر و تشکر

نگارندگان این مقاله پژوهشی بر خود لازم می‌دانند از همکاری گروه ارتوپدی فنی دانشکده توان‌بخشی دانشگاه



شکل ۹: نمودار زمانی سرعت ضربان قلب کاربر در دو حالت آزمایش



شکل ۸: ثبت سرعت ضربان قلب کاربر در وضعیت استفاده از آرتز

مقادیر به دست آمده برای اندیس ارزش فیزیولوژیکی در جدول ۲ بیانگر تأثیر قابل توجه آرتز در کاهش مصرف انرژی کاربر حین حرکت پا است. با مقایسه اندیس محاسبه شده در دو مرحله اول و دوم می‌توان به عملکرد مطلوب آرتز پی برد که این مسئله تأییدی بر صحت طراحی و شبیه‌سازی‌های انجام گرفته است. بدیهی است کاهش مصرف انرژی در حین استفاده از آرتز نشان‌دهنده عملکرد مؤثر دستگاه و اعمال گشتاور مناسب به پا برای ایجاد حرکت مناسب مفصل ران و زانو است.

۵- نتیجه‌گیری

در تحقیق حاضر به طراحی، مدل‌سازی و ساخت یک آرتز فعال خارجی برای کمک به بیماران با ناتوانی در راه رفتن (به دلایلی همچون سکتة مغزی و آسیب‌های نخاعی)، با هدف اصلی تأمین حرکت مفصل ران و زانوی آن‌ها در مجاورت مسیر حرکت مطلوب آن‌ها متناظر با یک سیکل گامی پرداخته شد. پس از ارائه یک مدل دینامیکی از مکانیزم همراه با پای بیمار، استخراج روابط سینماتیکی و سینتیکی حاکم بر سیستم حلقه بسته به انجام رسید. سپس با استفاده از روابط حاصل، در راستای عملکرد مطلوب دستگاه توان‌بخش، پارامترهای بهینه طولی مکانیزم و حداقل گشتاور عملکرد و توان مورد نیاز موتور الکتریکی

