

تعیین مشخصه‌های بهینه مکانیکی برای طراحی مچ پای مصنوعی

محمد فاضلیⁱ؛ علی معظمی گودرزیⁱⁱ

چکیده

بررسی رفتار مچ پای طبیعی نشان می‌دهد که عملکرد سینتیکی و سینماتیکی آن می‌تواند با یک سازوکار شامل المان‌های ساده مکانیکی از جمله فنر و عملگر^۱ مقایسه شود. از اینرو با طراحی مناسب این سازوکار می‌توان مچ پای مصنوعی را داشت که بتواند به افراد معلول بهتر کمک کند. نتایج بررسی‌ها نشان می‌دهد که هر چه رفتار مکانیکی یک مچ پای مصنوعی به عضو طبیعی جایگزین آن نزدیکتر باشد بکارگیری آن با صرف انرژی کمتری امکان‌پذیر می‌باشد. در این پژوهش با بررسی رفتار بیومکانیک مچ پا در هنگام راه رفتن، پارامترهای لازم برای طراحی یک مچ پای مصنوعی شامل فنر و عملگر الکترومکانیکی بررسی می‌گردد. همچنین یک مدل پیشنهادی برای طراحی یک پروتز مچ پا ارائه و بر اساس آن یک نمونه اولیه طراحی می‌شود.

کلمات کلیدی

سینتیک مچ پا، سینماتیک مچ پا، مچ پای مصنوعی، پروتز، بهینه سازی، شبیه سازی

Determining Optimized Mechanical Characters for Designing Artificial Ankle

M.Fazeli, A.M.Godarzi

ABSTRACT

Investigating behavior of natural human ankle shows that its kinetic and kinematics function could be compared with mechanism that contains mechanical elements such as spring, damper and actuator. Hence, designing appropriate mechanism could result an artificial ankle that helps amputees properly. Researches demonstrate prosthesis works well if its biomechanical behaviors be according to the natural limb and residual limbs consume metabolic energy correspond to normal human. In this research, biomechanical behaviors of normal ankle joint in level-walking are studied and these behaviors are estimated by using simple mechanical elements such as spring and actuator. Then, a model will be suggested and according to this model a prototype ankle prosthesis will be designed.

KEYWORDS

Kinetic of ankle, Kinematics of Ankle, Artificial Ankle, Optimization, Simulation

۱- مقدمه

را می‌طلبید. بررسی‌های آماری نشان می‌دهند که بیشتر از معلولیت‌های نقص عضو در اندام‌های حرکتی و بخصوص در اعضای زیر زانو است. تاکنون کارهای مختلفی در زمینه توسعه پروتزهای تقویت شده مچ پا برای معلولان قطع عضو از ناحیه پایین تنه انجام شده است. استین و فلاورز در سال ۱۹۸۸ [۱] بر روی توسعه یک پروتز پا با محرک هیدرولیکی کار کردند. به ویژه، در سال ۱۹۸۸

بررسی‌های آماری نشان می‌دهند که بیماری‌ها، تصادفات، سوانح و جنگها از عوامل پایه‌ای در افزایش معلولان قطع عضو شده در جهان می‌باشند. صرف نظر از شدت و ضعف هر کدام از عوامل یادشده در گسترش معلولیت در جوامع گوناگون، مقدمه‌ریکرد عمومی جوامع امروزی به سمت رفاه و آسایش هر چه بیشتر، اهتمام هر چه بیشتر به مشکلات معلولان و ایجاد

ⁱ دانشجوی کارشناسی ارشد دانشکده مهندسی مکانیک دانشگاه صنعتی نوشیروانی بابل: Email: mfazeli_en@yahoo.com

ⁱⁱ استادیار دانشکده مهندسی مکانیک دانشگاه صنعتی نوشیروانی بابل: Email: gouadarzi@nit.ac.ir

پاپاویک و اسکروپج [۲] یک پروتز تقویت شده زانو که با استفاده از یک باتری عمل می‌کند را گزارش دادند. همچنین یک پروتز تقویت شده مچ پا نیز توسط کلات و همکارانش [۳]، [۴] در سال‌های ۱۹۹۸ تا ۲۰۰۰ که با استفاده از عملگرهای پنوماتیکی طراحی شده بود نیز معرفی شده است. همچنین ساپ و همکارانش یک پروتز تقویت شده مچ پا با عملگر پنوماتیکی را در سال ۲۰۰۷ [۵] ارائه داده‌اند. ورسلائی و همکارانش نیز در سال ۲۰۰۸ [۶] با استفاده از ماهیچه‌های مصنوعی پروتز جدیدی را ارائه کردند و در سال ۲۰۰۸ [۷] بلمان و همکارانش پروتز تقویت شده مچ پای را ارائه کردند که از عملگر الکتریکی به همراه فنر خطی به عنوان تاندون برای تولید گشتاور در مچ استفاده می‌کند.

یکی از مسائلی که در طراحی پروتزها مهم می‌باشد استفاده از عملگرهای سبک و قابل حمل است. از اینرو استفاده از عملگرهای پنوماتیکی و هیدرولیکی و همچنین ماهیچه‌های مصنوعی عمده ایراد کارهای صورت گرفته تاکنون است. از طرف دیگر مدل‌هایی که تاکنون طراحی شده‌اند بیشتر به تولید گشتاور و یا زاویه در هر لحظه مطابق با یک مچ پای طبیعی پرداخته‌اند، حال آنکه طبق تحقیقات مقدار گشتاور در انتهای فاز استانس و همچنین کار خالص صورت گرفته در یک سیکل حرکت از اهمیت بیشتر برخوردار است [۸]. از اینرو طراحی پروتزهایی با هدف برآورده نمودن گشتاور و یا زاویه مچ در هر لحظه مطابق یک پای طبیعی می‌تواند نیاز به منبع انرژی را افزایش دهد و از طرف دیگر، سازوکار طراحی شده در پروتز باید دارای پاسخ آنی بوده تا بتواند در سرعتهای مختلف حرکت، به‌ویژه سرعت متوسط یا بالا، گشتاور یا زاویه مورد نیاز را در مچ ایجاد کند که این خود علاوه بر مشکلات روشی برای استفاده از موتورهای یا عملگرهای با سرعت و گشتاور بالا، انرژی مورد نیاز برای تولید توان در پروتز را نیز افزایش می‌دهد.

