



مدل سازی سینماتیکی و طراحی بهینه ی یک مکانیزم توانبخشی حرکت پای افراد ناتوان

فائزه جهانشاه^۱، علی مختاریان^{۲*}

۱- کارشناس ارشد، دانشکده مهندسی مکانیک، واحد خمینی شهر، دانشگاه آزاد اسلامی، خمینی شهر، اصفهان، ایران

۲- استادیار، دانشکده مهندسی مکانیک، واحد خمینی شهر، دانشگاه آزاد اسلامی، خمینی شهر، اصفهان، ایران

* اصفهان، صندوق پستی 84175-119، mokhtarian@iaukhsh.ac.ir

چکیده

امروزه با پیشرفت علم مهندسی در زمینه ی پزشکی، استفاده از سیستم های توانبخشی رباتیکی جهت درمان ناتوانی حرکتی بسیار مورد توجه قرار گرفته است. طراحی و ساخت این دستگاه ها از اهمیت بسیار بالایی برخوردار است. یکی از مهم ترین وسایل توانبخشی مورد استفاده سیستم های کمک حرکتی پا هستند که از جمله مسائل مهم در راستای طراحی و ساخت این سیستم ها حرکت دادن پا بر اساس الگوی صحیح راه رفتن می باشد. در این مقاله طراحی یک دستگاه فعال یک درجه آزادی جهت توانبخشی پای افراد ناتوان ارائه شده است. مدل پیشنهادی مبتنی بر ساختار یک مکانیزم چهارمیله ای است که پارامترهای طراحی و ساخت آن با بکارگیری الگوریتم بهینه سازی ژنتیک به گونه ای انتخاب می شوند که حرکت پا کمترین اختلاف را با الگوی راه رفتن دارا باشد. پس از استخراج معادلات سینماتیکی حلقه بسته ی سیستم و حل آن ها، بهینه سازی با تمرکز بر روی هر یک از مفصل ران و زانو به طور جداگانه با تغییر مناسب ضرایب وزنی تابع هدف (W_1 و W_2) به انجام رسیده است. با توجه به تابع هدف بهینه سازی تعریف شده، با افزایش W_1 نسبت به W_2 قابلیت سیستم در نزدیک نمودن زاویه ی مفصل ران به تابع زمانی مطلوب و با افزایش W_2 نسبت به W_1 توانایی دستگاه در نزدیک کردن زاویه ی مفصل زانو به تابع زمانی متناظر افزایش می یابد. نتایج بدست آمده گویای توانایی دستگاه در توانمندسازی حرکت پای افراد ناتوان در جهت بازتوانی حرکت مطلوب راه رفتن برای آنهاست.

اطلاعات مقاله

مقاله پژوهشی کامل

دریافت: ۱۸ فروردین ۱۳۹۷

پذیرش: ۲۲ خرداد ۱۳۹۷

ارائه در سایت: ۱۵ مرداد ۱۳۹۷

کلیدواژگان

مدلسازی سینماتیکی

مکانیزم چهار میله ای

توانبخشی

بهینه سازی

Kinematic Modeling and Optimum Design of a Rehabilitation Mechanism for Leg Motion of People with Disabilities

Faezeh Jahanshah¹, Ali Mokhtarian^{2*}

1- Department of Mechanical Engineering, Khomeinishahr Branch, Islamic Azad University, Khomeinisahr/Esfahan, Iran

2- Department of Mechanical Engineering, Khomeinishahr Branch, Islamic Azad University, Khomeinisahr/Esfahan, Iran

* P.O.B. 84175-119 Esfahan, Iran, mokhtarian@iaukhsh.ac.ir

Article Information

Original Research Paper

Received 7 April 2018

Accepted 12 June 2018

Available Online 6 August 2018

Keywords

Kinematic Modeling

Four-Bar Mechanism

Rehabilitation

Optimization

ABSTRACT

Today, with advances in medical, using robotic rehabilitation systems for treating incapability movements have been taken into consideration so much. One of the most important means of rehabilitation systems are used for auxiliary lower leg motion systems that the main factor in design and construction of these systems is moving leg according to the correct walking pattern. In this paper, design of an active device with one degree of freedom is provided for rehabilitating the weak leg of disable people. The proposed model is based on the structure of a four-bar mechanism. Its design and construction parameters with use of genetic optimization algorithm are selected in such a way that leg motions have the least difference with the pattern of walking. After the extraction of the kinematic equations of the closed-loop system and solving them, optimization with focusing on each joint of hip and knee is done separately with appropriate difference with weighting coefficients of objective function (W_1, W_2). Due to the defined optimization objective function, with increasing W_1 respect to W_2 , the ability of system will increase in approximating the angle of hip joint to the optimal time function and by increasing W_2 respect to W_1 , the ability of