۸- مراجع

- [۱] ن. امینی، ح. باقری، ا. باغستانی، م. عبدالوهاب، پ. راجی، م. جلیلی و ع. منتظری، «بررسی تأثیر روش محدودیت درمانی حرکتی بر روی کیفیت زندگی، عملکرد و دامنه حرکتی اندام فوقانی بیماران سکتۀ مغزی بزرگسال»، مجله توان‌بخشی نوین، دوره ۶، شماره ۳، پاییز ۱۳۹۱، صفحه ۴-۱.
- [۲] ا. برزکار، ساختار و عملکرد سیستم عصبی-عضلانی، چاپ اول، ایران، ۱۳۸۵.
- [۳] ا. سلطان‌زاده، بیماری‌های مغز و اعصاب و عضلات، چاپ دوم، انتشارات جعفری، ایران، ۱۳۷۶.
- [4] A.M. Dollar and H. Herr, "Lower-extrmity exoskeletons and active orthoses: challenges and state-of-the-art", IEEE Transactions on Robotics, Vol. 24, No. 1, 2008, pp. 144-158.
- [5] Y. Saito, K. Kikuchi, H. Negoto, T. Oshima and T. Haneyoshi, "Development of externally powered lower limb orthosis with bilateral-servo actuator", Proceeding of 9th International Conference on Rehabilitation Robotics, Chicago, IL, USA, 28 June-1 July 2005.
- [6] S.K. Banala, A. Kulpe and S.K. Agrawal, "A powered leg orthosis for gait rehabilitation of motor-impaired patients", Proceeding of International Conference on Robotics and Automation, Roma, Italy, 10-14 April 2007.
- [7] B. Shah, D. McNally, K. Patel, S. Frone and S. Sutaria, "Design and fabrication of an intuitive leg assist device to address lower extremity weakness", Proceeding of Annual Northeast Bioengineering Conference, Troy, NY, USA, 1-3 April 2011.
- [8] K.A. Shorter, Y. Li, E.A. Morris, G.A. Kogler and E.T. Hsiao-Weeksler, "Experimental evaluation of a portable powered ankle-foot orthosis", Proceeding of Annual International Conference of Engineering in Medicine and Biology Society, Boston, MA, USA, 30 August-3 September 2011.
- [9] Z. Matjacic, "Apparatus for dynamic balance training during treadmill walking", Journal of Rehabilitation Medicine, Vol. 39, No. 1, 2007, pp. 91-94.
- [10] A. Fattah and S.K. Agrawal, "Gravity balancing of human leg using an external orthosis", Proceeding of International Conference on Robotics and Automation, Roma, Italy, April 2007.
- [11] S. Krut, M. Benoit, E. Dombre, F. Pierrot and Moonwalker, "a lower limb exoskeleton able to sustain bodyweight using a passive force balancer", Proceeding of International Conference on Robotics and Automation, Anchorage, AK, USA, May 2010.
- [12] A. Mokhtarian, A. Fattah and S.K. Agrawal, "A passive swing-assistive planar external orthosis for gait training on treadmill", Journal of the Brazilian Society of Mechanical Sciences and Engineering, Vol. 37, No. 1, 2015, pp. 1-10.
- [13] A. Nilsson1, K.S Vreede, V. Haglund, H. Kawamoto, Y. Sankai and J. Borg, "Gait training early after stroke with a new exoskeleton – the hybrid assistive limb: a study of safety and feasibility", Nilsson et al. Journal of NeuroEngineering and Rehabilitation, 2014.
- [14] W. Hassani, S. Mohammedn, H. Rifaï and Y. Amirat, "Powered orthosis for lower limb movements assistance and rehabilitation", Control Engineering Practice, Vol. 26, 2014, pp. 245-253.
- [۱۵] د. شاهی مریدی، ح. اصغرینیا و م. شیخ فتح‌اللهی، «فراوانی اختلالات حسی و حرکتی در سه ماهه اول بعد از وقوع سکتۀ مغزی در مراجعین به مرکز آموزشی - درمانی حضرت علی ابن ابی طالب (ع) رفسنجان»، مجله علمی دانشگاه علوم پزشکی رفسنجان، دوره ۱، شماره ۴، تابستان ۱۳۸۱، صفحه ۲۵۱-۲۴۱.
- [16] G.H. Martin, Kinematics and Dynamics of Machines, 2nd ed., Waveland Press Inc, 2002.
- [۱۷] م. سعادت فومنی، م. خطیبی، م. مرادی و م. کارآموز مهدی‌آبادی، «تحلیل سینماتیکی- سینتیکی پیمایش مستقیم الخط ربات انسان‌نما»، مجله مدل‌سازی در مهندسی، دوره ۳، شماره ۱۷، تابستان ۱۳۸۸.
- [۱۸] م. مرادی، ا. نکوبین و س. آزادی، «طراحی مسیر بهینه و بالاسینگ تکراری برای ربات متحرک در حرکات سریع»، مجله مدل‌سازی در مهندسی، دوره ۱۴، شماره ۴۷، زمستان ۱۳۹۵، صفحه ۱۵۳-۱۴۱.
- [۱۹] س.ع.ا. حسینی و س.ش. حسینی، «طراحی پایدارترین حرکت ربات متحرک در مسیر مشخص»، مجله مدل‌سازی در مهندسی، دوره ۱۱، شماره ۳۳، تابستان ۱۳۹۲، صفحه ۱۴-۱.
- [۲۰] س.م. حسینی و ب. زهرایی، الگوریتم ژنتیک و بهینه‌سازی مهندسی، چاپ اول، انتشارات گوتنبرگ، ایران، ۱۳۸۸.
- [21] J.S. Arora, Introduction to Optimum Design, 4th ed., Cambridge: Academic Press, 2017.
- [22] C. Kirtley, Clinical Gait Analysis: Theory and Practice, 1st ed., London: Churchill Livingstone, 2006.
- [۲۳] ع. مختاریان، ع. فتاح و س. آگراوال، «طراحی یک آرتز لگنی غیرفعال نوین جهت توان‌بخشی راه رفتن با بهره‌گیری از مدل دینامیکی

سه‌بعدی»، مجله مهندسی مکانیک مدرس، شماره ۹، سال ۱۳۹۲، صفحه ۱۱۱-۱۲۵.

[۲۴] ع. مختاریان، م.ت. کریمی و ا. کریمی، «بررسی اثر دینامیکی ارتفاع پاشنه کفش بر روی مفاصل پایین‌تنه در حین راه رفتن»، مجله مهندسی مکانیک مدرس، شماره ۴، سال ۱۳۹۶، صفحه ۴۰۹-۳۹۹.

[25] H. Baruh, Analytical Dynamics, 1st ed., New York: McGraw-Hill, 1998.

[26] J. Wang, C.M. Gosselin and L. Cheng, "Modeling and simulation of robotic systems with closed kinematic chains using the virtual spring approach", Multibody System Dynamics, Vol. 7, No. 2, 2002, pp. 145-170.

[27] D.A. Winter, Biomechanics and motor control of human movement, 4th ed., New York: Wiley, 2009.

[28] J. Rose and J.G. Gamble, Human Walking, 3rd ed., Baltimore: Williams and Wilkins, 2005.

[29] C. Wu, "Physiological cost index of walking for normal adults", Journal of Special Education and Rehabilitation, Vol. 96, No. 17, 2007, pp. 1-19.