با توجه به مطالب بیان شده در این تحقیق سعی می‌شود تا مدلی ارائه شود که معایب طرح های ارائه شده تاکنون را نداشته باشد. همچنین با توجه به اینکه در هیچ یک از این تحقیقات به بررسی نقش مچ پا و پارامترهای مؤثر در عملکرد آن پرداخته نشده و روش انتخاب مشخصه‌های لازم برای طراحی این پروتزها مورد بررسی قرار نگرفته است، در این تحقیق به این موضوع نیز پرداخته و راهکاری برای انتخاب پارامترهای مؤثر در طراحی مچ مصنوعی ارائه می‌شود.

با تحلیل مکانیک حرکت به شکل قدم زدن فرد سالم (در این مقاله هر جا از حرکت نام برده شود منظور حرکت به شکل قدم زدن است) و نقش مچ پا در انجام آن، پارامترهای لازم برای

طراحی یک مچ پای مصنوعی برآورد می‌شود. برای این منظور تلاش می‌شود تا با بررسی مشخصه‌های حرکت مچ پا یک مدل مکانیکی که برای نخیره سازی و مصرف به هنگام انرژی مکانیکی در هنگام حرکت از یک مجموعه فنر و برای کنترل فعال این مجموعه متناسب با وضعیت مچ پا از یک موتور الکتریکی فرمان‌پذیر استفاده می‌کند بگونه‌ای که بتواند رفتار سینتیکی و سینماتیکی مچ واقعی را از خود نشان دهد، طراحی شود. در بخش‌های بعدی نیز سعی می‌شود تا با استفاده از یک روش مناسب مشخصات این المان‌های مکانیکی تعیین شود و با استفاده از شبیه سازی در یک محیط مجازی درستی استفاده از المان‌های مکانیکی در مچ مصنوعی و همچنین درستی تعیین مشخصات این المان‌ها به اثبات برسد. در پایان یک مدل پیشنهادی برای طراحی یک پروتز مچ پا ارائه شده و عملکرد آن در محیط شبیه سازی بررسی می‌شود. در این مدل سعی می‌شود با استفاده از اهمیت بیشینه گشتاور مورد نیاز در انتهای فاز استانس و همچنین کار خالص در یک سیکل، مدل کارتری نسبت به طرح‌های قبلی ارائه شود. در ادامه یک نمونه اولیه پروتز مچ پا بر اساس طرح پیشنهادی ارائه می‌شود. در این نوشته از معرفی و بررسی تعاریف و اصطلاحات مرسوم در تحلیل حرکت خودداری شده و برای آشنایی با آنها مراجعه به منابع موجود سفارش می‌شود [۹]، [۱۰].

۲- تحلیل حرکت

با ترکیب نمودارهای گشتاور و زاویه که از نشریات قابل دسترسی است [۱۱]، نمودار شکل (۱) به دست می‌آید که اطلاعات مفیدی را در اختیار می‌گذارد. با توجه به نمودار گشتاور- زاویه برای مچ می‌توان رفتار حرکت را به بخش‌هایی تقسیم نمود که عبارتند از:

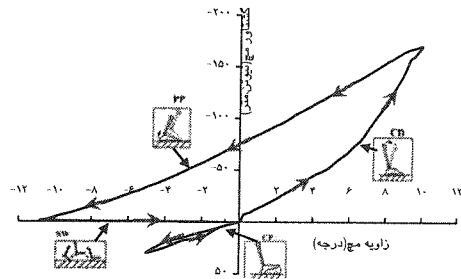
- فاز استانس^۳ شامل مراحل الف تا ج به ترتیب:

الف- پلاننار فلکشن^۴ کنترل شده یا CP؛ این فاز زمانی آغاز می‌شود که پا با زمین برخورد کند و تا زمانی که مچ به کمترین زاویه خود برسد ادامه می‌یابد.

ب- دورسی فلکشن^۵ کنترل شده یا CD؛ این فاز از لحظه‌ای که مچ به کمترین زاویه خود رسید آغاز می‌شود و تا زمانی که توان در مفصل مچ به مقدار مثبت خود برسد ادامه دارد. این نقطه در حقیقت جایی است که زاویه مچ به حداکثر خود می‌رسد.

ج- پلاننار فلکشن تقویت شده یا PP؛ این مرحله زمانی آغاز می‌شود که توان در آن لحظه مثبت شده و تا زمانی که پا از زمین جدا شود ادامه می‌یابد.

- فاز سوینگ؛ در این مرحله پا از زمین جدا شده است و از اینرو هیچ نیرویی از طرف زمین بر آن وارد نمی‌شود. تا هنگام رسیدن دوباره پاشنه پا به زمین نخست پنجه باز شده و دوباره خم می‌شود [۱۲].