Please cite this article using:

برای ارجاع به این مقاله از عبارت ذیل استفاده نمایید:

Faezeh Jahanshah, Ali Mokhtarian, Kinematic Modeling and Optimum Design of a Rehabilitation Mechanism for Leg Motion of People with Disabilities, *Journal of Mechanical Engineering and Vibration*, Vol. 9, No. 2, pp. 14-19, 2017 (In Persian)

device will increase in approximating the angle of knee joint to the corresponding time function. The results indicated that the device ability for empowerment of leg motion of the disable people is in the way to rehabilitate the desired walking movement for them.

۱- مقدمه

امروزه با بکارگیری دانش، رباتیک در علم پزشکی بیشتر در معرض توجه واقع شده است [۱]. با پیشرفت در حوزه رباتیک و مهندسی پزشکی، طراحی و ساخت سیستم‌های هوشمند در زمینه‌ی بهبود و حذف نقص حرکتی از شتاب قابل توجهی برخوردار شده است. برخی از سیستم‌های رباتیکی برای احیای مکانیک و اصلاح الگوی حرکتی مبتلایان به بیماری‌های اسکته مغزی بکار گمارده شده‌اند و نتایج امیدوار کننده‌ای از آنها حاصل شده است [۲]. مطالعات کلینیکی انجام شده در این بیماری نشان می‌دهد که مبتلایان به این بیماری عموماً بطور نسبی در سه قابلیت تحرک، تکلم و تفکر در رنج و دچار نقایصی می‌شوند که هر کدام بصورت مستقل یا همراه با هم از استعداد بالقوه‌ی درمان برخوردار خواهند بود [۳]. شا و همکارانش در سال ۲۰۱۱ طرحی را با عنوان اختصاری I-LAD^۱ معرفی کردند که بوسیله آن فرد قادر است به تمرین راه رفتن بپردازد. نکته مهم در این طرح عملکرد دوگانه‌ی آن به صورت غیرفعال و فعال است. به این صورت که وقتی فرد به صورت صحیح راه می‌رود دستگاه به صورت غیرفعال است و فقط توان لازم برای فرد را مهیا می‌کند و در حالتی که فرد از روند راه رفتن طبیعی خارج می‌شود دستگاه سعی در اصلاح آن دارد. در این طرح از یک لینک‌بندی دوگانه همراه با موتورهای الکتریکی و گیربکس سیاره‌ای استفاده شده که به کمک چندین سنسور به صورت حلقه بسته کنترل می‌شود [۴]. در سال ۲۰۱۲ مینگ شیون و همکارانش طراحی و کنترل یک مکانیزم CPM^۲ پیشنهاد دادند. در این آرتز از یک سیستم کشویی هوشمند مبتنی بر مکانیزم لنگ- لغزنده برای رسیدن به سرعت زاویه‌ای و موقعیت دلخواه استفاده شده است [۵]. ریفایی و همکاران در سال ۲۰۱۳ به مطالعه روی یک آرتز فعال اندام تحتانی برای حرکت مفصل زانو پرداخته‌اند. سیستم کنترل ساق پا از طریق یک مدل غیرخطی مرتبه ۲ با در نظر گرفتن اینرسی و وزن بیان شده است [۶]. در سال ۲۰۱۳ لاگونس و همکارانش به طراحی یک آرتز فعال پا با نام KAFO^۳ برای افراد مبتلا به آسیب نخاعی پرداخته‌اند. طراحی بر اساس

ایده‌ی اصلاح آرتز منفعل موجود با اضافه کردن ماژول‌های مکترونیک سازگار در مفاصل است. این طرح به مشکلات ناشی از طراحی و کنترل آرتز پرداخته و راه‌حلهایی برای رفع نواقص بیان کرده است [۷].

در تحقیق حاضر نیز یک سیستم مکترونیک طراحی و پیشنهاد می‌شود تا ضمن حذف نیاز به فیزیوتراپیست‌ها، امکان اصلاح حرکت در اعضای پای بیماری که دچار فقر حرکتی شده‌اند، فراهم و بهبودی حرکت برای مبتلایان به این بیماری با کیفیت بهتر تضمین شود. از نکات قابل توجه در طراحی این سیستم انتخاب پارامترهای طراحی به بهترین شکل ممکن جهت بهبود حرکت عضو آسیب‌دیده می‌باشد [۸]. در این پژوهش جهت بدست آوردن پارامترهای بهینه‌ی دستگاه از روش بهینه‌سازی الگوریتم ژنتیک استفاده شده است. از مزایای دیگر سیستم طراحی شده نسبت به موارد مشابه، امکان استفاده‌ی بیمار از مکانیزم در حالت خوابیده (درازکش) می‌باشد. مدل سینماتیکی ارائه شده از دستگاه همراه با پای بیمار بر اساس ساختار مکانیزم‌های چهارمیله‌ای می‌باشد. پس از طراحی اولیه‌ی سیستم و استخراج معادلات سینماتیکی، به تعیین تابع هدف مناسب جهت بهینه‌سازی پارامترهای طراحی پرداخته شده است. بهینه‌سازی‌های انجام شده با تمرکز بر روی یکی از مفاصل ران و زانو با تغییر مناسب ضرایب وزنی تابع هدف (W_1 و W_2) به طور جداگانه به انجام رسیده است.

۲- مدل سازی فیزیکی سیستم

طرح پیشنهادی مدل‌سازی یک مکانیزم چهار میله‌ای است که هدف اصلی آن نزدیک نمودن مسیر حرکت‌های دورانی لگن و زانو به مسیر مطلوب، بدون اعمال کوششی از جانب بیمار می‌باشد (شکل ۱). در این مکانیزم لینک اول ران پای بیمار (L_3) و لینک دوم فاصله‌ی زانو از نقطه اتصال لینک L_1 به ساق پا (L_2) می‌باشد. این دو لینک از طریق لینک سوم (L_1) به محرک خارجی متصل می‌شود. لینک چهارم این مکانیزم وتر مثلث قائم الزاویه‌ای است که یک ضلع آن فاصله‌ی لگن از محرک خارج (D) و ضلع دیگر آن ارتفاع لگن از محرک خارجی (H) می‌باشد. با تعریف یک قالب بهینه‌سازی مناسب در ترکیب با مسأله‌ی شبیه‌سازی، به پارامترهای بهینه‌ی دستگاه به گونه‌ای دست می‌-

¹ Intuitive Leg Assist Device

² Continuous Passive Motion

³ knee-Ankle-Foot Orthosis

$$\varphi = \beta - \theta \quad (5)$$

$$\varphi = \cos^{-1} \left(\frac{[M^2 + N^2 - (L_2)^2 - (L_3)^2]}{2L_2L_3} \right) \quad (6)$$

همچنین داریم:

$$L_2 \cos \theta + L_3 \cos(\theta + \varphi) = M \quad (7)$$

با استفاده از بسط مثلثاتی رابطه‌ی (۷) را بازنویسی می‌کنیم:

$$L_3 \cos \alpha \cos \varphi - L_3 \sin \alpha \sin \varphi + L_2 \cos \theta = M \quad (8)$$

طرفین رابطه‌ی (۸) را بر $\cos \theta$ تقسیم می‌کنیم:

$$L_3 \cos \varphi - (L_3 \sin \varphi) \tan \theta + L_2 = \frac{M}{\cos \theta} \quad (9)$$

رابطه‌ی (۹) را به توان ۲ می‌رسانیم:

$$\begin{aligned} & (L_3 \cos \varphi + L_2)^2 + (L_3 \sin \varphi)^2 (\tan \theta)^2 \\ & - 2(L_2 + L_3 \cos \varphi)(L_3 \sin \varphi) \tan \theta \\ & = M^2 [1 + (\tan \theta)^2] \end{aligned} \quad (10)$$