شکل (۱): نمودار گشتاور- زاویه مچ پا در صفحه ساجیتال [۱۱]
جدول (۱): کار خالص در هر مرحله در مچ پای طبیعی (بر حسب J)

کار لازم در مرحله CP (W_{CP})	کار لازم در مرحله CD (W_{CD})	کار لازم در مرحله PP (W_{PP})	$W_{PP} - (W_{CD} + W_{CP})$
-۰.۲۷	-۱۱.۷	+۱۵.۲	+۳.۲۵

با توجه به جدول (۱) و نمودار شکل (۱) می‌توان رفتار بیومکانیکی هر مرحله حرکت را با استفاده از المانهای مکانیکی ساده در قالب فازهای الف تا ج تخمین زد:

الف- فاز پلانتر فلکشن کنترل شده: با توجه به نمودار گشتاور- زاویه مفصل مچ در طول فاز CP، رابطه بین گشتاور و زاویه مچ پای طبیعی در این فاز را با یک تقریب خطی می‌توان به هم مربوط کرد. از آنجا که کار انجام شده در این فاز طبق جدول (۱) منفی می‌باشد، مقداری از انرژی در این فاز باید تلف و یا ذخیره شود. با توجه به شکل (۱) از آنجا که مچ در این فاز از زاویه اولیه به زاویه پایانی فاز CP می‌رود و سپس دوباره به همان زاویه نخستین بر می‌گردد، استفاده از یک عامل ذخیره کننده انرژی مانند فنر می‌تواند در این مرحله مناسب باشد.

ب- فاز دورسی فلکشن کنترل شده: با توجه به نتایج جدول (۱) در این فاز مچ انرژی جذب می‌کند. از اینرو با ترکیبی از دو المان فنر و دمپر می‌توان این رفتار را شبیه سازی نمود. اما با توجه به این که در فاز بعدی یعنی PP مقداری از انرژی باید رها شود، این مقدار از انرژی را می‌توان از ذخیره انرژی رها شده در فاز جاری تامین نمود. با توجه به این موضوع استفاده از یک فنر برای ذخیره این انرژی مناسب تر می‌باشد.

ج- فاز پلانتر فلکشن تقویت شده: با توجه به جدول (۱) کار انجام گرفته در این مرحله مثبت می‌باشد و با توجه به اینکه این کار از مجموع انرژی که در دو مرحله قبل می‌توانست ذخیره

شود بیشتر می‌باشد، در این مرحله علاوه بر انرژی ذخیره شده در فنر در مراحل پیشین به یک منبع دیگر تولید گشتاور نیز نیازمند می‌باشد. با این شرایط انجام این مرحله را می‌توان با یک فنر و یک عملگر مدل سازی نمود.

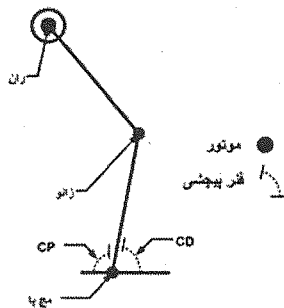
از آنجا که در مرحله سوینگ پا با زمین در تماس نیست، نیروهای وارده بر مچ ناشی از اینرسی مچ می‌باشد. از اینرو با طراحی مناسب آن می‌توان انتظار داشت که پس از یک حرکت رفت و برگشتی بدون وارد نمودن هیچ نیروی خارجی در لحظه شروع فاز استانس پنجه در موقعیت مناسب خود قرار گیرد.

۳- تعیین بهینه پارامترهای مکانیکی

در این روش با استفاده از بهینه‌سازی المانهای لازم برای طراحی مچ مصنوعی به گونه‌ای محاسبه می‌شوند که کمترین انرژی در پا مصرف شود. از آنجا که هدف از محاسبه این المانها طراحی یک مچ پای مصنوعی است، فرض می‌شود که با استفاده از المانهای مکانیکی باید مچ مصنوعی طراحی شود و استفاده کننده انرژی مطابق با انرژی مصرفی یک پای طبیعی در یک فرد سالم مصرف کند. در واقع مصرف انرژی در ران، زانو و همچنین مچ مصنوعی برابر با انرژی مصرفی در سه مفصل ران، زانو و مچ یک فرد سالم باشد. برای این منظور فرض می‌شود که انرژی در ران و زانو برای فرد سالم و معلول یکسان مصرف می‌شود به شرط آنکه در مچ پا نیز یکسان مصرف شود و با تعریف یک تابع برازش مناسب و با استفاده از یک روش بهینه سازی مشخصه‌های مناسب برای مچ پای مصنوعی به دست می‌آیند.

۳-۱- مدل مکانیکی پا

شکل (۲) مدل دو بعدی یک پای مکانیکی را نشان می‌دهد. این مدل از سه مفصل ران، زانو و مچ تشکیل شده است. با توجه به توضیحات داده شده مچ با استفاده از دو فنر مکانیکی و یک عملگر مدل شده است.



شکل (۲): مدل پا با المانهای مکانیکی

از آنجا که قرار است تا این مدل انرژی برابر با انرژی یک

مساله پيدا كردن ضريب فنريتهای مچ و همچنين گشتاور موتور اين مفصل تبديل می شود.

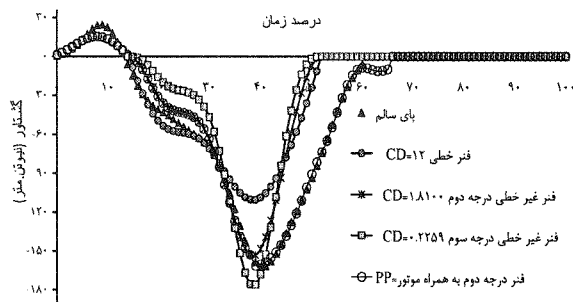
رابطه های (۲) و (۱)، انرژی را در هر لحظه در پای سالم و مکانیکی محاسبه کرده و مجموع مربعات آن را به دست می آورد که با استفاده از روش بهینه سازی می توان مشخصات المان های لازم را یافت. برای این کار با استفاده از روش غیر خطی حداقل مربعات و کمک گیری از نرم افزار MATLAB رابطه ۱ کمینه می شود که در واقع به شکل رابطه ۲ می توان آن را نشان داد:

$$\min_i \frac{1}{2} \|F(t)\|_2^2 = \frac{1}{2} \sum_i f_i(t)^2 \quad (3)$$

$$f_i(t) = (P_{bi}(t) - P_{mi}(t)) \Delta t$$

۴-۱- بررسی نتایج المان بهینه

برای بدست آوردن مشخصه های المان های مورد نیاز در مچ دو سیستم در نظر گرفته می شود. در سیستم اول فرض می شود که مچ تنها از دو فنر تشکیل شده که در دو وضعیت پلانتر فلکشن و دورسی فلکشن عمل می کنند و با استفاده از الگوریتم بهینه سازی گفته شده مشخصه های این دو فنر محاسبه می شود. در سیستم دوم علاوه بر این دو فنر، یک موتور نیز به مچ اضافه شده تا در وضعیت پلانتر فلکشن تقویت شده مطابق توضیحات داده شده گشتاور مورد نیاز را ایجاد کند. هدف از انجام این بهینه سازی به دو روش، اثبات نیاز داشتن موتور در فاز پلانتر فلکشن تقویت شده می باشد. شکل (۳) و شکل (۴) نتایج این تحلیل را نشان می دهند.



شکل (۳): نمودار گشتاور- زمان مچ پا با در نظر گرفتن مچ به شکل یک مفصل و دو فنر مطابق شکل (۱) و همچنین با در نظر گرفتن یک موتور در PP. فنر مرحله CP یک فنر خطی است که برای هر سه حالت مدل سازی یکسان در نظر گرفته شده است.

پای سالم مصرف کند در نتیجه مفصل ران و زانو با یک عملگر مدل می شود که میزان انرژی برابر با انرژی این مفصل در یک پای طبیعی مصرف کرده و مشخصه های زاویه و گشتاوری مطابق با پای طبیعی ایجاد می کند. در نتیجه با انتخاب مناسب و بهینه المان های بکار رفته در مچ می توان انتظار داشت که رفتار این پای مصنوعی مطابق با یک پای سالم و طبیعی باشد.

۴-۲ راهبرد بهینه سازی

همانگونه که از شکل (۲) پیداست، مدل از سه موتور در سه مفصل پا و دو فنر پیچشی در مچ پا تشکیل شده است که یک فنر در حالت پلانتر فلکشن (CP) و یک فنر دیگر در وضعیت دورسی فلکشن (CD) عمل می کند. با داشتن پارامترهای گشتاور، زاویه و توان در سه مفصل که از نشریات بدست می آید [۱۱] و تعریف یک تابع برازش مناسب که در آن اختلاف انرژی مصرفی در پای سالم و مکانیکی کمترین شود می توان مشخصه های لازم را برای مچ پای مکانیکی بدست آورد. این تابع برازش را به شکل معادله (۱) می توان تعریف کرد:

$$fitness = \sum_{Joint} \sum_{j=0}^{t_{gc}-1} ((P_{bi}(j+1) - P_{mi}(j+1)) \cdot (t_{j+1} - t_j))^2 \quad (1)$$

$$t_j = \frac{j}{t_{Gc}} t_{Gcycycle} \quad , \quad t_{Gc} = 100$$

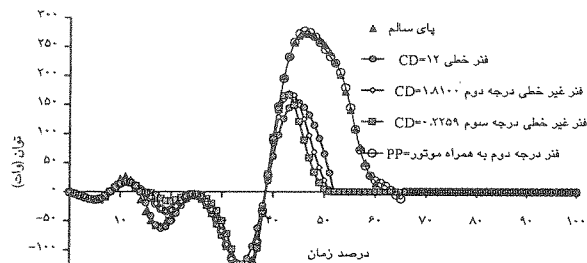
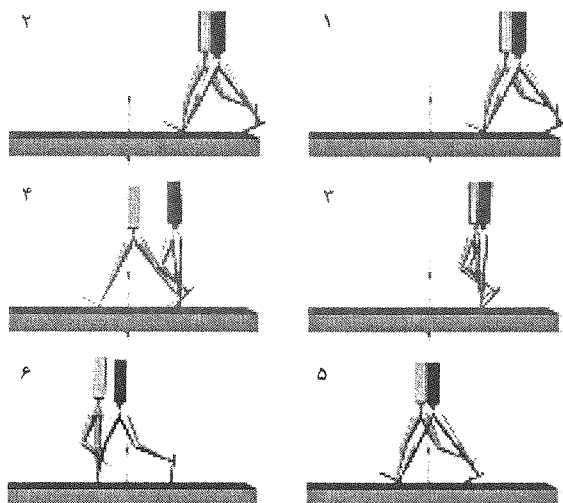
در رابطه ۱، P_{bi} توان مفصل i در پای سالم و P_{mi} توان مفصل i در پای مکانیکی است. همچنین زمان کل یک سیکل کامل (t_{gc}) به ۱۰۰ قسمت تقسیم شده که در نتیجه با زمان ژامین لحظه است. همچنین:

$$\begin{cases} P_{mi} = \tau_i \cdot \dot{\theta}_i \\ \tau_i = k_i \cdot \theta_i + b_i \cdot \dot{\theta}_i + \tau_{mi} \end{cases} \quad (2)$$

که در آن τ_i گشتاور مفصل i ، $\dot{\theta}_i$ سرعت زاویه ای مفصل i ، τ_{mi} گشتاور موتور مفصل i و k_i و b_i بترتیب ضریب فنریته و میرایی در مفصل i می باشند که طبق شکل (۲) برای هر مفصل در نظر گرفته می شوند. بر این اساس از آنجا که فرض می شود در مفصل ران و زانو انرژی برابر با مفصل های پای طبیعی مصرف می شود در نتیجه با در نظر گرفتن این مفصل ها به شکل یک موتور که گشتاور و موقعیت زاویه ای مطابق با پای سالم ایجاد می کند این دو مفصل مدل شده و در نتیجه فقط گشتاور موتور در رابطه (۲) برای این دو مفصل در نظر گرفته می شود. برای مفصل مچ پا از آنجا که با فنر و موتور مدل می شود این رابطه به شکل یک گشتاور موتور و گشتاور حاصل از فنر در نظر گرفته می شود. بدین شکل این مساله به

می‌شود.

نرم افزار مورد استفاده در این مرحله VISUAL NASTRAN می‌باشد. مشخصات اولیه در نظر گرفته شده برای طراحی مچ با استفاده از جدول (۲) در نظر گرفته شده است. از آنجا که لازم است تا مچ پای طراحی شده عملکردی همانند مچ طبیعی داشته باشد، رفتار مکانیکی آن یعنی گشتاور و زاویه در هر لحظه می‌بایستی مانند پای طبیعی باشد. در حالت عادی، یک فرد معلول روی مفاصل اعضای سالم خود کنترل دارد، در این تحلیل مفاصل سالم به عنوان ورودی در مدل شبیه سازی در نظر گرفته می‌شود. درستی این ایده زمانی ثابت می‌شود که با استفاده از داده‌های پیشنهاد شده در جدول (۲) موقعیت کلی بدن و همچنین اعضای بدن در هر مرحله از حرکت با موقعیت طبیعی یک فرد سالم یکسان باشد و از طرفی گشتاور موجود در مفصل شبیه‌سازی شده با مقدار طبیعی آن برابری مناسبی داشته باشد. شکل (۵) مدل سینماتیک شبیه‌سازی را نشان می‌دهد. هر مرحله تصویر نخست از سمت راست وضعیتی است که فرد در حرکت مرحله قبل به آن رسیده است و تصویر دوم وضعیتی است که فرد در پایان باید در آن وضعیت قرار گیرد. همان گونه که در این شکل دیده می‌شود بین موقعیت ثانویه در هر مرحله با مدل اولیه در مرحله بعد تطابق مناسبی وجود دارد. در شکل (۶) و شکل (۷) بترتیب نمودارهای زاویه بر حسب زمان و گشتاور بر حسب زاویه که از مدل شبیه سازی بدست آمده‌اند با نمودارهای مشابه که برای عضو سالم اندازه‌گیری شده‌اند با یکدیگر مقایسه شده است. همانگونه که دیده می‌شود مدل شبیه سازی شده تطابق مناسبی با رفتار یک عضو طبیعی دارد و این خود درستی مدل نمودن رفتار مچ پا را با المان‌های ساده مکانیکی نشان می‌دهد.



شکل (۴): نمودار توان- زمان مچ پا با در نظر گرفتن مچ به شکل یک مفصل و دوفتر مطابق شکل (۱) و همچنین با در نظر گرفتن یک موتور در PP. فتر مرحله CP یک فتر خطی است که برای هر سه حالت مدل سازی یکسان در نظر گرفته شده است.

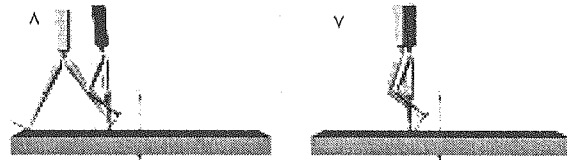
همانطور که در نمودار گشتاور- زمان، شکل (۳)، دیده می‌شود یک فتر درجه دوم ($F=kx^2$) تا لحظه‌ای که در آن گشتاور به بیشینه خود می‌رسد (این لحظه در نمودار توان- زمان لحظه‌ای است که توان مثبت می‌شود و در واقع انتهای فاز دورسی فلکشن کنترل شده است) برابری مناسبی با نمودار مچ پای طبیعی دارد اما از این نقطه به بعد بین این دو نمودار اختلاف ایجاد شده که نشان می‌دهد باید یک موتور گشتاوری را برای جبران این تفاوت ایجاد کند. همچنین نمودار شکل (۴) نیز این واقعیت را نشان می‌دهد که در مرحله پلانتر فلکشن تقویت شده یک منبع تولید توان برای جبران توان مورد نیاز احتیاج است. همانطور که در این دو شکل دیده می‌شود اضافه کردن یک موتور که بتواند در فاز پلانتر فلکشن کنترل شده گشتاور مناسب ایجاد کند می‌تواند در عملکرد مچ مصنوعی تاثیر گذار باشد. با توجه به مطالب بیان شده، جدول (۲) مشخصات المان‌هایی که در هر مرحله باید مورد استفاده قرار گیرد را نشان می‌دهد.

جدول (۲): المان‌های مورد نیاز برای شبیه سازی رفتار مچ پا

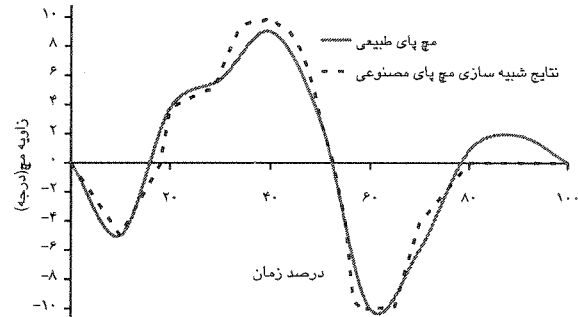
فتر	عملگر	فاز
$K_{CP} = ۴.۵$ $N.m/deg$	----	CP
$K_{CD} = ۱۸$ $N.m/deg^2$	----	CD
K_{CD}	$T_{offset} = -۰.۰۰۳۳۷\theta^2 - ۰.۶۴\theta^3 + ۴.۴۳۲۲\theta + ۶۷۳۲۷$	PP
---	برگشت به وضعیت اولیه مچ	swing