رابطه‌ی (۱۰) به صورت یک معادله‌ی درجه‌ی ۲ بر حسب $\tan \theta$ بدست آمد، که بر اساس آن ضرایب معادله به شرح زیر می‌باشد:

$$a = M^2 - (L_3)^2 (\sin \varphi)^2 \quad (11)$$

$$b = 2(L_2 + L_3 \cos \varphi)(L_3 \sin \varphi) \quad (12)$$

$$c = M^2 - (L_3 \cos \varphi + L_2)^2 \quad (13)$$

بنابراین داریم:

$$\tan \theta = \frac{-b \pm \sqrt{b^2 - 4ac}}{2a} \quad (14)$$

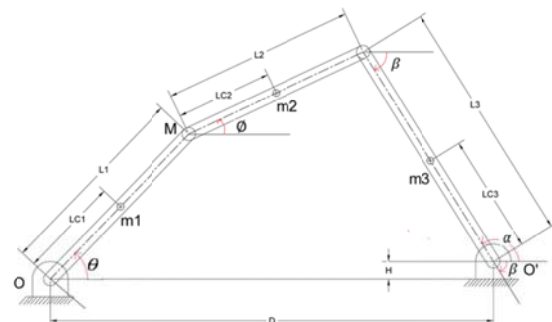
$$\theta = \tan^{-1} [(-b \pm \sqrt{b^2 - 4ac}) / 2a] \quad (15)$$

برای محاسبه‌ی سرعت زاویه‌ای از روابط (۱) و (۲) بر حسب زمان مشتق می‌گیریم که خواهیم داشت:

$$\begin{cases} -L_1 \dot{\theta} \sin \theta - L_2 \dot{\theta} \sin \theta - L_3 \dot{\beta} \sin \beta = 0 \\ L_1 \dot{\theta} \cos \theta + L_2 \dot{\theta} \cos \theta + L_3 \dot{\beta} \cos \beta = 0 \end{cases} \quad (16)$$

یابیم که پاسخ شبیه‌سازی مسأله، متناظر با نزدیکترین مسیر برای دوران‌های لگن و زانو به حالت مطلوب متناظر با الگوی راه رفتن باشد (شکل ۱).

برای بدست آوردن تابع هدف مناسب نیاز است مکانیزم (شکل ۱) به لحاظ سینماتیکی تحلیل شود [۹].



شکل ۱ مدل مکانیزم توانبخشی پیشنهادی در اتصال به پا

۳- معادلات سینماتیکی سیستم

معادلات سینماتیکی حاکم بر سیستم طراحی شده به شکل زیر می‌باشد:

$$L_1 \cos \theta + L_2 \cos \varphi + L_3 \cos \beta = D \quad (1)$$

$$L_1 \sin \theta + L_2 \sin \varphi + L_3 \sin \beta = H \quad (2)$$

از آنجا که هدف یافتن زوایای ω و $\dot{\theta}$ بر حسب تغییرات زاویه‌ی θ است معادلات بالا را به شکل زیر تغییر می‌دهیم:

$$L_2 \cos \varphi + L_3 \cos \beta = D - L_1 \cos \theta \quad (3)$$

$$D - L_1 \cos \theta = M \quad (3)$$

$$L_2 \sin \varphi + L_3 \sin \beta = H - L_1 \sin \theta \quad (4)$$

$$H - L_1 \sin \theta = N \quad (4)$$

معادلات (۳) و (۴) را به توان ۲ می‌رسانیم و باهم جمع می‌کنیم:

$$\cos(\beta - \varphi) = \frac{[M^2 + N^2 - (L_3)^2 - (L_2)^2]}{2L_2L_3}$$

با تعریف به صورت رابطه‌ی (۵) خواهیم داشت:

شود. تکرار تا زمانی ادامه پیدا می کند که نتایج حاصل از تابع هدف به کمترین مقدار خودش نزدیک شود.

برای بررسی عملکرد این الگوریتم از یک کاربر سالم جهت شبیه سازی و همچنین امکان سنجی در مرکز تحقیقات اسکلتی-عضلانی دانشکده توانبخشی دانشگاه علوم پزشکی اصفهان با مشخصات فیزیولوژیکی معتبر استفاده شد. زوایای چرخش زانو و مفصل ران طی یک سیکل گامی به روش ثبت حرکت با استفاده از تصویر برداری مادون قرمز در دانشکده توانبخشی دانشگاه اصفهان استخراج شده است.