۵- شبیه‌سازی حرکت

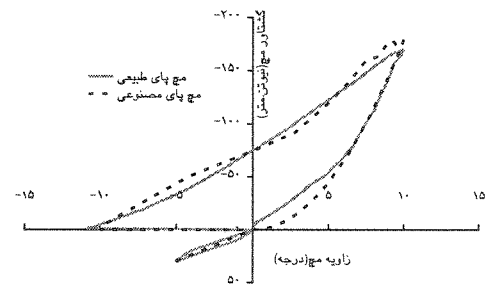
با جایگزینی المان‌های مکانیکی به جای مچ پای سالم در یک محیط شبیه سازی، رفتار مکانیکی آنرا در یک شرایط کاری مشابه مطالعه نموده و داده‌های لازم برای طراحی برآورد



شکل(۵): مدل شبیه سازی شده با استفاده از المان‌های مکانیکی



شکل(۶): نمودار زاویه برحسب زمان مفصل مچ



شکل(۷): نمودار گشتاور - زاویه مفصل مچ

۶- طرح پیشنهادی

همانگونه که در شبیه سازی حرکت با المان‌های غیرخطی ملاحظه شد، با استفاده از یک فنر با رفتار درجه دو ($F=Kx^2$) و یک عملگر، که بتواند گشتاوری مطابق آنچه در جدول (۲) آمده است را ایجاد نماید، می‌توان رفتار مچ پا را در هنگام حرکت با تقریب مناسبی شبیه سازی نمود. با این وجود استفاده از سازوکارهایی که رفتاری مشابه یک فنر غیرخطی درجه دو را داشته باشند علاوه بر آنکه در افزایش وزن پروتز می‌تواند موثر باشد، محدودیت‌هایی را در طراحی می‌تواند ایجاد کند. از طرفی با توجه به اینکه رفتار مچ در تمام سیکل‌های حرکتی یکسان نبوده و تغییراتی از نظر توان، گشتاور و زاویه مچ در سرعت‌ها و وضعیت‌های مختلف حرکتی وجود دارد باید سازوکاری طراحی شود که در آن بتوان، مطابق با موقعیت پا، سفتی‌های مختلفی در مفصل مچ ایجاد کند.

در ادامه طرحی ارائه می‌شود که بر اساس آن، با استفاده از المان‌های ساده مکانیکی خطی عملکرد مچ بگونه‌ای مدل

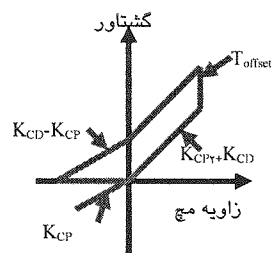
سازی شود که بتواند رفتار مچ را تا میزان مناسبی باز سازی کند. در طرح یاد شده برای هر سه فاز از حرکت مچ چاره اندیشی گردید که عبارتند از:

۱- پلاننار فلکشن کنترل شده: این مرحله با یک فنر خطی شبیه سازی می‌شود.

۲- دورسی فلکشن کنترل شده: این مرحله نیز با استفاده از یک فنر خطی به شکل موازی با فنر مرحله CP مدل می‌شود. با توجه به این که مقدار حداکثر زوایا و سفتی فنر نمی‌تواند از حد مجاز بالاتر رود در انتهای این مرحله همواره گشتاور ایجاد شده در مچ کمتر از مقدار بیشینه آن در یک مچ طبیعی در یک حرکت خاص می‌باشد. در انتهای این مرحله نیاز به یک گشتاور اضافه می‌باشد تا مقدار گشتاور به مقدار بیشینه مورد نیاز برسد و دیگر آنکه کار اضافه‌ای که باید در مرحله بعدی طبق نمودار گشتاور- زاویه آزاد شود تامین شود. برای این منظور می‌توان میزان تغییر زاویه فنر K_{CD} را با استفاده از یک عملگر الکتریکی فرمان‌پذیر تغییر داد.

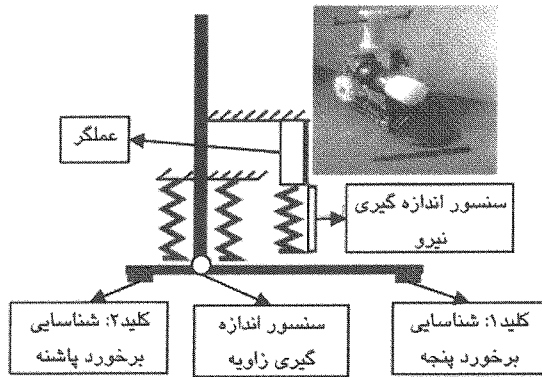
۳- پلاننار فلکشن تقویت شده: در این مرحله همانگونه که از روی نمودار گشتاور زاویه پیدا می‌باشد، گشتاور ذخیره شده در مراحل قبل باید تبدیل به کار شود.

شکل (۸) طرح مفهومی راهکار پیشنهاد شده را نشان می‌دهد. در اینجا برای مدل سازی عملگر و فنر K_{CD} از یک سری الاستیک که از یک موتور، فنر و بال اسکرو [۱۳] تشکیل شده است استفاده شده است. به این ترتیب که فنر این محرک به عنوان فنر K_{CD} عمل کرده و در مرحله‌هایی که نیاز به گشتاور اضافه می‌باشد این سازوکار با تغییر جابه‌جایی در انتهای فنر گشتاور اضافه را تولید می‌کند.