در الگوریتم باینری نوشته شده در حل مسأله ی بهینه سازی، جمعیت اولیه ی کروموزوم ها، ضریب عملگر ترکیب و ضریب عملگر جهش به ترتیب برابر اعداد ۱۰، ۰/۸ و ۰/۰۳ انتخاب شده است. با توجه به این مسأله، در برنامه ی بهینه سازی الگوریتم ژنتیک تدوین شده، در صورت عدم برقراری رابطه ی کراشف یک مقدار جریمه ثابت که در مقایسه با مرتبه عددی تابع هدف عدد بسیار بزرگی است به عنوان تابع پنالتی به تابع بهینه سازی افزوده می شود.

۵- نتایج بهینه سازی

در تایج بهینه ی بدست آمده در این مرحله در سه حالت بررسی می شود. حالت اول نتایج حاصل بدون اختلاف پارامترهای وزنی W_1 و W_2 است، حالت دوم افزایش W_2 نسبت به W_1 جهت تمرکز بر روی تغییر زاویه ی زانو و حالت سوم افزایش W_1 نسبت به W_2 برای تمرکز بر روی تغییر زاویه ی مفصل ران می باشد. در حالت اول نتایج با مقادیر وزنی $W_1=1$ ، $W_2=1$ مورد بررسی قرار گرفت (شکل های ۲ و ۳). یعنی تغییرات زاویه ی مفصل ران و مفصل زانو از ارزش یکسانی در تابع هدف برخوردار می باشند. در حالت دوم نتایج مدل سازی با مقادیر $W_1=100$ ، $W_2=1$ ارزیابی شد (شکل های ۳ و ۴). از آنجا که W_1 ضریب تغییرات زاویه ی مفصل ران در تابع هدف می باشد، با افزایش آن، این مرحله با هدف تمرکز بر روی نزدیکی زاویه ی مفصل ران به حالت ایده آل خود انجام گرفت. و نهایتاً در حالت سوم نتایج بدست آمده به منظور تمرکز بر روی تغییرات زاویه ی مفصل زانو و نزدیکی این زاویه به حالت ایده آل و واقعی، با بالا بردن ضریب تغییرات زاویه ی زانو (W_2) در تابع هدف با مقادیر $W_1=1$ ، $W_2=100$ بررسی شده است (شکل های ۵ و ۶).

$$\begin{bmatrix} \dot{\theta} \\ \dot{\beta} \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} -L_2 \sin \theta & -L_3 \sin \beta \\ L_2 \cos \theta & L_3 \cos \beta \end{bmatrix}^{-1} * \begin{bmatrix} L_1 \sin \theta \\ -L_1 \cos \theta \end{bmatrix} \dot{\theta} \quad (17)$$

با در اختیار داشتن معادلات حرکت سیستم مدل شده از اعضای بدن بیمار و همچنین اطلاع از مشخصات فیزیکی و سینماتیکی وی می توانیم به حل معادلات سینماتیکی در قالب یک مسأله ی تعریف شده بر طرح پردازیم.

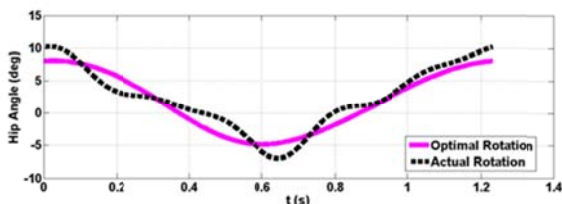
۴- تابع بهینه سازی

چگونگی تعریف خواسته ی مسأله، تعریف مناسب تابع هدف بهینه سازی را به همراه دارد [۱۰]. در اینجا تابع بهینه سازی مربوطه مطابق رابطه ی (۱۸) انتخاب گردیده است:

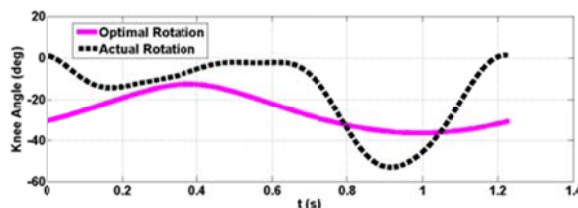
$$e = \int_0^T [W_1 (\theta_{hip}(t) - \theta_{dhip}(t))^2 + W_2 (\theta_{knee}(t) - \theta_{dknee}(t))^2] dt \quad (18)$$

که در آن T دوره ی زمانی تکرار سیکل گامی است. θ_{dhip} و θ_{dknee} توابع زمانی دوران های مطلوب لگن می باشند که برای کاربر سالم با آنالیز سینماتیکی راه رفتن او بر روی زمین در حالت طبیعی و بدون استفاده از دستگاه، به صورت دقیقی قابل تعیین می باشد. البته در مورد بیمار نیز روش هایی جهت تخمین و ارزیابی مسیر مطلوب حرکت اعضای پایین تنه در هنگام راه رفتن وجود دارد. θ_{hip} و θ_{knee} توابع زمانی سیستم و بیانگر دوران های لگن و زانو هستند که از حل معادلات سینماتیک مسئله استخراج شده است. W_1 و W_2 جهت وزن دار کردن مناسب پارامترها در تابع هدف وارد گردیده است. هر اندازه جواب تابع بهینه سازی به صفر نزدیکتر شود مسیر حرکت مکانیزم توانبخشی به الگوی حرکت مرجع نزدیکتر می شود.

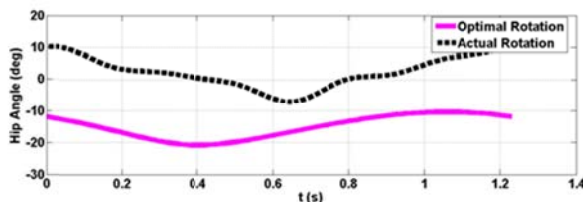
در اینجا نتایج در سه حالت بررسی می شود. با توجه به تحلیل سینماتیک مسأله، پارامترهای طراحی در این الگوریتم بهینه سازی L_1 ، L_2 ، D ، H و زاویه ی شروع θ در نظر گرفته می شود. با مقداردهی اولیه به این پارامترها و تغییرات دامنه ی آنها به روش سعی و خطا در هر بار اجرای برنامه می توانیم به مقدار بهینه ی پارامترهای طراحی دست یابیم. در مسأله ی بهینه سازی حاضر، ابتدا الگوریتم ژنتیک با انتخاب یک جمعیت هدف اولیه، فرآیند بهینه سازی را آغاز و پس از دستیابی به یک نقطه ی بهینه ی نسبتاً قابل قبول، در مرحله ی دوم با شروع از بهترین نقطه بدست آمده از مرحله ی اول، روند بهینه سازی تکرار می



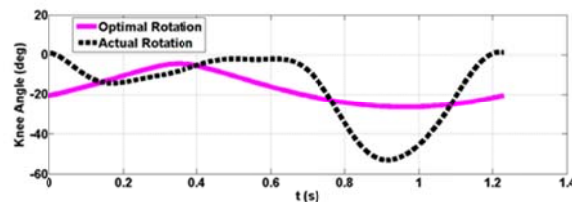
شکل ۱ نمودار زمانی بهینه شده زاویه‌ی چرخش مفصل ران در مقایسه با نمودار مطلوب متناظر در حالت سوم



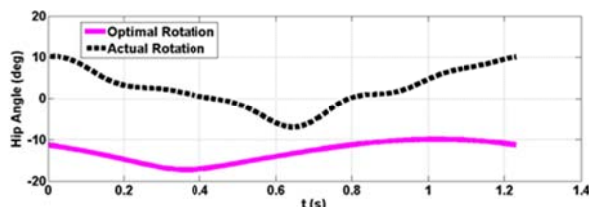
شکل ۲ نمودار زمانی بهینه شده‌ی زاویه‌ی چرخش مفصل زانو در مقایسه با نمودار مطلوب متناظر در حالت اول



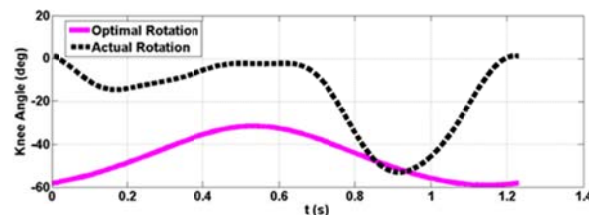
شکل ۳ نمودار زمانی بهینه شده زاویه‌ی چرخش مفصل ران در مقایسه با نمودار مطلوب متناظر در حالت اول



شکل ۴ نمودار زمانی بهینه شده‌ی زاویه‌ی چرخش مفصل زانو در مقایسه با نمودار مطلوب متناظر در حالت دوم



شکل ۵ نمودار زمانی بهینه شده‌ی زاویه‌ی چرخش مفصل ران در مقایسه با نمودار مطلوب متناظر در حالت دوم