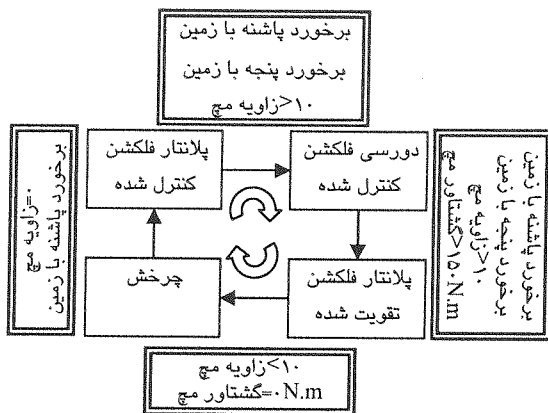


شکل(۸): طرحواره از مدل خطی و چگونگی عملکرد سازوکار آن

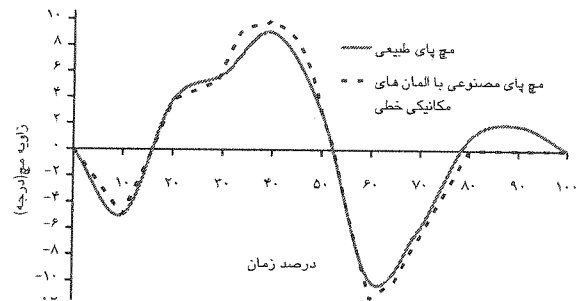
شکل (۹) و شکل (۱۰) نمودار زاویه- زمان و گشتاور- زاویه مچ پای طراحی شده را که در محیط شبیه سازی شده به دست آمده است را نشان می‌دهد. نتایج بدست آمده چنین می‌نمایند که مچ پای طراحی شده بر اساس پیشنهاد گفته شده، می‌تواند جایگزین مناسبی برای مچ پای طبیعی باشد، چرا که رفتار بیومکانیکی آن طبق این نمودارها با رفتار یک مفصل طبیعی برابری مناسبی دارد.



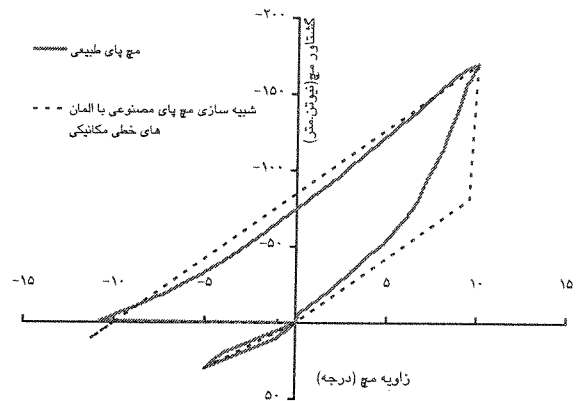
شکل (۱۱): نمونه ساخته شده و طرحواره اجزای آن



این سیستم با استفاده از سنسورهای مناسب الکترونیکی مانند کلید و پتانسیومتر وضعیت پروتز را در هر لحظه شناسایی نموده و بر اساس موقعیت آن فرمان لازم را برای کنترل عملگر می‌دهد. برای پردازش اطلاعات دریافتی و دادن فرمان لازم به عملگر از نرم افزار متلب استفاده شده است. اطلاعات لازم با استفاده از رابط‌های مناسب و با استفاده از یک کارت پردازش سیگنال Advantech به محیط MATLAB وارد شده است. داده‌های بدست آمده با استفاده از برنامه نوشته شده در محیط سیمولینک⁷ پردازش شده و فرمان لازم استنتاج می‌شود. فرمان یاد شده به واسطه دستگاه کارت تبدیل سیگنال به یک رابط مناسب داده می‌شود و از آن طریق پس از تقویت به موتور داده می‌شوند. شکل (۱۳) جزئیات این سیستم کنترل را نشان می‌دهد. می‌توان نتایج به دست آمده از آزمایش این سازوکار و سیستم کنترل آن در شکل (۱۴) دید. همان گونه که مشخص است این سازوکار قابلیت تولید گشتاور در هر زاویه را به گونه‌ای که با مدل شبیه سازی شده برابری مناسبی داشته باشد را دارا می‌باشد.



شکل (۹): نمودار زاویه برحسب زمان مفصل مچ



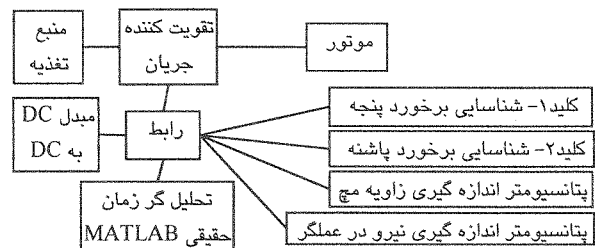
شکل (۱۰): نمودار گشتاور - زاویه مفصل مچ

۷- نمونه سازی اولیه

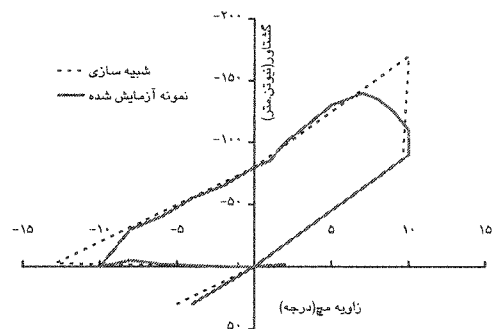
برای بررسی درستی طرح ارائه شده یک نمونه آزمایشگاهی طراحی و ساخته شد. در طرح یاد شده برای کنترل شایسته گشتاور خروجی موتور الکتریکی، یک الگوریتم Real Time مناسب طراحی شد. از آنجاکه هدف از انجام این نمونه سازی تنها بررسی قابلیت شبیه سازی رفتار پروتز بر اساس ایده موجود بوده است دیگر قابلیت‌هایی که از یک پروتز انتظار می‌رود همچون سبکی، راحتی و... بررسی نگردیده است. این پروتز از یک سری الاستیک متشکل از یک موتور DC، یک بال اسکرو و سه فنر استفاده می‌کند که دو فنر از آنها به صورت موازی باهم هستند. دو فنر موازی که طول هر کدام بوسیله یک مجموعه بال اسکرو و موتور مقید شده است، در هر مرحله سفتی مورد نیاز را تامین می‌کنند و عملگر سری الاستیک نیز در زمان مورد نیاز گشتاور اضافی را تامین می‌کند. همچنین به کمک عملگر سری الاستیک، در انتهای هر سیکل وضعیت مچ به موقعیت اولیه بر گردانده می‌شود. شکل (۱۱) تصویر نمونه ساخته شده و طرح آن را نشان می‌دهد.