شکل ۶ نمودار زمانی بهینه شده‌ی زاویه‌ی چرخش مفصل زانو در مقایسه با نمودار مطلوب متناظر در حالت سوم

۶- نتیجه‌گیری

براساس نمودارهای شکل‌های ۲ تا ۷ می‌توان نتیجه گرفت با تغییر ضرایب وزنی W_1 و W_2 در تابع هدف می‌توان حرکت مناسبی را برای تنها یکی از مفاصل زانو و ران به دلخواه ایجاد نمود، هر چند که امکان تأمین حرکت بهینه‌ی مطلوب برای کل پا وجود ندارد. البته این محدودیت با توجه به سیستم یک درجه آزادی ارائه شده و با وجود دو درجه آزادی بودن حرکت صفحه-ای پا دور از انتظار نمی‌باشد. همچنین تأمین حرکت مناسب برای هر یک از مفاصل ران و زانوی پا به صورت جداگانه به خوبی امکان پذیر بوده‌است. محاسبات انجام گرفته به خوبی نشان‌دهنده‌ی کارکرد مناسب الگوریتم ژنتیک در تعیین بهینه‌ی پارامترهای طولی مکانیزم است به‌گونه‌ای که برای افراد با قد و مشخصات طولی متفاوت، قابل استفاده می‌باشد. از آنجا که این مکانیزم عضله‌های پای بیمار را تا حد زیادی درگیر حرکت می‌کند می‌تواند به میزان قابل قبولی اثر مطلوب در توانبخشی فرد بیمار داشته باشد. طراحی و ساخت سیستم پیشنهادی از اهداف آتی نویسندگان این مقاله می‌باشد.

۷- تقدیر و تشکر

نگارندگان این مقاله برخورد لازم می‌دانند از همکاری گروه آرتوپدی فنی دانشکده توان‌بخشی دانشگاه علوم پزشکی اصفهان تشکر نمایند.

۸- مراجع

- [1] Surdilovic, D. and Bernhardt, R., STRING-MAN: A New Wire Robot for Gait Rehabilitation, Proceeding of International Conference on Robotics and Automation, Vol. 2, pp. 2031-2036, 2004
- [2] Dollar, A.M. and Herr, H., Lower-extremity Exoskeletons and active orthoses: Challenges and state-of-the-Art, Proceeding of IEEE Transactions on Robotics, Vol. 24, No. 1, pp. 144-158, 2008.
- [3] Colombo, G., Joerg, M., Schreier, R. and Dietz, V., Treadmill Training of Paraplegic Patients Using a

- Robotic Orthosis, Journal of Rehabilitation Research and Development, Vol. 37, No. 6, pp. 693-700, 2000.
- [4] Shah, B., McNally, D., Patel, K., Frone, S. and Sutaria, S., Design and fabrication of an Intuitive Leg Assist Device to address lower extremity weakness, Proceeding of 37th Annual Northeast Bioengineering Conference, pp. 1-2, 2011.
- [5] Ming-Shiun H., Chin-Sheng C., Kuan-Sheng C., Intelligent Pasive Control For Lower Limb Rehabilitation System, Transactions of the Canadian Society for Mechanical Engineering, Vol.37, No. 3, 2013.
- [6] Rifai, H., Mohammed, S., Hassani, W Amirat, Y., Nested Saturation Based Control of aNn Actuated Knee Joint Orthosis, Mechatronics, Vol. 23, No. 8, pp 1141-1149, 2013
- [7] Font-Llagunes, J.M., Lugris, U., Romero, F., Clos, D., Alonso, F.J., Cuadrado, J. , Design of a Patient-Tailored Active Knee-Ankle-foot Orthosis to Assist the Gait of Spinal Cord Injured Subjects, J.Neuroeng. Rehabilitation., Vol.10, No. 5, PP.1-8, 2013
- [8] Belforte, G., Gastaldi, L. and Sorli, M., Pneumatic active gait orthosis, ELSEVIER, Mechatronics, Vol. 11, No. 3, pp. 301-323, 2001.
- [9] Rider, M., Design and Analysis of Mechanisms: A Planer Approach, wiely, 2015.
- [10] Hoseini, S.M. and Zahrai, B., Genetic Algorithm & Engineering Optimization, 2009(in Persian).