با استفاده از المان‌های خطی و غیر خطی مکانیکی مانند فنر و عملگر تخمین زده شد. با مدل‌سازی در محیط شبیه‌سازی رفتار مکانیکی مچ پای که با استفاده از المانهای مکانیکی طراحی شده بود با مچ پای طبیعی مقایسه گردید. بنابر این ثابت شد که با استفاده از این المان‌ها در یک مچ پای مصنوعی، می‌توان مفصل مصنوعی را طراحی کرد که عملکرد نزدیکی به عملکرد مفصل طبیعی داشته باشد. از آنجا که طراحی یک پروتز با استفاده از فنر غیر خطی و همچنین عملگری که بتواند در طول یک فاز حرکت مطابق با نیاز گشتاور تولید کند از نظر روش اجرا مشکلاتی را به همراه دارد لذا راه کار فنی برای طراحی پروتز مچ پا پیشنهاد شد. قابلیت مکانیکی طرح پیشنهادی، در مقایسه با یک مچ پای سالم، در یک محیط شبیه‌سازی شده بررسی گردید. در انتها یک مدل اولیه بر اساس طرح پیشنهادی طراحی و ساخته شد تا با استفاده از الگوریتم کنترلی ارائه شده پاسخ آن با آنچه که انتظار می‌رود مقایسه شود.

تمرکز کارهای آینده بر روی طراحی و ساخت یک نمونه کامل‌تر و مناسب‌تر برای آزمایش روی یک معلول می‌باشد تا قابلیت‌های دیگر این طرح به اثبات برسد.



شکل (۱۳): چگونگی ارتباط اجزای مختلف سیستم کنترل



شکل (۱۴): نتایج آزمایش نمونه اولیه

۸- جمع بندی و نتیجه گیری

در این پژوهش رفتار بیومکانیکی مچ پا در حرکت قدم زدن

۹- مراجع

- [۷] Bellman, Ryan D. Holgate, Matthew A. Sugar, Thomas G., SPARKy 3: Design of an active robotic ankle prosthesis with two actuated degrees of freedom using regenerative kinetics, Biomedical Robotics and Biomechatronics, 2008. BioRob 2008. 2nd IEEE RAS & EMBS International Conference on, ISBN: 978-1-4244-2882-3.
- [۸] Prilutsky, B.I., Petrova, L.N., and Raitsin, L.M., "Comparison of mechanical energy expenditure of joint moments and muscle forces during human locomotion," Journal of Biomechanics, vol. 29, no. 4, pp. 405-415.
- [۹] Winter, D. A. (1990). Biomechanics and Motor Control of Human Movement, Wiley-Interscience Publication, New York.
- [۱۰] Winter, D. A. (1996). The biomechanics and motor control of human gait: normal, elderly and pathological, Wiley, New York.
- [۱۱] Kirtley, C. (1998) 'CGA Normative Gait Database', Hong Kong Polytechnic University, 10 Old Adults, Available <http://guardian.curtin.edu.au>
- [۱۲] Inman, V.T., Ralston, H.J., & Todd, F. (1981) 'Human Locomotion', in: Human Walking, Rose, J. & Gamble, J. G., eds., Williams and Wilkins, Baltimore.
- [۱۳] Robinson D, Pratt J, Paluska D and Pratt G Series Elastic Actuator Development for a Biomimetic Robot. Proceedings of the IEEE/ASME International Conference on Advanced Intelligent Mechatronics (1999).
- [۱] Stein, J.L., and Flowers, W.C., Stance phase control of above-knee prostheses: knee control versus SACH foot design, Journal of Biomechanics, vol. 20, no. 1, pp. 19-28, 1988.
- [۲] Popovic, D. and Schwirtlich, L., Belgrade active A/K prosthesis, in de Vries, J. (Ed.), Electrophysiological Kinesiology, Intern. Congress Ser. No. 804, Excerpta Medica, Amsterdam, The Netherlands, pp.337-343, 1988.
- [۳] Klute, G. K. and Hannaford, B. 2000. Accounting for elastic energy storage in McKibben artificial muscle actuators, ASME Journal of Dynamic Systems, Measurements, and Control, vol. 122, pp. 386-388, June.
- [۴] Klute, G.K., Czerniecki, J., Hannaford, B., "Development of Powered Prosthetic Lower Limb, Proceedings of the First National Meeting, Veterans Affairs Rehabilitation Research and Development Service, 1998.
- [۵] Sup, F.; Bohara, A.; Goldfarb, M., Design and Control of a Powered Knee and Ankle Prosthesis, Robotics and Automation, 2007 IEEE International Conference on Volume , Issue , 10-14 April 2007 Page(s):4134 - 4139.
- [۶] Rino Versluys, Anja Desomer, Gerlinde Lenaerts, Olivier Pareit, Bram Vanderborght, Georges Van der Perre, Louis Peeraer, Dirk Lefeber, A biomechanical transtibial prosthesis powered by pleated pneumatic artificial muscles, International Journal of Modelling, Identification and Control (IJMIC) Volume 4 - Issue 4 - 2008, DOI: 10.1504/IJMIC.2008.021479.

- \ Actuator
- \ Prosthesis
- \ Stance
- \ Plantar Flexion
- \ Dorsi Flexion
- \ Swing
- \ Simulink